



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410049823. X

[43] 公开日 2005 年 2 月 9 日

[11] 公开号 CN 1575771A

[22] 申请日 2004.6.24

[21] 申请号 200410049823. X

[30] 优先权

[32] 2003. 6. 25 [33] JP [31] 2003 - 181113

[71] 申请人 阿洛卡株式会社

地址 日本东京都

[72] 发明人 竹内秀树

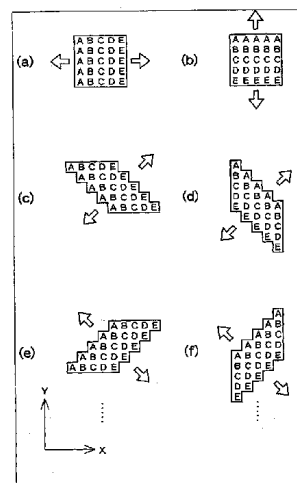
[74] 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司
代理人 程伟 王锦阳

权利要求书 4 页 说明书 15 页 附图 12 页

[54] 发明名称 超声波诊断装置

[57] 摘要

在超声波诊断装置中，在一个二维阵列换能器上定义多个子阵列。根据波束扫描方向自适应地改变每个子阵列的子阵列形状样式。每一个子阵列由多个分组构成，每个分组由多个换能器元件构成。根据波束扫描方向改变子阵列形状样式，随之同样改变每个分组的分组形状样式。改变每一个子阵列的子阵列形状，并由变化的形状的最大外缘确定一个可变区域。在多个子阵列中，可变区域相互之间局部重叠。在二维阵列换能器上，即使当每一个子阵列形状改变时，多个子阵列相互之间仍总是紧密结合。



- 1、一种超声波诊断装置，它包括：
 - 1) 一个阵列换能器，其具有多个沿二维方向排列的换能器元件；
 - 5 2) 一个开关部件，用于定义多个子阵列，这些子阵列涉及多个换能器元件；及
 - 3) 一个接收处理部件，用于处理从阵列换能器输出的多个接收信号；其中
 - 4) 开关部件改变阵列换能器中至少一个子阵列的子阵列形状样式。
- 10 2、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其中开关部件改变每个子阵列的子阵列形状样式。
- 3、根据权利要求2所述的超声波诊断装置，其中对多个子阵列设定一个相同的子阵列形状样式。
- 15 4、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其进一步包括一个控制部件，用于根据波束形成状态切换子阵列形状样式。
- 20 5、根据权利要求4所述的超声波诊断装置，其中阵列换能器是一个二维阵列换能器在该阵列换能器中的多个换能器元件按 X 和 Y 方向排列；及波束形成状态包括在 X-Y 平面上波束扫描方向。
- 6、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其中开关部件进一步为每一个子阵列确立多个分组，每一个分组包括多个换能器；接收处理部件处理从每一个子阵列中的每一个分组输出的分组接收信号；及开关部件进一步具有随着子阵列形状样式的改变而改变每个分组的分组形状样式的功能。
- 25 7、根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其中根据波束形成状态，构成每个分组的换能器元件的数目不同。
- 30

- 8、根据权利要求7所述的超声波诊断装置，其中波束形成状态包括波束扫描方向。
- 5 9、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其中根据波束形成状态，每个子阵列中包括一个或多个无效换能器元件。
- 10、根据权利要求6所述的超声波诊断装置，其进一步包括一个控制部件，用于根据波束形成状态，随着子阵列形状样式一同，切换分组形状样式。
- 10 11、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其中即使当子阵列形状样式改变时，多个子阵列相互之间仍紧密结合。
- 15 12、根据权利要求1所述的超声波诊断装置，其中为每一个子阵列确定一个样式可变区域，藉此，在阵列换能器上确定多个样式可变区域；每一个子阵列的样式可变区域对应于一个如下区域，该区域由与每一个子阵列相关的多个子阵列形状样式组合形成；及多个样式可变区域相互之间局部重叠。
- 20 13、根据权利要求12所述的超声波诊断装置，其中每一个样式可变区域覆盖了每一个子阵列所特有的多个换能器元件和位于多个样式可变区域局部重叠的部分上的多个换能器元件。
- 25 14、一种超声波诊断装置，它包括：
- 1) 一个阵列换能器，其具有多个换能器元件；
- 2) 一个开关部件，用于定义多个子阵列，这些子阵列涉及多个换能器元件，并用于为多个子阵列设定多个分组，及为每个分组输出分组接收信号；
- 30 3) 一个接收处理部件，用于处理从开关部件输出的多个分组接收信号；
- 及
- 4) 一个控制部件，用于根据波束扫描状态控制开关部件；

其中

5) 控制部件控制开关部件的操作, 以改变每一个子阵列的子阵列形状样式, 并改变每一个分组的分组形状样式。

- 5 15、根据权利要求 14 所述的超声波诊断装置, 其中接收处理部件包括: 多个子相位调整和求和电路, 每个子相位调整和求和电路进行子相位调整和求和过程, 该过程涉及从每个子阵列输出的多个分组接收信号, 并且每个子相位调整和求和电路输出子相位调整和求和信号; 及一个主相位调整和求和电路, 用于进行主相位调整和求和过程, 该
- 10 过程涉及从多个子相位调整和求和电路输出的多个子相位调整和求和信号。

16、根据权利要求 15 所述的超声波诊断装置, 其中探头头部内至少具有阵列换能器及开关部件。

15

17、一种超声波诊断装置, 它包括:

- 1) 一个阵列换能器, 它具有多个换能器元件;
- 2) 一个开关部件, 用于设定多个子阵列, 这些子阵列涉及多个换能器元件, 及
- 20 3) 一个控制部件, 用于根据波束扫描方向控制开关部件, 以便自适应地改变每一个子阵列的子阵列形状样式。

18、根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置, 其中每一个子阵列形状样式均由多个样式单元组成, 及每一个样式单元均由基本上成线形排列的一串换能器元件组成。

25

19、根据权利要求 18 所述的超声波诊断装置, 其中每一串换能器元件基本上与波束扫描方向相垂直。

30 20、根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置, 其中当波束扫描方向为 0 度、90 度、180 度及 270 度时, 每一个子阵列均为四方形, 及当波束扫描方向为其它角度时, 每一个子阵列的形状从四方形转变为平行四

边形或其它形状。

21、根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置，其中控制部件根据波束扫描方向在每一个子阵列内设定一个或多个无效换能器元件；同样，
5 在每一个子阵列中，设定除上述的一个或多个无效换能器元件外的多个有效换能器元件，以此来设定多个分组。

22、根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置，其中控制部件根据波束扫描方向在每一个子阵列中定义多个分组，并且控制部件根据波束扫描方向改变每个分组的分组形状样式，及同样根据波束扫描方向改变
10 构成每个分组的换能器元件的数目。

超声波诊断装置

5 技术领域

本发明涉及应用于医疗领域的超声波诊断装置。更特别地，本发明涉及在阵列换能器(array transducer)设定多个子阵列(sub array)。

背景技术

10 超声波诊断装置应用于医疗领域，目的是对生命体（病人）的疾病作出诊断。更明确地讲，超声波诊断装置向生命体发出超声波脉冲并接收反射波，根据从反射波中获得的接收信号形成超声波图象。

将二维（2D）阵列换能器（或换能器阵列）用于对超声波束的二维扫描，从而形成捕获体内空间的三维回声数据。二维换能器一般由
15 多个换能器元件组成，这些元件沿 X 和 Y 方向排列。

在一些二维阵列换能器中，在二维阵列换能器上设定多个子阵列，以期达到减少发射/接收部件的信道，同时形成多个接收波束的目的，或是其它的目的。传统上，在二维阵列换能器上所设定的子阵列是固定的。例如，在一个二维换能器上，设定的多个子阵列为矩形，如果
20 这样，每一个子阵列的形状是不能改变的。公开号为 2001-276064 的日本专利公布了对多个换能器元件进行分组的方法，其中每一分组的结构是固定的。公开号为 2001-104303 的日本专利公布了在两个阶段进行相位调整及求和（波束形成）的结构。公开号为 Hei 9-322896 的日本专利公布了，如图 6 所示，在二维阵列换能器上固定地设定多个分组
25 的方法，多个第一波束形成器与多个分组相连接的方法，及在第一波束形成器后面的阶段中提供多个第二波束形成器的方法。美国专利 5832923 公开了在二维阵列换能器上设定二维子阵列的方法，及在每一个子阵列上设定多个分组的方法。然而，所有这些文献，都未涉及对每一个子阵列的形状的动态改变。

30 如果子阵列的结构和形状是固定的，就会出现如下的问题，即在特定的发射和接收波状态下，不能获得合适的束剖面图(beam profile)。

例如，在特定的波束扫描方向（beam scanning direction）上，有易于形成副瓣(side lobe)的倾向。

发明内容

5 本发明的优越性在于提供了一种超声波诊断装置，它能够提供最佳的束剖面图。

本发明的优越性在于，在减少发射/接收部件的信道时，能够保持或改善超声波图象的质量。

10 (1) 根据本发明的一个方面的超声波诊断装置，它包括(a)一个阵列换能器，它具有多个按二维方向排列的换能器元件，(b)一个开关部件，它设定了多个子阵列，这些子阵列涉及多个换能器元件，及(c)一个接收处理部件，用于处理从阵列换能器输出的多个接收信号，其中(d)开关部件可改变阵列换能器中至少一个子阵列的子阵列形状样式。

15 基于上述结构，开关部件在阵列换能器上设定了多个子阵列。由于开关部件具有改变子阵列的子阵列形状样式的功能，传统上由固定的子阵列形状样式所引起的问题得到解决或改善。例如，由于改变了子阵列的形状样式，束剖面图就获得极佳的效果，藉此，可减少副瓣。

20 在优选的情况下，开关部件可改变每一个子阵列的子阵列形状样式。在优选的情况下，根据子阵列的声功率及敏感性，在阵列换能器上将多个子阵列互相紧密结合。换句话说，理想的情况是，阵列换能器上的所有换能器单元都属于某一个子阵列。然而，子阵列间可能出现间隔。换句话说，可能存在有并不属于任何子阵列的换能器单元，而这些换能器单元在发射和接收过程中不起作用。此外，当选定某一个子阵列形状样式时，在阵列换能器中可能出现多个在发射和接收过
25 程中均不起作用的换能器元件。

在优选的情况下，对多个子阵列确定一个同样的子阵列形状样式(sub array shape pattern)。这种结构便于多个子阵列相互之间紧密结合。当然也有可能对每一个子阵列均独立地确定子阵列形状样式。

30 在优选的情况下，进一步提供一个控制部件，用于根据波束形成状态对子阵列的形状样式进行切换。在优选的情况下，阵列换能器是一个二维阵列换能器，其中多个换能器元件在 X 和 Y 方向上排列，且

波束形成状态包括在 X-Y 平面上的波束扫描方向。波束形成状态进一步包括波束偏转角、波束宽度、波束形状等。

在优选的情况下，开关部件可进一步为每一个子阵列建立多个分组，每一个分组均由多个换能器元件构成，接收处理部件处理从每个子阵列中的每个分组输出的分组接收信号，及开关部件进一步具有随着子阵列形状样式的改变，改变每个分组的分组形状样式的功能。

基于这种结构，开关部件进行子阵列设定及分组设定，这样就确定了所预期的子阵列形状样式及所预期的分组形状样式。

例如，当将某个由 m 个换能器元件组成的子阵列设定为 n 个分组时 ($1 < n < m$)，信道减少率则为 n/m 。通过这样在探头头部中减少信道，优点就是可减少探头电缆中的信号线数目。通过这样的分组，可对多个接收信号求和，并将它们合并为一个接收信号（一个分组接收信号）。此外，可向一个分组中的多个换能器元件同时发送一个发射信号。

在优选的情况下，根据波束形成状态，构成每个分组的换能器元件的数目是可变的。在优选的情况下，波束形成状态包括波束扫描方向。在优选的情况下，根据波束形成状态，在每一个子阵列中可包括一个或多个无效换能器元件。这里，无效换能器元件指未用于发射及接收超声波的换能器元件。在一个子阵列中，除了上述的一个或多个无效换能器元件以外，余下的多个换能器元件为有效换能器元件，并且这些有效的换能器元件分为多个组。

每一个子阵列中所设定的每个分组可由相同数目的换能器元件构成。基于这种结构，在多个分组中用于求和的接收信号的数目可相同，而且在多个分组中一个发射信号的分支数目（即终点数目）也可相同。

此外，可为多个分组设定同一个分组形状样式。假若这样，可将每个分组设定为基本上成一条直线的分组形状样式。在理想情况下，将每一个分组均设定为线形，该线形与波束扫描方向相交（在优选的情况下，与波束扫描方向相垂直）或者将每一个分组均设定为带形，即在波束扫描方向有一个很小的宽度。

在优选的情况下，进一步提供控制部件，用于根据波束形成状态，在切换子阵列形状样式的同时，切换分组形状样式。在优选的情况下，即使当子阵列的形状样式改变时，多个子阵列相互之间仍紧密结合。

当多个子阵列相互之间紧密结合时，就有可能操作很大数目的有效换能器元件，从而增加声功率。

在优选的情况下，在阵列换能器上，为每一个子阵列设定一个样式可变区域，藉此，在阵列换能器上就能设定多个样式可变区域，每一个子阵列的样式可变区域对应于一个如下区域，该区域由与每一个子阵列相关的多个子阵列形状样式组合形成，而且多个样式可变区域互相之间局部重叠。在优选的情况下，每一个样式可变区域覆盖了每一个子阵列所特有的多个换能器元件和位于多个样式可变区域局部重叠的部分上的多个换能器元件。

10 (2) 根据本发明的另一个方面的超声波诊断装置，它包括(a)一个具有多个换能器元件的阵列换能器，(b)一个开关部件，它定义了多个子阵列，这些子阵列涉及多个换能器元件，而且该开关部件为每一个子阵列设定了多个分组并为每个分组输出分组接收信号，(c)一个接收处理部件，用于处理从开关部件输出的多个分组接收信号，及(d)一个控制部件，用于根据波束扫描状态控制开关部件，其中(e)控制部件控制开关部件的操作，以改变每一个子阵列的子阵列形状样式，并改变每一个分组的分组形状样式。

在优选的情况下，接收处理部件包括多个子相位调整和求和电路 (sub phase adjusting and summing circuit)，每个子相位调整和求和电路完成子相位调整和求和过程，该过程涉及从每一个子阵列输出的多个分组接收信号，并且每个子相位调整和求和电路输出子相位调整和求和信号；接收处理部件还包括一个主相位调整和求和电路 (main phase adjusting and summing circuit)，该电路完成主相位调整和求和过程，该过程涉及从多个子相位调整和求和电路输出的多个子相位调整和求和信号。

25 基于上述结构，对每个分组完成子相位调整和求和过程之后，对多个子相位调整和求和信号进行主相位调整和求和过程。可并行安装多个主相位调整和求和电路，以通过一个接收过程，同时形成多个接收波束。此外，在探头电缆中，可通过电压的形式发送发射信号，并可通过电流的形式发送接收信号。发射信号可为大约 100 伏的电压信号，或者为数伏至十几伏的低电压信号。在后一种情况下，将每一个

换能器元件制成例如片状结构更为理想，这样就可减少每一个换能器元件的电阻抗。

在优选的情况下，在探头头部中至少具有阵列换能器及开关部件。此外，在探头头部中还可具有多个子相位调整和求和电路（假若这样，可进一步减少信号线的数目），或者多个子相位调整和求和电路位于探头连接件或设备主机中。发射器部件可位于探头头部、电缆连接件或设备主机中。

(3) 根据本发明的又一个方面的超声波诊断装置，它包括(a)一个具有多个换能器元件的阵列换能器，(b)一个开关部件，它用于设定多个子阵列，这些子阵列涉及多个换能器元件，及(c)一个控制部件，它用于根据波束扫描方向控制开关部件，以便自适应地改变每一个子阵列的子阵列形状样式。

在优选的情况下，每一个子阵列形状样式均由多个样式单元组成，而且每一个样式单元均由基本上排列成线形的一串换能器元件组成。在优选的情况下，每一串换能器元件基本上与波束扫描方向相垂直。在优选的情况下，当波束扫描方向为0度、90度、180度及270度时，每一个子阵列均为正方形，而当波束扫描方向为其它角度时，每一个子阵列的形状从正方形转变为平行四边形或其它形状。即使在每一个子阵列为平行四边形或其它形状时，理想的情况是，多个子阵列相互之间紧密结合。

在优选的情况下，控制部件根据波束扫描方向在每一个子阵列内设定一个或多个无效换能器元件；同样，在每一个子阵列中，设定除上述的一个或多个无效换能器元件以外的多个有效换能器元件，以此来设定多个分组。在优选的情况下，控制部件根据波束扫描方向在每一个子阵列中设定多个分组；并且控制部件根据波束扫描方向改变每个分组的分组形状样式，同样也根据波束扫描方向改变构成每个分组的换能器元件的数目。

附图说明

下面结合附图对本发明的目的进行说明，其中：

图1的框图显示了根据本发明的超声波诊断装置的收发器部件；

图 2 的框图显示了图 1 中所示的发射/接收模块的一个特定的结构示例；

图 3 显示了子阵列形状样式的一个示例；

图 4 显示了子阵列形状样式的另一个示例；

5 图 5 用对比的方式解释了多个子阵列形状样式；

图 6 显示了每一个子阵列的可变范围；

图 7 解释了多个可变区域之间的重叠；

图 8 解释了一个用于比较研究的示例；

图 9 显示了根据本发明的其它的子阵列形状样式；

10 图 10 的框图显示了根据本发明的一个实施例的超声波诊断装置的总体结构；

图 11 解释了在一个实施例中，组成每一个分组的换能器元件的数目是可变的；

15 图 12 解释了在本发明的另一个实施例中，组成每一个分组的换能器元件的数目是可变的。

具体实施方式

下面参考附图对本发明的优选实施例进行说明。

20 首先参考图 10，对根据本发明的第一个实施例的超声波诊断装置的基本结构进行说明。超声波诊断装置由探头（探头单元）240 及设备主机 242 组成。探头 240 包括探头头部 244、探头电缆 246 及电缆连接件 247。设备主机 242 包括一个发射/接收控制部件 248、一个接收器部件 20、一个信号处理模块 252、一个图象生成部件 254 及一个显示器 256。电缆连接件 247 与设备主机 242 的连接件（图中未示）可拆分地
25 连接在一起。在本实施例中，电缆连接件 247 包括一个内建的电子电路，该电路完成子相位调整和求和过程及生成发射信号的过程，下文中将参考图 1 和图 2 对这一点进行说明。探头头部 244 发射并接收超声波。随后，由发射并接收超声波获得的接收信号，就通过电子电路 249、接收器部件 250 及信号处理模块 252 输入到图象生成部件 254。
30 图象生成部件 254 基于所接收的信号生成超声波图象。超声波图象显示在显示器 256 的屏幕上。二维断层图象、二维血流图象及三维图象

都是超声波图象。在本实施例中，从生命体内的三维空间获得的容积数据传递给容积重建过程以生成三维图象。目前还有一些其它生成三维图象的方法，在适当的时候也可应用。

图 1 的框图显示了根据本发明的超声波诊断装置的发射/接收（收发器）部件。所示的超声波诊断装置包括探头单元和设备主机 12。探头单元包括一个探头头部 10、探头电缆 14A 及一个电缆连接件 14B。

在本实施例中，多个发射/接收模块 24（相当于上述的电子电路 249）位于电缆连接件 14B 中，下文中将对该模块进行说明。然而，多个发射/接收模块 24 也可位于探头头部 10 或设备主机 12 中。

探头头部 10，将之与如身体表面等接触，是用于发射和接收超声波的声波发射器/接收器。探头头部包括一个二维阵列换能器 16，该换能器形成一个超声波束。该超声波束经电子二维方向扫描，从而形成一个捕获空间（一个三维空间）的三维回声数据。超声波束的电子扫描方法包括如电子扇形扫描。

在本实施例中，阵列换能器 16 由极大数目（例如 3000 或 4000）的换能器元件 16a 组成，参考图 3 并如下所述，这些换能器元件按二维方向排列。

开关电路 20 以多路复用器或开关矩阵的形式形成。在本实施例中，开关电路 20 具有在二维阵列换能器 16 上定义多个子阵列的功能，及为每一个子阵列设定多个分组的功能。开关电路 20 也具有改变每一个子阵列的形状（子阵列形状样式）的功能，及改变每一个分组的形状（分组形状样式）的功能。开关电路 20 可如图 1 那样由单一一个电路构成，或是由多个电路构成。

在图 1 中，概念性地显示了由开关电路 20 所设定的多个子阵列 S。在二维阵列换能器 16 上多个子阵列 S 相互之间紧密结合，而且所有的换能器元件 16a 基本上都用于形成多个子阵列 S。在本实施例中，每一个子阵列的子阵列形状样式能够如上所述地进行改变，并且在图 1 中概念性地显示了每一个子阵列的样式可变区域，并用 R 表示。下文中将详细说明子阵列形状样式和对其改变的方法。为每一个子阵列设定多个分组。每一个分组形状样式随着子阵列形状样式的改变而改变。然而，在本实施例中，组成每一个分组的换能器元件的数目是固定不

变的。当然，组成每一个分组的换能器元件的数目可分别设为不同的值。这里，可将每一个子阵列的子阵列形状样式分别进行设定。

在本实施例中，每一个子阵列由 $5 \times 5 = 25$ 个换能器元件构成，这些换能器元件被划分为 5 个分组，每一个分组中包括 5 个换能器元件。

5 换句话说，在探头头部 10 内信道减少率为 $1/5$ 。

在开关电路 20 中的终端的数目与在二维阵列换能器 16 一侧构成二维阵列换能器 16 的换能器元件的数目相同，终端系列的数目与在设备主机 12 一侧的子阵列的数目相同。在图 1 中，在设备主机 12 上的每一个终端系列均有 5 个终端构成（即终端的数目与在单一一个子阵列上所设定的分组的数目是相同的）。更确切地说，开关电路 20 选择性地

10 将元件信号线的一个阵列与分组信号线的一个阵列相连接。分组信号线的阵列由多套的分组信号线 22 构成，在图 1 所示实例中，每一套分组信号线包括 5 根分组信号线。开关电路 20 包括多个开关（图中未示），这些开关分别位于元件信号线阵列与分组信号线阵列之间的交叉点上。随着每一个开关的开/关操作，选定将与每根分组信号线相连接的一个或多个换能器元件。开关电路 20 能够根据波束扫描方向（即波束偏转方向）改变构成每个分组的换能器元件的数目。开关电路 20 也能够根据波束扫描方向设定一个或多个无效换能器元件（即与任何

15 分组信号线均未连接且在发射/接收超声波中不起作用的换能器元件）。此外，每一个子阵列也可由，例如 $4 \times 4 = 16$ 个换能器元件构成，这些换能器元件被划分为 4 个分组。更进一步，子阵列及分组可在其它状态下进行设定。

20

由以上说明可知，开关电路 20 为每一个子阵列输出 5 个分组接收信号。每个分组由 5 个换能器元件组成，对来自这 5 个换能器元件的 5 个接收信号求和可得到每个分组接收信号。在说明本实施例的例子中，

25 通过使用连接的简单求和方法进行求和。换句话说，通过 5 个信号线之间的相互连接对 5 个接收信号进行求和。然而，也可采用加权求和或类似的方法。另一方面，如下所述，对于在电缆连接件 14B 中的每一个子阵列，产生 5 个发射信号，而且这 5 个发射信号分别提供给构成相应的子阵列的 5 个分组。更确切地，每个发射信号并行地提供给

30 构成一个分组的 5 个换能器元件。即，在开关电路 20 中，一个发射信

号分为 5 个信号。

如上所述，数字 22 表示提供给每一个子阵列的多套信号线。每一套信号线 22 由 5 根信号线（5 根分组信号线）组成。如上所述的发射信号和接收信号发送给每根信号线。这里，可将接收信号以电流信号的形式发送，并将发射信号以电压信号的形式发送。假若这样，发射信号可为，例如大约 100 伏的电压信号，或者大约几伏的低电压信号。除了包括多套信号线 22 之外，探头电缆 14A 还包括一条或多条控制线用于发送控制信号等。在图 1 中，省略了插入到探头电缆 14A 中的电源线等。

10 电缆连接件 14B 可为例如盒子形状，并且如上所述，其中可包括多个发射/接收模块 24。每一个发射/接收模块 24 包括一个发射器部件和多个子相位调整和求和电路（或波束形成器）26。发射器部件包括 5 个发射器，从而为每一个子阵列产生 5 个发射信号。此外，子相位调整和求和电路 26 完成子相位调整和求和过程，该过程涉及输入到该电路中的 5 个分组接收信号。经过这一过程，为每一个子阵列产生一个子相位调整和求和信号 27。

在本实施例中，主相位调整和求和电路（或主波束形成器）30 及发射/接收控制部件 32 位于设备主机 12 中。主相位调整和求和电路 30 接收多个子相位调整和求和信号 27，并对这些信号进行主相位调整和求和电路过程，从而产生一个主相位调整和求和信号（一个接收波束信号）31。已有的动态聚焦接收技术可用于相位调整和求和过程。每一个子相位调整和求和电路 26 及主相位调整和求和电路 30 可由模拟相位调整和求和电路或数字相位调整和求和电路构成。

25 发射/接收控制部件 32 对图 1 中所示的每个元件进行操作控制，特别是在多个子相位调整和求和电路 26 中设定相位调整和求和状态，及在主相位调整和求和电路 30 中设定相位调整和求和电路状态。此外，发射/接收控制部件 32 向位于探头头部 10 内的开关电路 20 输出一个控制信号。随着这个控制信号，对多个子阵列及多个分组进行设定。

30 图 2 显示了图 1 中所示的发射/接收模块 24 的特定结构示例。如上所述，发射/接收模块 24 包括发射器部件 36、子相位调整和求和电路 26 及多个双向传输电路（输入-输出电路）34。这里，每一个双向传输

电路 34 作为用于发射的脉冲发生器及用于接收的探头头部放大电路。每一个双向传输电路 34 在发射时向信号线输出一个发射信号，并在接收时发射一个接收信号，该接收信号从信号线输入到相位调整和求和电路 26。发射器部件 36 由 5 个发射器 38 构成。每一个发射器 38 输出一个发射信号，并在该发射信号上增加一个预先设定的延迟时间。

如上所述的每一个子相位调整和求和电路 26 可由，例如一个具有延迟线的模拟相位调整和求和电路构成，也可由作为数字波束形成器的数字相位调整和求和电路构成。此外，子相位调整和求和电路 26 也可由使用 CCD 设备的相位调整和求和电路构成。

涉及到开关电路 20，在设备主机一侧的元件可采用多种实施例，图 1 中所示的结构是其中的一个示例。

下面参考图 3 至图 9 对开关电路 20 的操作进行说明。

图 3 概念性地显示了二维阵列换能器 16 的一部分。每一个方格对应于一个换能器元件。在二维阵列换能器 16 上定义了多个子阵列，这些子阵列具有矩形的子阵列形状样式。图 3 特别显示了子阵列 S1 至 S9，这些子阵列相互之间紧密结合，中间没有间隔。在图 3 中显示了一种分组设定的方法示例作为参考，该示例涉及子阵列 S5。在图 3 所示的示例中，5 个分组沿 X 方向上设定，并且每一个分组中由 5 个沿 Y 方向排列的换能器元件构成。在图 3 中，A, B, C, D, 或 E 是每个换能器元件所属的分组的标识符。在下面进行说明的任意一个附图中都进行类似的标识。

图 3 中所示子阵列形状样式是最常见的子阵列形状样式—正方形。在图 3 中所显示的每一个分组的分组形状样式是沿 Y 方向分布的线形，这也是常见的。例如，当如图 3 所示沿 X 方向扫描超声波束时，采用这种分组样式（在子阵列中多个分组的排列方式）。

图 4 显示了子阵列形状样式的另一个示例。每一个子阵列 S1 到 S9 沿对角线方向逐步倾斜，总体呈平行四边形的形状。例如，当将注意力集中于子阵列 S5 时，就形成了如图所示的分组方式。确切地说，分组 A 由沿对角线方向线性排成的 5 个换能器元件构成。尽管所有其它的分组均有同样的结构，但在 Y 方向上每一级，每一个分组在 X 方向上的位置逐步地平行移动一步。对于其它子阵列，采用与子阵列 S5 完

全相同的分组样式。

通过采用如图 4 所示的子阵列形状样式及分组形状样式，当对超声波束进行扫描，扫描方向与 X 方向及 Y 方向均成 45 度时，在该方向上每个分组的厚度可减少至与对应于一个换能器元件的厚度，即可防止换能器部分的宽度在波束扫描方向上明显增加这一问题。在本实施例中，为分组单元增加相同的延迟时间。换句话说，组成每个分组的多个换能器元件在发射和接收时是同时连接的，而且它们总体上形成一个单一的换能器部分。当这样一个换能器部分的宽度在波束扫描方向上增大时，副瓣的水平也有可能增加。另一方面，当子阵列形状样式和分组形状样式如图 4 所示进行适当地设定时，就有可能防止换能器部分的宽度明显增加。换句话说，上面提到的问题就能得到解决或者改善。

图 5 显示了子阵列样式和分组样式的不同类型。图 5(a)所显示的子阵列形状样式与图 3 中所显示的相同，在沿 X 方向扫描超声波束时应用。图 5(b)所显示的子阵列形状样式与图 5(a)中所显示的在外形上相同，但在子阵列内具有不同的分组样式。更确切地说，在图 5(b)中，5 个分组沿 Y 方向排列，每一个分组由沿 X 方向排列的 5 个换能器元件构成。当沿 Y 方向扫描超声波束时采用这种样式。

图 5(c)所显示的子阵列形状样式与图 4 中所显示的相同。在 Y 方向上每一级，将图 5(b)所示的子阵列形状样式在 X 方向上逐步地平行移动一步，就得到了如图 5(d)所示的子阵列形状样式。当相对于纸张平面向右上（及左下）方向扫描超声波束时，如图 5(d)所示的子阵列形状样式，及如图 5(c)所示的子阵列形状样式更为适合。

将图 5(c)所显示的子阵列形状样式沿相反的对角线方向变形，就得到图 5(e)所示的子阵列形状样式。当相对于纸张平面向左上（及右下）方向扫描超声波束时，这种子阵列形状样式更为适合。

将图 5(d)所显示的子阵列形状样式沿相反的对角线方向变形，就得到图 5(f)所显示的子阵列形状样式。与图 5(e)所显示的子阵列形状样式类似，当相对于纸张平面向左上（及右下）方向扫描超声波束时，这种子阵列形状样式更为适合。

显然，图 5 中所示的这些子阵列形状样式等都仅是为了说明的目的

的，同样也可采有其它多种的子阵列形状样式。确切地说，更为理想的是，根据发射和接收状态，特别是根据发射和接收方向，对子阵列形状样式及分组形状样式进行设定，以尽可能地防止副瓣，以便获得更好的束剖面图。这里，为了简化开关电路 20 的结构并为了便于对其的控制，将子阵列形状样式的数目限定为，例如接近 4。假若这样，可
5 选用图 5(a), (b), (c)(或(d)), 及(e(或 f))中的子阵列形状样式。

在图 6 中对应于一个特定子阵列的可变区域 R 用粗线表示。当子阵列形状变化时，该子阵列形状所得到的区域的最大外缘确定了上述的可变区域。因此，可变区域 R 相当于将图 5(a)至(f)的形状重叠放置
10 所得到的区域。在图 6 中，数字 100 表示最基本的子阵列形状，为正方形。此外，在图 6 的示例中，参考使用了在图 5(c)中的分组样式。

从图 6 中可变区域 R 的形状可知，多个相邻的可变区域相互之间局部重叠。但是在发射和接收过程中，相邻的子阵列相互之间紧密结合，并不互相重叠。参考图 7 对可变区域的重叠进行说明。

参考图 7, R1 至 R4 分别显示了相对于 4 个子阵列的 4 个可变区域，
15 这些可变区域按上-下及右-左的方向相邻排列。这里，可变区域 R1 用实线表示，可变区域 R2 用长短相间的短划线表示，可变区域 R3 用一长两短的短划线表示，而可变区域 R4 用虚线表示。

换能器元件 a 至 l 位于这些可变区域相互之间局部重叠的部分，下
20 面对其进行解释。换能器元件 a, b 和 c 属于可变区域 R1, R2 及 R3，换能器元件 d, e 和 f 属于可变区域 R1, R2 及 R4，换能器元件 g, h 和 i 属于可变区域 R2, R3 及 R4，换能器元件 j, k 和 l 属于可变区域 R1, R3 及 R4。

注意可变区域 R1，换能器元件 a 至 f 及 j 至 l 包含于可变区域 R1
25 (而换能器元件 g 至 i 不包含于其中)，并且可变区域 R1 也包含可变区域 R1 特有的多个换能器元件。这些特有的换能器元件包括 13 个换能器元件，这些换能器元件在可变区域 R1 中心附近按菱形相互之间紧密摆放。

图 8 显示了用于比较的示例。在这个示例中，子阵列为固定的正
30 方形。例如，当按对角线方向对超声波束进行扫描时，如图 8 所示设定分组样式。假若这样，属于分组 C 的多个换能器元件沿波束扫描方

向成倍地增加（即在该方向上换能器部分 C 的厚度增加），其结果造成超声波束剖面图的变形，很容易引起副瓣。另一方面，根据本实施例，由于能够如图 4 所示对子阵列形状及分组形状进行设定，如图 8 所示的情况下出现的问题就能得到解决或者改善。

5 图 9 显示了关于子阵列形状的另一示例，其中一个子阵列由 $4 \times 4 = 16$ 个换能器元件构成。如图 9 所示，组成每个子阵列的 16 个换能器元件分为 4 组。在图 9 中，每个组按不同的方式画上阴影以便于识别。图 9 所显示的数值表示了超声波束扫描方向所代表的角度（扫描方位角）。

10 如图 9 所示，根据超声波束扫描方向，自适应地改变每个子阵列的样式（并同时改变分组样式），以此在任何波束方向上均能得到优选的束剖面图。不论采取图 9 中的哪种子阵列形状样式，多个子阵列相互之间均能紧密结合。例如，如图 4 所示，当扫描方向为 45 度时，多个子阵列相互之间能够紧密结合，相互之间没有间隔。对于其它的扫描角度，多个子阵列相互之间也可类似地紧密结合。

15 然而，在二维阵列换能器的末端，可存在一个或多个基本上不起作用的换能器元件。而且，虽然在上述实施例中多个子阵列之间无间隔形成，在相邻的子阵列之间仍有可能存在一个或多个基本上不起作用的换能器元件。

20 除了二维阵列换能器以外，上述的可变地设定子阵列形状样式的方法也可应用于 1.5D 阵列换能器，在这种阵列换能器中，多个换能器元件按二维方向进行排列。

参考图 11 和图 12，说明了改变子阵列形状样式和分组样式的其它方法。在图 11 中，子阵列由 4×4 个换能器元件构成。

25 图 11(A)显示了当波束扫描方向为 45 度时的子阵列形状样式。每个分组均包括 4 个与波束扫描方向（以粗箭头表示）垂直排列的换能器元件，并且每个分组的形状相同。图 11(B)显示了当波束扫描方向小于 45 度时的子阵列形状样式。虽然图 11(B)中所示的子阵列与图 11(A)中所示的子阵列具有相同的子阵列形状（外形），但在图 11(B)中，构成一个分组的换能器元件的数目在多个分组间并不相同，而且分组 A，
30 B，及 C 不是线形。图 11(C)显示了当波束扫描方向大于 45 度时的子

阵列形状样式。虽然图 11(C)中所示的子阵列与图 11(A)中所示的子阵列具有相同的子阵列形状，但在图 11(C)中，构成一个组的换能器元件的数目在多个分组间并不相同，而且分组 B, C, 及 D 不是线形。图 11(D)显示了当波束扫描方向小于 45 度时的另一种子阵列形状样式。图 11(D)中所示的子阵列形状与图 11(A)中所示的不同。在图 11(D)中，分组的形状在多个分组间相同。图 11(E)显示了当波束扫描方向非常小时的子阵列形状样式。虽然图 11(E)中所示的子阵列的形状与图 11(D)中所示的子阵列相同，但构成一个分组的换能器元件的数目在多个分组间并不相同。不论采取哪种子阵列形状样式，多个子阵列相互之间能够紧密结合。

如上所述，根据波束扫描方向，同时改变子阵列形状样式及分组形状样式，通过这种方法就可形成优选的超声波束。特别地，根据波束扫描方向改变构成每个分组的换能器元件的数目，通过这种方法就可更有效地减少副瓣。

虽然在上述的实施例中，构成每个子阵列的所有换能器元件均作为有效换能器元件使用（换能器元件在发射和接收超声波中起作用），但当波束扫描方向对应于预先确定的某一角度时，每个子阵列中可能存在一个或多个无效换能器元件（换能器元件在发射和接收超声波时不起作用）。参考图 12，对根据这种方式设定的另一实施例进行说明。

在图 12 中，子阵列由 $5 \times 5 = 25$ 个换能器元件构成。图 12(A)显示了当波束扫描方向为 45 度时的子阵列形状样式（与图 4，图 5(b)及图 6 所示的样式相同）。每个分组均由与波束扫描方向垂直排列的一串换能器元件构成，并且每串换能器元件包括 5 个换能器元件。图 12(B) 显示了当波束扫描方向为 30 度时的子阵列形状样式。图 12(C) 显示了当波束扫描方向为 60 度时的子阵列形状样式。虽然图 12(B)和图 12(C)中所示的子阵列与图 12(A)中所示的子阵列具有相同的形状，但图 12(B)和图 12(C)中所示的子阵列包括多个非线性分组。图 12(D) 显示了当波束扫描方向为 25 度时的子阵列形状样式。在图 12(D)中，构成一个分组的换能器元件的数目及分组形状在多个分组中相同。另一方面，图 12(E) 显示了当波束扫描方向为 15 度时的子阵列形状样式。虽然图 12(E)中所示的子阵列与图 12(D)中所示的子阵列具有相同的形状，但

这些子阵列具有不同分组样式。图 12(F) 显示了当波束扫描方向为 20 度时的子阵列形状样式。虽然图 12(F) 中所示的子阵列与图 12(D) 中所示的子阵列具有相同的形状，但图 12(F) 中所示的子阵列中包括一个无效换能器元件 102。图 12(G) 显示了当波束扫描方向为 10 度时的子阵列形状样式。虽然图 12(G) 中所示的子阵列与图 12(E) 中所示的子阵列具有相同的形状，但图 12(G) 中所示的子阵列中包括 4 个无效换能器元件 102。按这种方式，根据波束扫描方向对无效换能器元件的位置和数目进行不同的设置。

不论采用图 11 和图 12 中的哪种子阵列形状样式，多个子阵列相互之间可紧密结合。

如上所述，根据本发明，就可获得一个优选的束剖面图，它进一步具有提高所形成的超声波图象质量的优点。

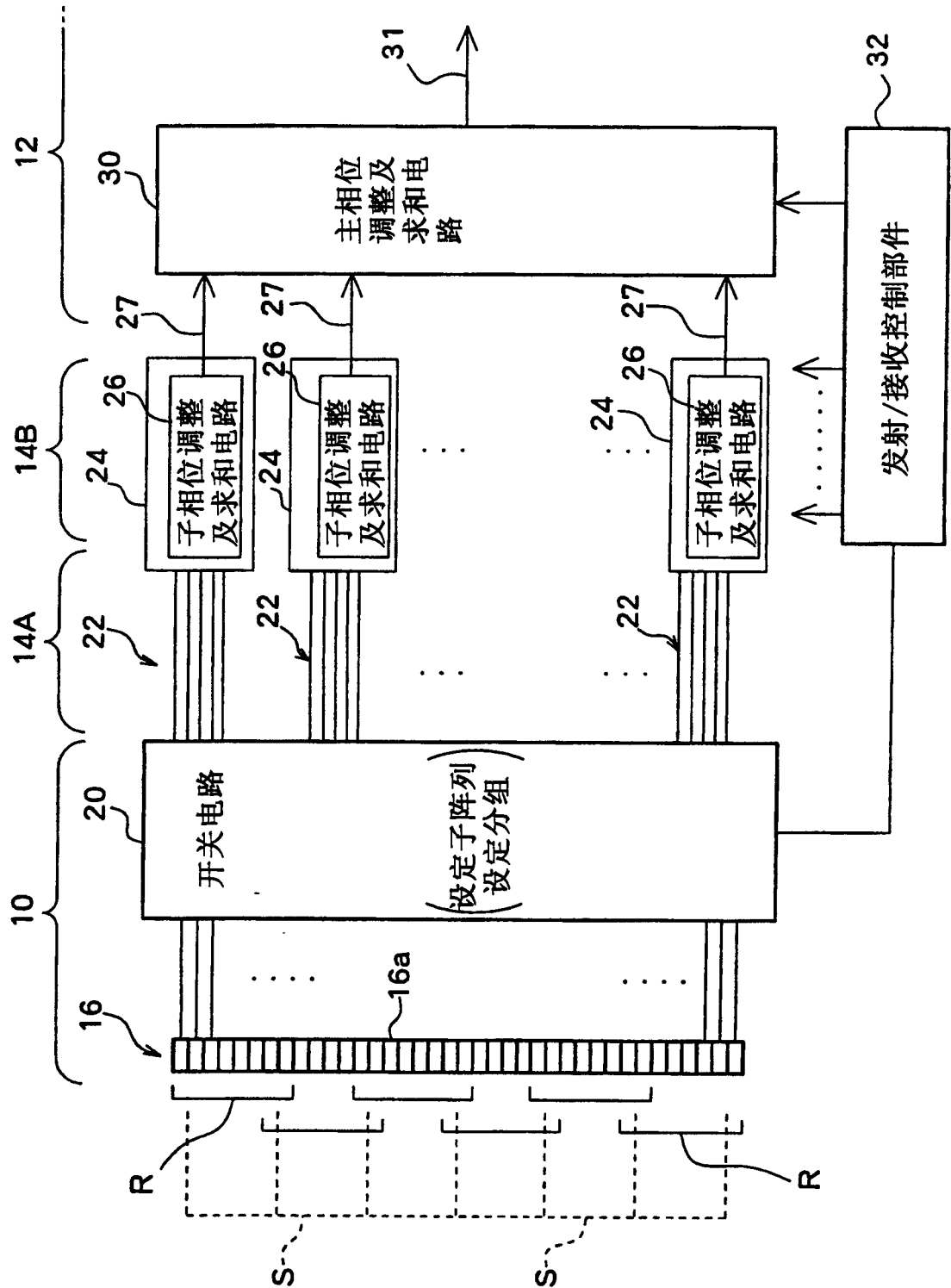


图1

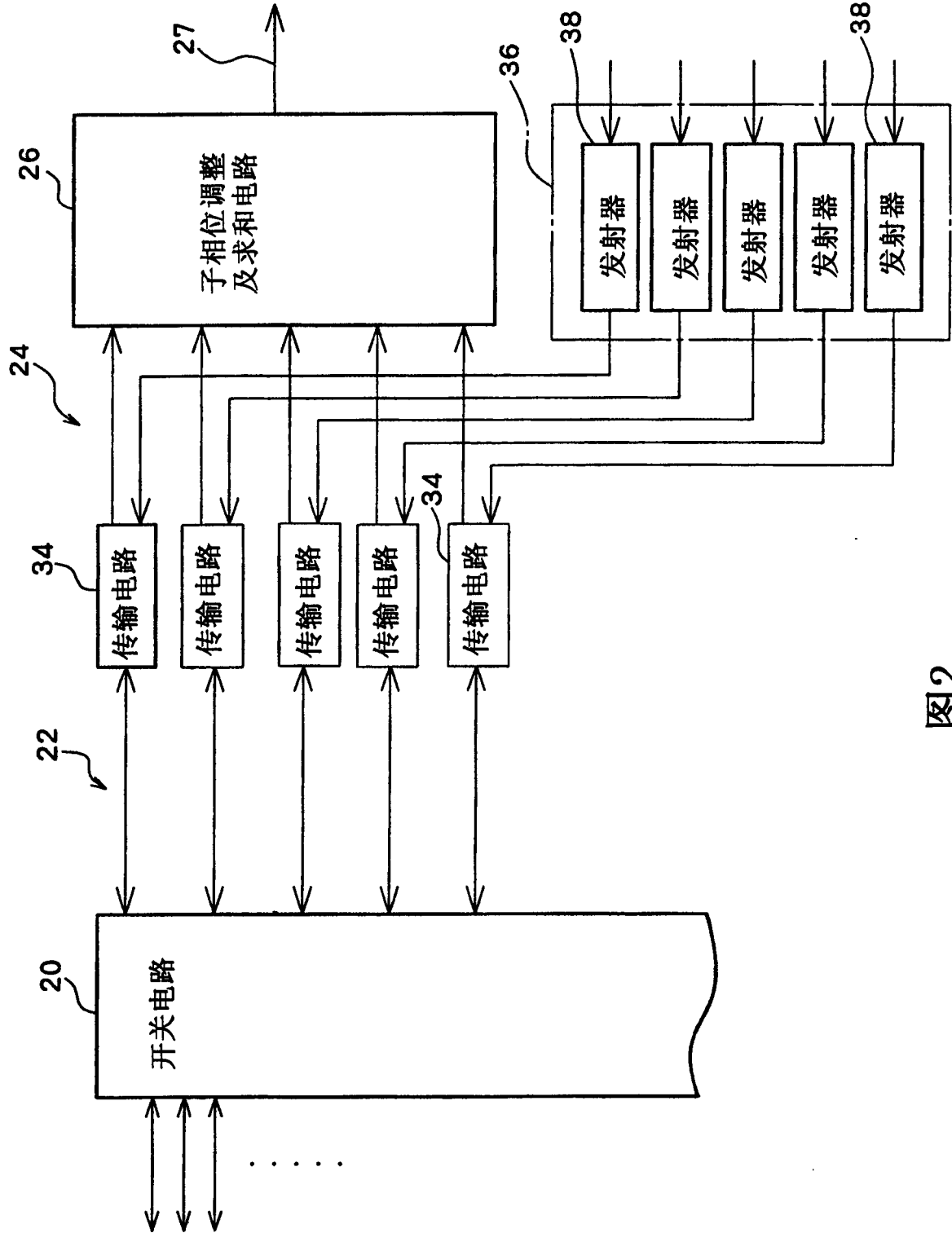


图2

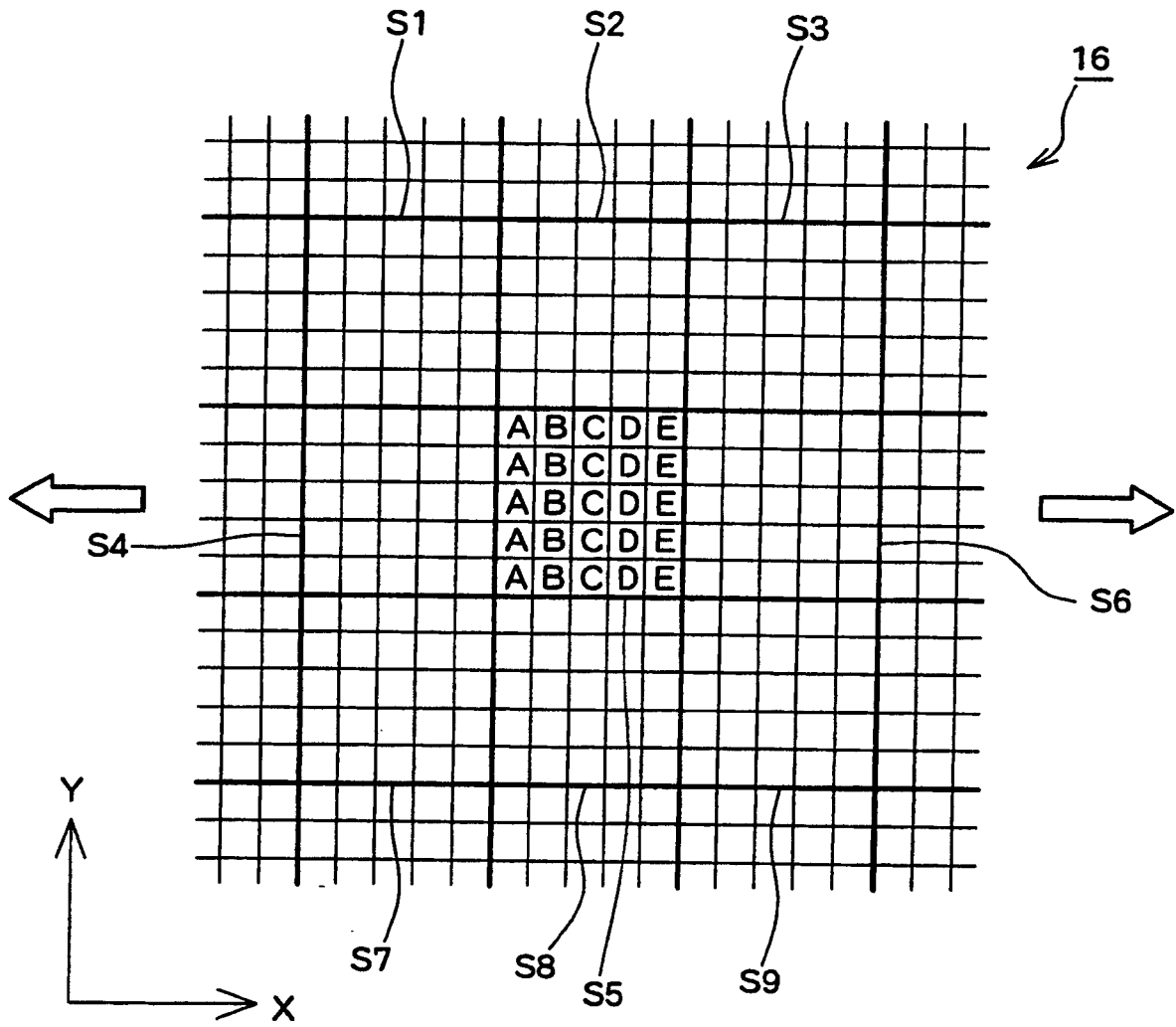


图3

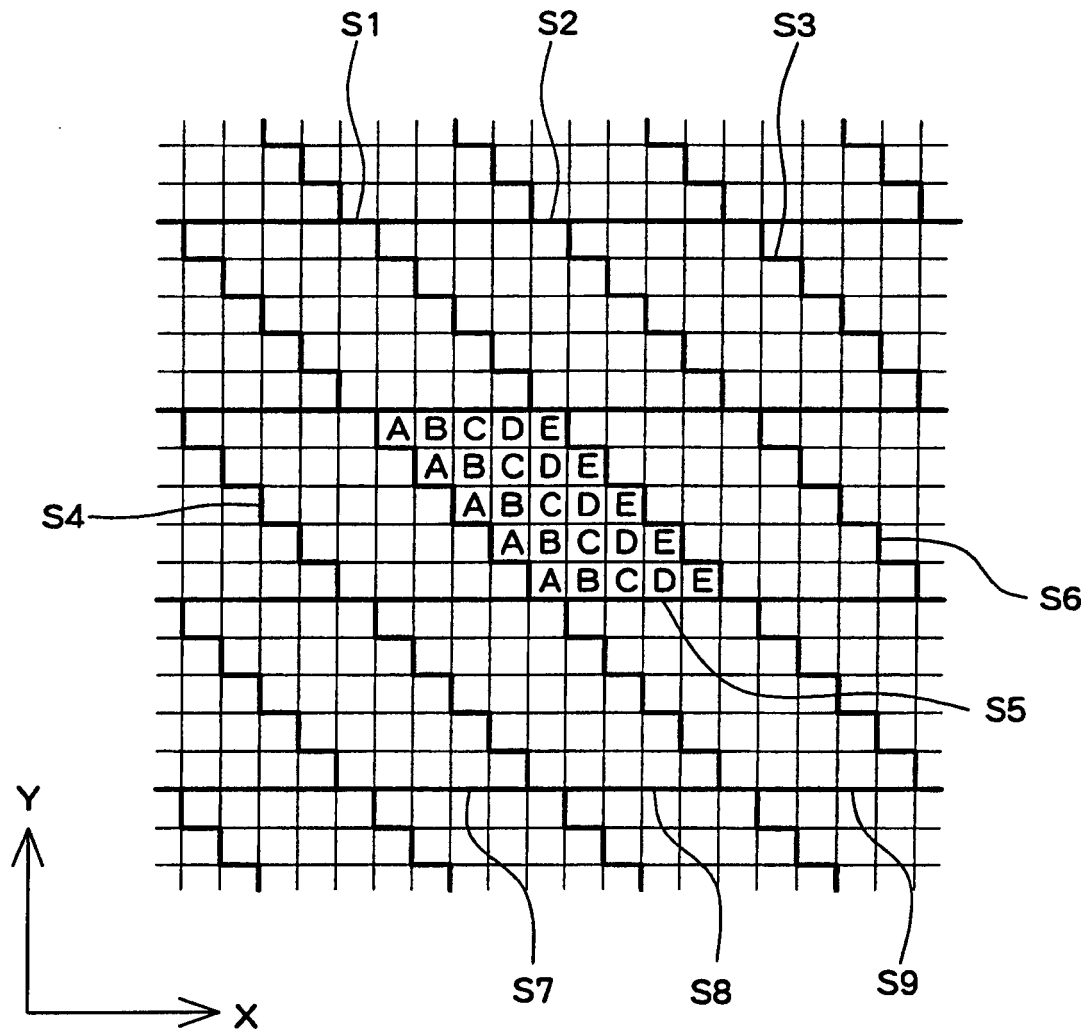


图4

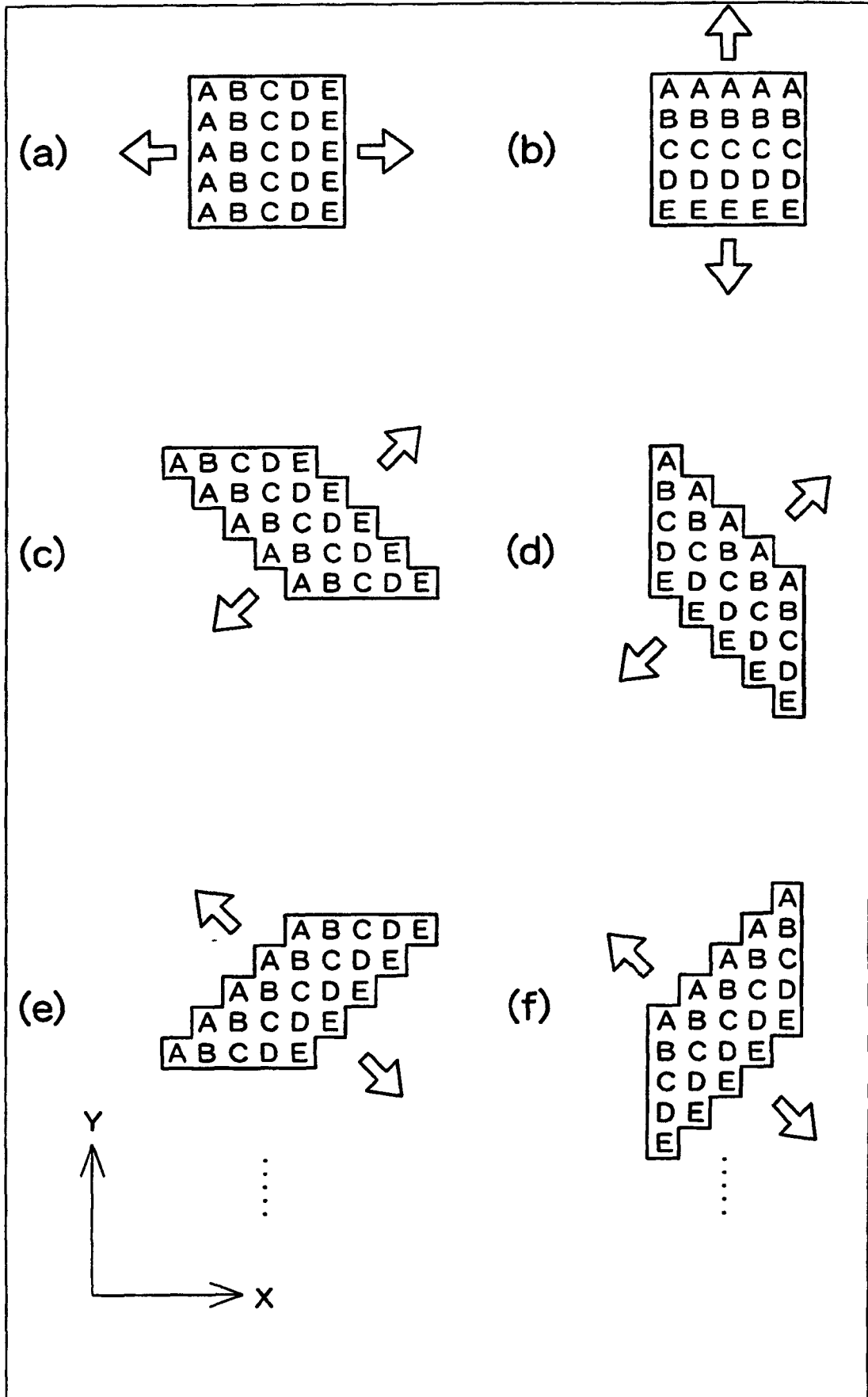


图5

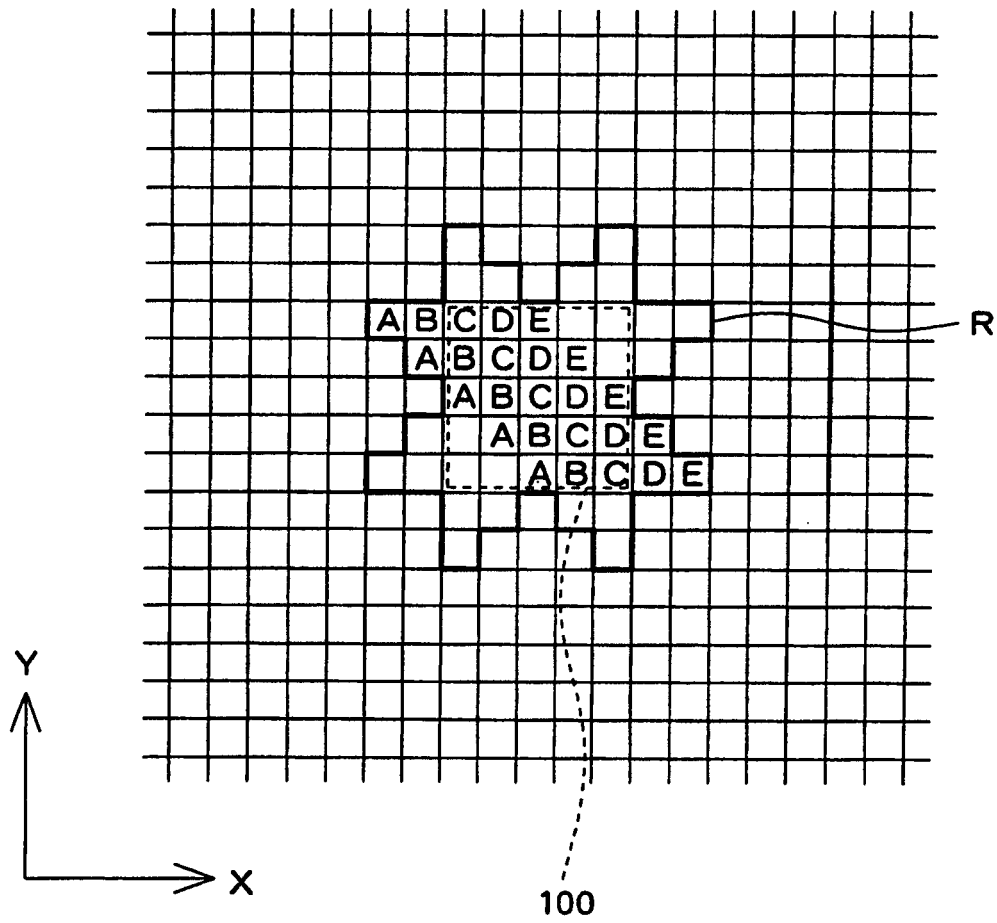
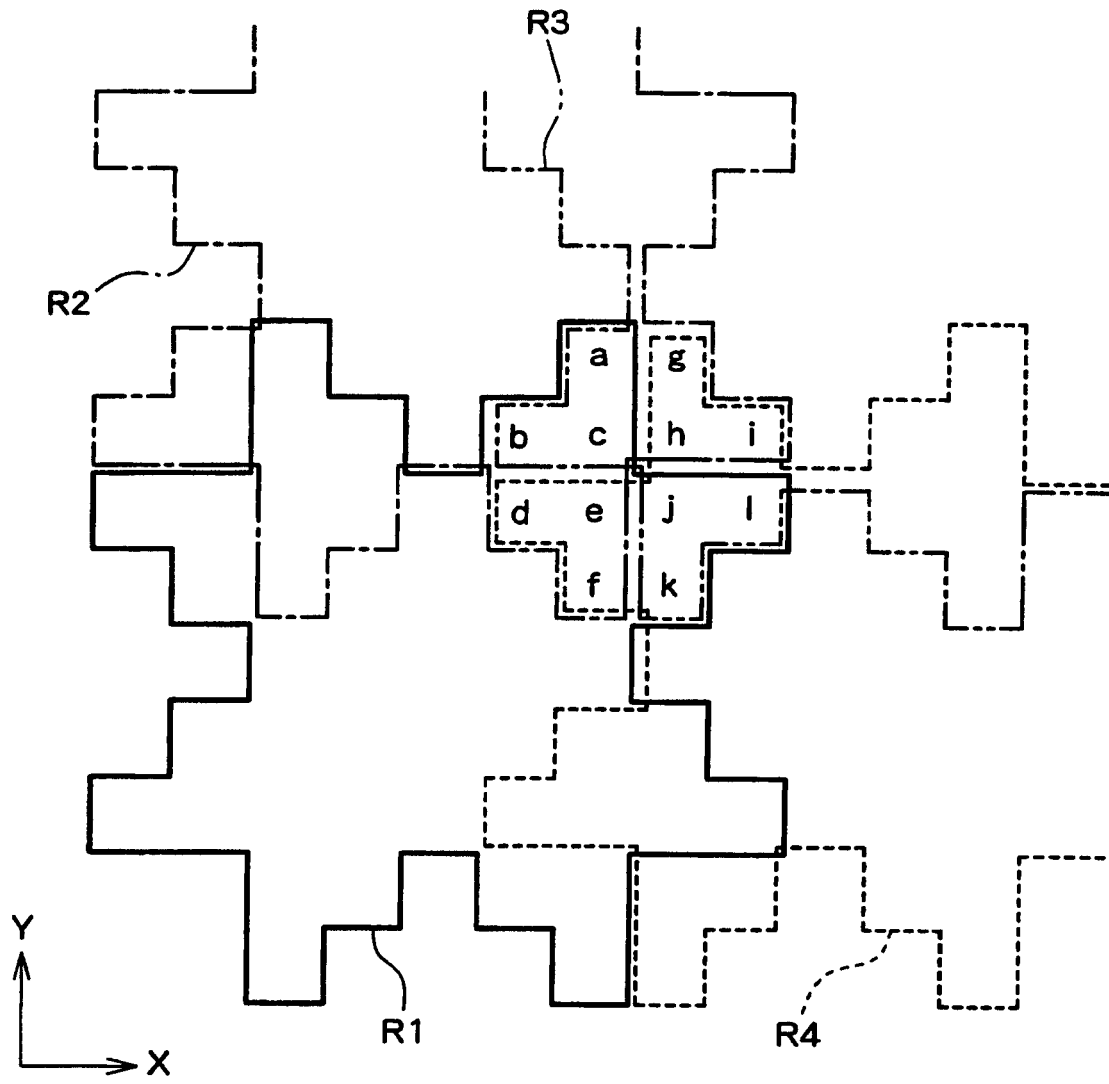


图6



- a, b, c: 属于R1、R2和R3
- d, e, f: 属于R1、R2和R4
- g, h, i: 属于R2、R3和R4
- j, k, l: 属于R1、R3和R4

图7

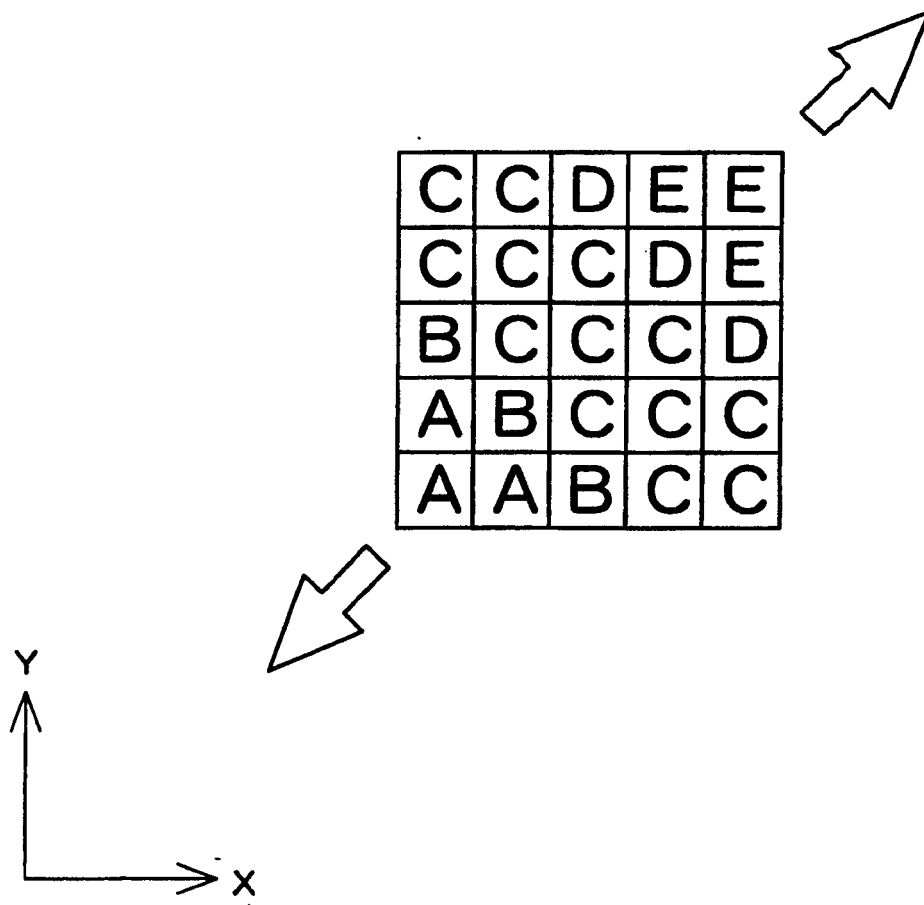


图8

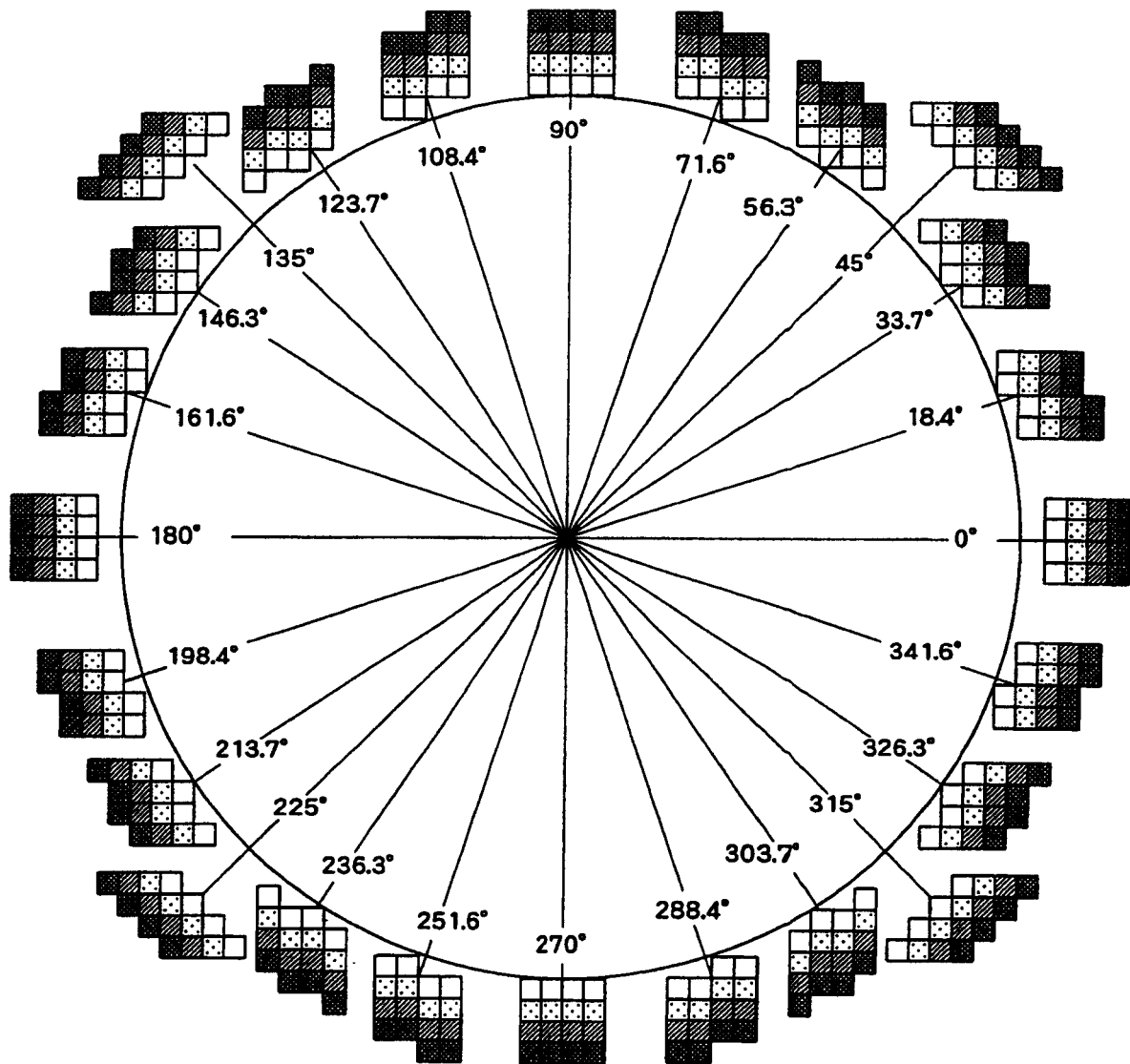


图9

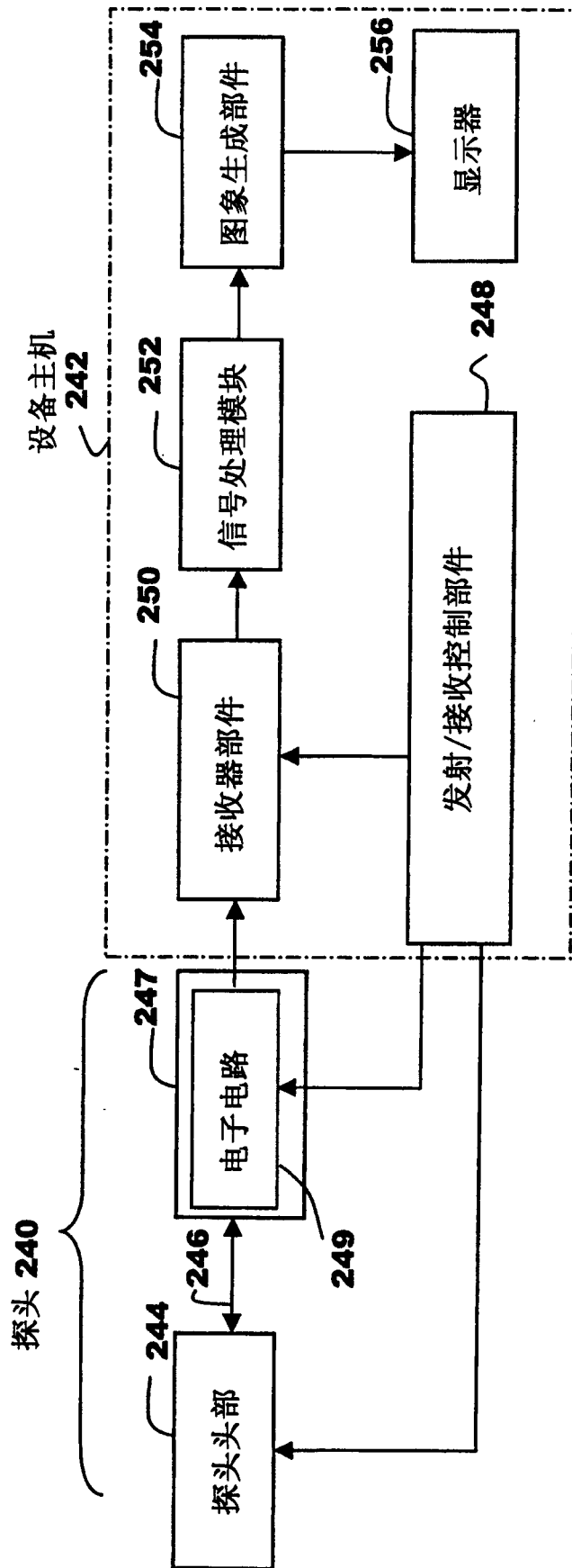


图10

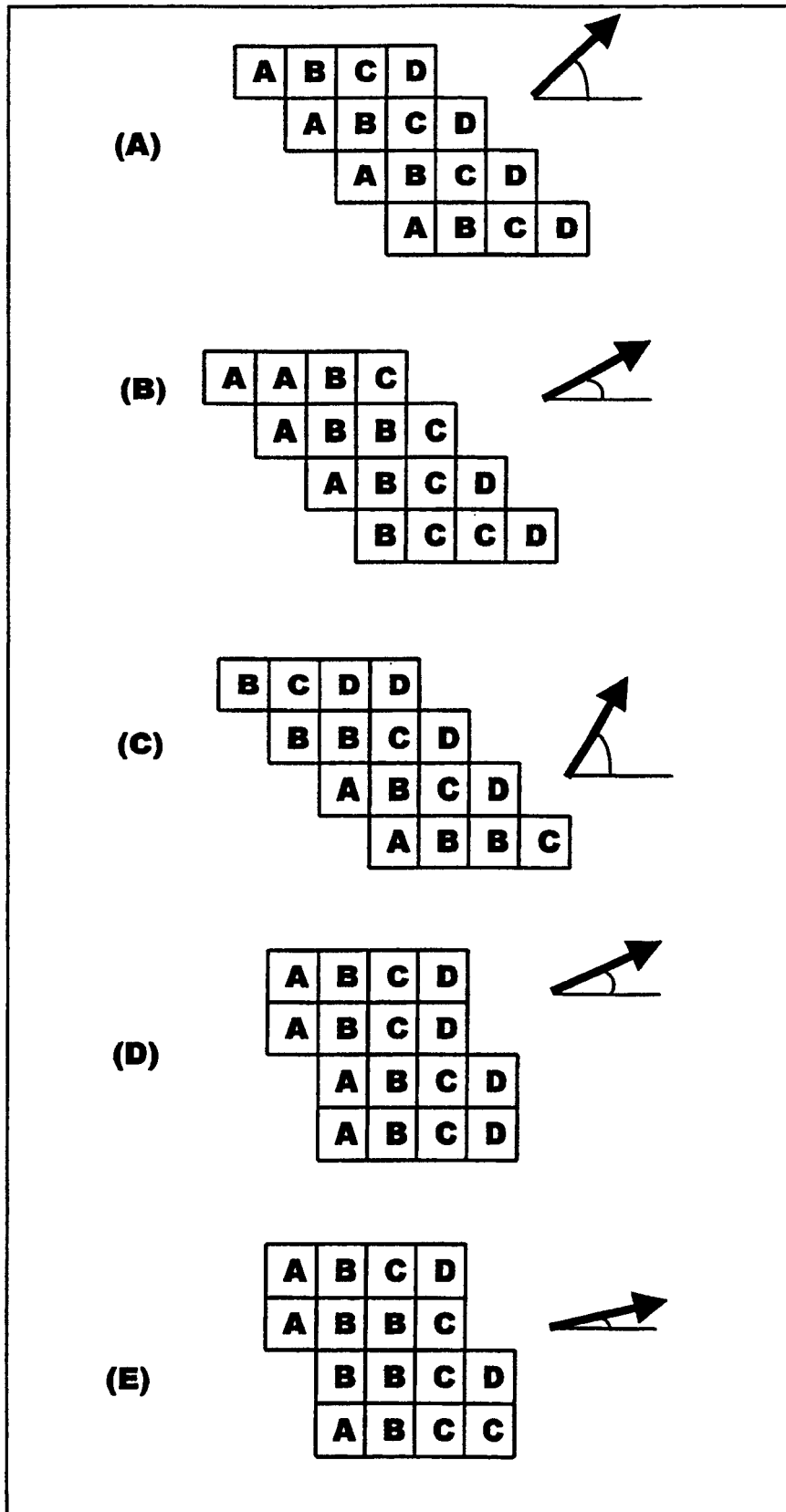


图11

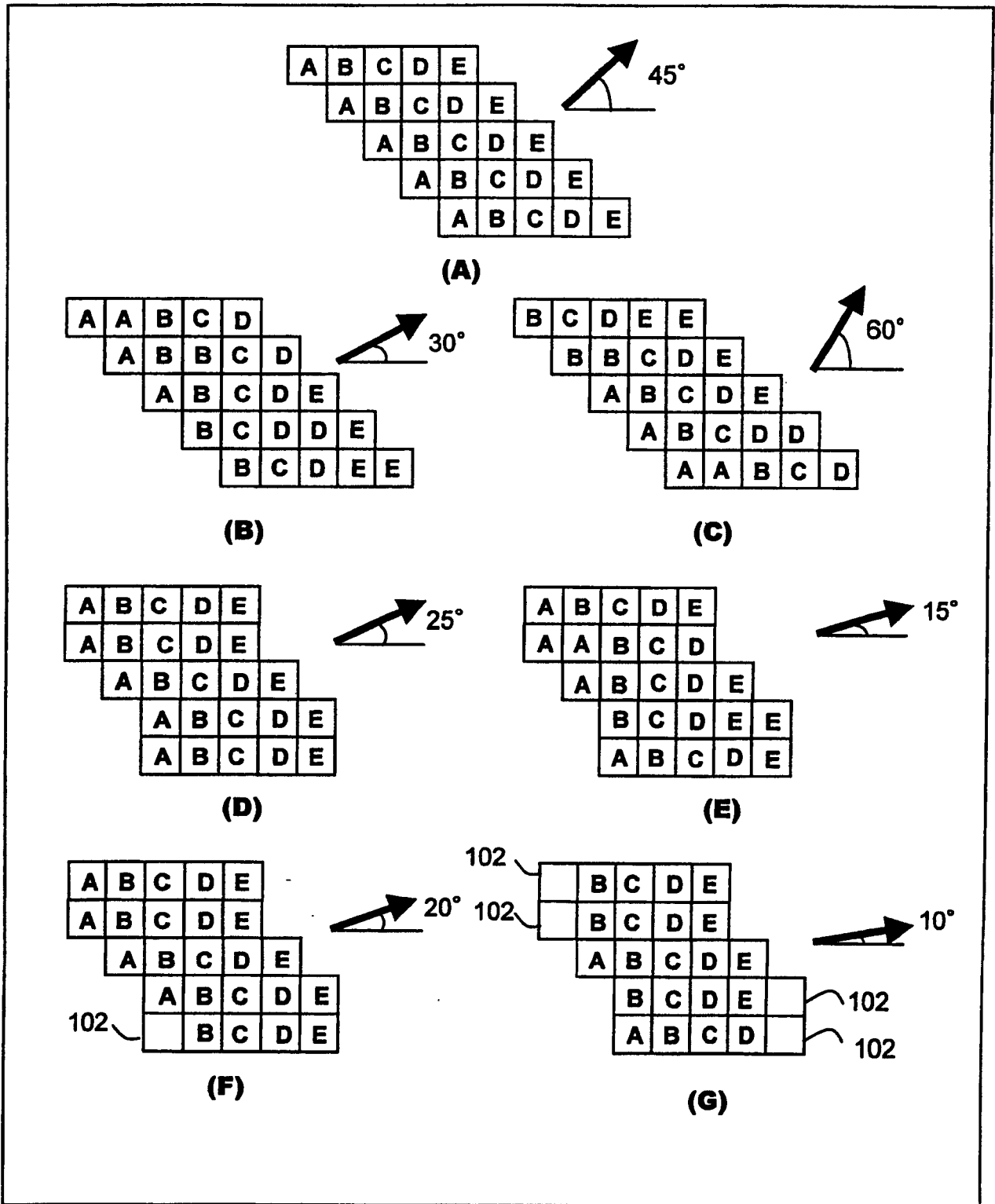


图12

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN1575771A	公开(公告)日	2005-02-09
申请号	CN200410049823.X	申请日	2004-06-24
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡株式会社		
[标]发明人	竹内秀树		
发明人	竹内秀树		
IPC分类号	G01S7/52 G01S7/521 G01S15/89 G10K11/34 A61B8/00		
CPC分类号	G10K11/346 G01S15/8927 G01S7/52079 G01S7/52046 Y10S128/916 G01S15/8925 A61B8/483		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
优先权	2003181113 2003-06-25 JP		
其他公开文献	CN100441147C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在超声波诊断装置中，在一个二维阵列换能器上定义多个子阵列。根据波束扫描方向自适应地改变每个子阵列的子阵列形状样式。每一个子阵列由多个分组构成，每个分组由多个换能器元件构成。根据波束扫描方向改变子阵列形状样式，随之同样改变每个分组的分组形状样式。改变每一个子阵列的子阵列形状，并由变化的形状的最大外缘确定一个可变区域。在多个子阵列中，可变区域相互之间局部重叠。在二维阵列换能器上，即使当每一个子阵列形状改变时，多个子阵列相互之间仍总是紧密结合。

