



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101238991 B

(45) 授权公告日 2011.02.09

(21) 申请号 200710005576.7

(22) 申请日 2007.02.09

(73) 专利权人 阿洛卡株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 竹内秀树

(74) 专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限

公司 11314

代理人 程伟 王锦阳

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G01N 29/22(2006.01)

(56) 对比文件

US 2005/0243812 A1, 2005.11.03,

EP 1491914 A2, 2004.12.29,

US 2003/0188582 A1, 2003.10.09,

US 6537220 B1, 2003.03.25,

审查员 胡亚婷

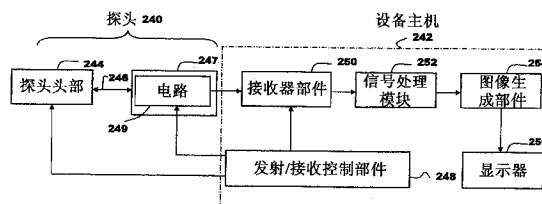
权利要求书 1 页 说明书 11 页 附图 14 页

(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。为每一子阵列限定多个分组。每个分组大体上由彼此互相平行连接的多个换能器元件构成。根据波束方向和焦点的深度变化地限定子阵列的形状。此外,为每一分组阵列变化地限定分组样式。对于形成每组的多个换能器元件而言,在各个换能器元件和焦点之间的声距尽可能使得相等,凭借此,能够获得较佳的波束剖面图。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

阵列换能器,其由用于形成被二维扫描的超声波束的多个换能器元件组成;

连接至所述阵列换能器的开关部件,该开关部件对阵列换能器限定多个子阵列,并且对每一子阵列限定多个组,每个组由一个或多个换能器元件组成;

发射器部件,其通过所述开关部件连接至所述阵列换能器,用于为每组生成组发射信号;以及

接收器部件,其通过所述开关部件连接至所述阵列换能器,用于处理每组的从所述开关部件输出的接收信号,

其中,所述开关部件具有对来自形成每个组的多个换能器元件的多个接收信号进行求和以及为每个组生成一组接收信号的功能,

所述开关部件基于波束扫描方向、焦点的深度以及每个子阵列的位置,为每一子阵列独立地限定分组样式。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中所述开关部件在扫描超声波束时,动态地改变为每个子阵列限定的分组样式。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中所述开关部件具有将所述组发射信号分配和输出至形成对应组的多个换能器元件的功能。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中在扫描超声波期间,所述开关部件动态地改变为每一子阵列而限定的子阵列形状,并且还动态地改变为每一子阵列而限定的分组样式。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 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

[0002] 超声波诊断装置应用于医疗领域,目的是对生命体(病人)的疾病做出诊断。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像。

[0003] 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。二维换能器一般由多个换能器元件组成,这些元件沿X和Y方向排列。

[0004] 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以及分组样式(grouping patterns)。

[0005] 在子阵列的形状和分组样式限定一致或固定时,就会出现不能够获取适合于特定发射和接收波条件的束剖面图(beam profile)的问题。例如,副瓣(side lobe)倾向于在特定的波束扫描方向形成。公开号为EP-1491913-A2(对应于公开号为2005-34634的日本专利)和EP-1491914-A2(对应于公开号为2005-34633的日本专利)的欧洲专利公开了,在阵列换能器上设置多个子阵列,还公开了为每一个子阵列设置多个组。在该技术中,每组基本上是由多个换能器元件组成,并且将共同的发射信号供给于该多个换能器元件。由组成每组的多个换能器元件供给的多个接收信号在一起求和,然后对通过求和获取的接收信号的结果进行延迟处理。上面列出的公开号为EP-1491913-A2的欧洲专利还公开了根据波束扫描的方向改变每一子阵列的形状。然而,所有这些文献,都未涉及根据焦点的深度改变分组样式。

[0006] 为了实现一种所需要的极佳的焦点,设置每组的结构(也就是在每一子阵列的分组样式)为,对于组成每组并且彼此平行连接(也就是,具有相同的延迟时间)的多个换能器元件而言,尽量使得在焦点和各个换能器元件之间的声距(acoustic distances)相等。从焦点至每一换能器元件的声距与波束地址和焦点的深度(例如,发射焦点)一同改变。因

此,期望按照波束扫描条件中的改变动态地改变子阵列的形状和分组样式。

发明内容

[0007] 本发明的优越性在于提供了一种超声波诊断装置,它能够提供极佳的束剖面图。

[0008] 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像的质量。

[0009] (1) 根据本发明的一个方面的超声波诊断装置,其包括用于形成被二维扫描的超声波束的多个换能器元件;开关部件,其连接至所述阵列换能器,该开关部件在所述阵列换能器上限定多个子阵列,并且在每一子阵列上限制了多个组,每组由一个或多个换能器元件组成;发射器部件,其通过所述开关部件连接至所述阵列换能器,用于为每组产生组发射信号;以及接收器部件,其通过所述开关部件连接至所述阵列换能器,用于处理从所述开关部件输出的每组的接收信号,其中所述开关部件至少根据焦点的深度为每个子阵列独立地设定分组样式。

[0010] 在上述结构中,所述开关部件的一个功能是在阵列换能器上限定多个子阵列,另一个功能是为每一子阵列限定分组样式(也就是,多个组的布置)。所述开关部件能够为每一子阵列独立地限定分组样式,还能够动态地改变分组样式。因此,对于形成每组的多个换能器元件而言,在焦点与每组内的各个换能器元件之间的声距能够被调整,从而使得在三维空间内的距离尽量相等,从而实现极佳的聚焦。特别地,通过考虑到焦点(也就是,空间上的聚焦位置)的深度而设定分组样式,而获得极佳的波束剖面图。这里,所述焦点基本上涉及发射焦点,并且上述的超声波束是发射波束。对于接收波束而言,需要利用动态聚焦技术。尽管理论上每组是由多个换能器元件组成,但是一个换能器元件可以形成一个组。优选地,形成每组的换能器元件和组的形式根据焦点的深度而变化。尽管根据波束扫描条件(特别是波束扫描方向)改变子阵列的形状,但是子阵列的形状可以是固定的,如下面描述的。

[0011] 优选地,所述开关部件在扫描所述超声波束期间,动态地改变为每一子阵列而设定的分组样式。因为这样,能够同时设定多个类型的分组样式,而不是在整个多个子阵列中设定一致的分组样式。

[0012] 优选地,所述开关部件还根据考虑到波束地址的每一子阵列的位置独立地设定分组样式。所述波束地址具体为波束的方向。一般地,所述波束方向通过经过与所述阵列换能器垂直中心轴垂直的水平面的波束的位置设定,或者通过相对于所述阵列换能器的垂直中心轴的波束反射角和波束旋转角设定。可选地,所述子阵列地址可以被参考,从而确定每一子阵列的位置。在通过所述开关部件控制时,可以参考不直接地表示所述波束地址或者类似的信息,而不是表示所述波束地址或者类似的信息。此外,在该种控制的时候,需要用一个表(table),用于在所述波束地址和所述焦点的深度被输入时产生分组样式设定(grouping pattern set),该分组样式组设定包括各个子阵列的分组样式。在进一步输入数据时,可以将所述子阵列的地址提供给所述的表。

[0013] 优选地,所述开关部件具有的一个功能是将组发射信号分配和输出至形成对应组的多个换能器元件,另一个功能是对来自形成每组的多个换能器元件的多个接收信号进行求和,并且为每组产生组接收信号。

[0014] 考虑到声强和声灵敏度,多个子阵列优选地彼此紧密地在所述阵列换能器上结合。换句话说,所有形成所述阵列换能器的有效换能器元件需要属于子阵列中的一个。但是,在子阵列之间可以形成有间隔。换句话说,可以存在不起作用的换能器元件,其不属于任何一个子阵列,并且在发射和接收中不起作用。另外,该在发射和接收中不起作用的换能器元件可以设置在子阵列内。

[0015] 例如,某一子阵列中形成有 m 个换能器单元,对该子阵列组成 n 组 ($1 < n < m$),则实现信道减少比率 n/m 。通过在探头头部内执行该种信道减少过程,插入至信道电缆的信号线被有利地减少了。通过这种分组,多个接收信号被求和并且合并为一个接收信号(组接收信号)。此外,一个发射信号(组发射信号)能够被供给至形成一个组的多个换能器元件。

[0016] 尽管理论上每组是由多个换能器元件构成,但是一个换能器元件可以形成一组。优选地,在一个子阵中的形成一个组的多个换能器元件的数量并不一致并且动态地变化。优选地,在阵列换能器上,为每一子阵列设定一个样式可变区域,由此在所述阵列换能器上设置多个样式可变区域,通过将关于各个子阵列的多个子阵列形状样式与彼此部分地重叠的多个样式可变区域合并,为对应一区域的每个子阵列形成样式可变区域。优选地,每一样式可变区域覆盖存在于多个样式可变区域部分重叠的部分上的各个子阵列和多个换能器元件的比较稀少的多个换能器元件。

[0017] (2) 根据本发明的另一个方面的超声波诊断装置,其包括用于形成将被二维扫描的超声波束的多个换能器元件;开关部件,其连接至所述阵列换能器,该开关部件根据波束地址和焦点的深度在所述阵列换能器上限定多个子阵列,并且对于每一子阵列,根据每一子阵列的位置限定了多个组,每组包括有一个或多个换能器元件;发射器部件,其通过所述开关部件连接至所述阵列换能器,用于为每组产生组发射信号;接收器部件,其通过所述开关部件连接至所述阵列换能器,用于处理从所述开关部件输出的每组的接收信号。

[0018] 在上述结构中,通过为多个子阵列和相对每一子阵列的分组样式设定每个子阵列的形状,能够形成极佳的超声波束,从而提高超声波图像的质量。特别地,由于可以合理地改变子阵列的形状,因此,能够减少副瓣。

[0019] 优选地,在扫描超声波束的时候,所述开关部分动态地改变对于每一子阵列限定的子阵列的形状,而且还动态地改变对于每一子阵列设定的分组样式。优选地,所述开关部分改变根据在与所述阵列换能器的垂直中心轴垂直的水平面上的波束扫描方向设定的子阵列形状。

[0020] 优选地,对于每一组而言,在执行子相位调整和求和过程之后,对多个子相位调整和求和后的信号应用主相位调整和求和过程。这里,多个主相位调整和求和电路被平行地设置,以通过一个接收过程同时形成多个接收波束。另外,在探头电缆内,发射信号可以以电压信号的形式被发射,并且接收信号可以以电流信号的形式被发射。所述发射信号可以是大小为 100V 的信号,或者大约是几十伏的低压信号。在后一种情况下,每一换能器元件需要形成在,例如为层状结构上,因而降低每一换能器元件的电阻抗。

[0021] 优选地,在探头头部内至少设置阵列换能器和开关部件。另外,在探头头部内可以设置多个子相位调整和求和电路(在这种情况下,信号线的数量可以进一步地减少),或者在探头连接件或设备主机内可以设置多个子相位调整和求和电路。发射器部件可以设置在

探头头部内、电缆连接件或者设备主机内。此外,中间装置可以设置于探头头部和探头连接件之间,在该中间装置内具有多个子相位调整和求和电路以及发射器部件。

附图说明

- [0022] 下面结合附图对本发明的这些和其它目的进行说明,其中:
- [0023] 图 1 的框图显示了根据本发明的超声波诊断装置的整体结构;
- [0024] 图 2 的框图显示了根据本发明的超声波诊断装置的重收发器部件;
- [0025] 图 3 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;
- [0026] 图 4 显示了子阵列形状的一个示例;
- [0027] 图 5 显示了子阵列形状的另一个示例;
- [0028] 图 6 用对比的方式解释了多个子阵列形状;
- [0029] 图 7 显示了每一个子阵列的可变范围;
- [0030] 图 8 解释了多个可变区域之间的重叠;
- [0031] 图 9 解释了一个用于比较研究的示例;
- [0032] 图 10 显示了根据本发明另一实施例的其它的子阵列形状;
- [0033] 图 11 的视图用于解释了在一个实施例中,不同组之间的换能器元件的数目是可变的;
- [0034] 图 12 的视图用于解释了在本发明的另一个实施例中,不同组之间的换能器元件的数目是可变的;
- [0035] 图 13 的视图用于解释在近焦点处波束扫描角度小时设定的分组样式的示例;
- [0036] 图 14 的视图用于解释在远焦点处波束扫描角度小时设定的分组样式的示例;
- [0037] 图 15 的视图用于解释在远焦点处波束扫描角度大时设定的分组样式的示例。

具体实施方式

- [0038] 下面参考附图对本发明的优选实施例进行说明。
- [0039] 首先参考图 1,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。中间装置包括内置电路 249,将在下面描述的该中间装置可以设置在探头头部 244 和电缆连接件 247 之间,也就是说,位于探头电缆 246 的中间。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 250、一个信号处理模块 252、一个图像生成部件 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)可拆分地连接在一起。在本实施例中,电缆连接件 247 包括一个内置电子电路 249,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 2 和图 3 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 输入到图像生成部件 254。图像生成部件 254 基于所接收的信号生成超声波图像。超声波图像显示在显示器 256 的屏幕上。二维断层图像、二维血流图像及三维图像都是超声波图像。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像。目前还有一些其它生成三维图像的方法,在适当的时候也可应用。

[0040] 图 2 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。

[0041] 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、设备主机 12 或者上述的中间装置中。

[0042] 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 10 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。可选地,可以使用电子线性扫描方法、电子凸形扫描方法或者相似的其它方法。

[0043] 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 4 并如下所述,这些换能器元件按二维方向排列。

[0044] 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。

[0045] 特别地,在本实施例中,参考图 13 至 15 详细描述如下,根据波束形成条件选择每一子阵列的形状,并且同时为每一子阵列限定分组样式,从而减少副瓣并且实现极佳的波束剖面图。具体地,对于形成一组的多个换能器元件,它们彼此平行地连接 (也就是,具有相同的延迟时间),使得在各个换能器元件和焦点之间的声距尽可能得相等,这样使得多个换能器元件之间的相位移动被最小化。另外,为了更合理地实现这个目的,子阵列的形状被改变。尽管在本实施例中,对于多个子阵列而言限定了一致的形状,但是多个子阵列的子阵列形状可以不同。这里,开关电路 20 可如图 2 那样由单一的一个电路构成,或是由多个电路构成。

[0046] 在图 2 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 2 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的改变。为每一个子阵列设定多个分组。每一个分组形状样式可以自由地改变。在本实施例中,根据发射 / 接收条件的变化动态地改变组成每一个分组的换能器元件的数目,下面将对其详细描述。

[0047] 在本实施例中,不考虑选择哪一种子阵列形状,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。换句话说,在探头头部 10 内信道减少率为 $1/5$ 。

[0048] 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 2 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的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

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 2 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。

[0049] 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,通过使用连接的简单求和方法进行求和。更具体地,通过多个信号线之间的相互连接对多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。求和的接收信号的数量根据组成换能器元件的数量而定。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。具体地,一个发射信号被分配给(平行地供给)组成一个分组的 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。这里,通过分配获得的信号的数量依据组成一组的换能器元件的数量而定。

[0050] 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 2 中,省略了插入到探头电缆 14A 中的电源线等。

[0051] 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。

[0052] 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 可形成为模拟相位调整和求和电路或数字相位调整和求和电路。

[0053] 发射/接收控制部件 32 对图 2 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。发射/

接收控制部件 32 具有一个未图示的开关电路控制表。该表用于确定开关电路 20 的连接条件；也就是，根据波束地址和焦点的深度，确定用于连接形成阵列换能器 16 的多个换能器元件与多个分组信号线的连接的开关组的开 / 关操作。如此，利用波束地址和被指定的焦点的深度，能够通过参考表确定对于整个阵列换能器 16（也就是，多个子阵列样式和对于每一子阵列的分组样式）的一组分组样式。尽管如此，还可以利用一个表，根据波束地址、焦点的深度、以及子阵列地址或另一个表，用于为每一子阵列产生连接样式。

[0054] 图 3 显示了图 2 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 下面参考图 4 至图 10 对开关电路 20 的操作进行说明。

[0058] 图 4 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 4 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 4 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 4 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 4 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。假设阵列换能器的垂直中心轴对应于 Z 方向，如图所示的 X 方向和 Y 方向垂直于 Z 方向，并且分别对应两轴，该 X 方向和 Y 方向限定了一个水平面。

[0059] 图 4 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 4 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 4 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）。

[0060] 图 5 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；在 Y 方向上每一级，每一分组在 X 方向上的每一个换能器元件的位置平行地移动一步。对于其它子阵列，采用与子阵列 S5 完全相同的分组样式。

[0061] 通过采用如图 5 所示的子阵列形状样式及分组形状样式，当在一个焦点深度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只有换能器元件的厚度 $1/\sqrt{2}$ ，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。下面将详细说明。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并联连接的,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 5 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。

[0062] 图 6 显示了子阵列样式和分组样式的不同类型。图 6(a) 所显示的子阵列形状样式与图 4 中所显示的相同,在沿 X 方向扫描超声波束时应用。图 6(b) 所显示的子阵列形状样式与图 6(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 6(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。

[0063] 图 6(c) 所显示的子阵列形状样式与图 5 中所显示的相同。在 Y 方向上每一级,将图 6(b) 所示的子阵列形状样式在 X 方向上逐步地平移移动一步,就得到了如图 6(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 6(d) 所示的子阵列形状样式,及如图 6(c) 所示的子阵列形状样式更为适合。

[0064] 将图 6(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 6(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。

[0065] 将图 6(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 6(f) 所显示的子阵列形状样式。与图 6(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。

[0066] 显然,图 6 中所示的这些子阵列形状样式等都仅是为了说明的目的,同样也可采用其它多种的子阵列形状样式。确切地说,更为理想的是,根据波束形成条件,特别是波束扫描方向和焦点深度,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,即,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,将可选择的子阵列形状的数目限定为,例如接近 4。假若这样,可选用图 6(a), (b), (c) (或(d)), 及 (e(或 f)) 中的子阵列形状样式。

[0067] 在图 7 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 6(a) 至 (f) 的形状重叠放置所得到的区域。在图 7 中,数字 100 表示最基本的子阵列形状,为正方形。此外,在图 7 的示例中,参考使用了在图 6(c) 中的分组样式。

[0068] 从图 7 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 8 对可变区域的重叠进行说明。

[0069] 参考图 8, R1 至 R4 分别显示了相对于 4 个子阵列的 4 个可变区域,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。

[0070] 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。

[0071] 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 (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。

[0072] 图 9 显示了用于比较的示例。在这个示例中, 子阵列为固定的正方形。例如, 当按对角线方向对超声波束进行扫描时, 如图 9 所示设定分组样式。这里, 该分组样式也是固定的。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, 由于对子阵列形状及分组形状进行动态设定, 如图 9 所示的情况下出现的问题就能得到解决或者改善, 将在下面说明。

[0073] 图 10 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 10 所示, 组成每个子阵列的 16 个换能器元件分为 4 组。在图 10 中, 每个组按不同的方式画上阴影以便于识别。图 10 所显示的数值表示了超声波束扫描方向所代表的角度 (对应于围绕垂直轴的波束转角)。应该注意到, 图 10 中的分组样式是示意性的, 而根据发射和接收条件, 实际上可以为每个子分组形状选择性地定义多种分组样式。

[0074] 如图 10 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 10 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 5 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。

[0075] 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。

[0076] 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。

[0077] 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。

[0078] 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, 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。

[0079] 如上所述,根据波束扫描方向,同时改变子阵列形状及分组样式,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。

[0080] 虽然在上述的实施例,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。

[0081] 在图 12 中,子阵列由 5×5 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 5,图 6(b) 及图 7 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。

[0082] 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。

[0083] 现参阅图 13 至 15,下面将详细描述特别是考虑焦点深度的控制。

[0084] 在该实施例中,根据波束地址(特别是波束扫描方向)改变子阵列形状,并且同时根据波束地址、焦点的深度以及子阵列的位置,为每一子阵列单独地设定分组样式。更具体地,子阵列的形状和分组样式被优化,从而使得在组成每组的各个换能器元件和焦点之间的声距尽可能得相等。

[0085] 图 13(A) 显示了垂直于阵列换能器平面的一个平面(XZ 平面),图 13(B) 显示了平行于换能器平面的一个水平面(XY 平面)。这相似地同样适合图 14 和 15 中所示的实施例。X 方向和 Y 方向对应换能器元件的布置方向,而垂直方向的 Z 垂直于 X 和 Y 方向。参考数字 302 是指平行于 Z 轴的垂直轴,其穿过焦点 F1。参考数字 304 是指以阵列换能器 300 的中心 308 作为起源(起始点)的发射波束。发射波束 304 被指向焦点 F1。另外,参考序号 306 是指等距平面(球形的波平面)。理想地,组成每组的多个换能器元件被设置在该等距平面。在图 13(B) 中,阵列换能器 300 的每一方格代表子阵列 300A,其是由 4×4 个换能器

元件组成的（见参考数字 310 至 320，将在下面详细描述）。

[0086] 当在波束方向和水平轴（在本实施例中是 X 轴）之间的夹角是小角度时，焦点 F1 被限定于相对小的位置，如图 13 的实施例中所示，例如，根据每一子阵列的位置，为位于阵列换能器 300 上的每一子阵列设定不同的分组样式 310 至 320，如图 13(B) 所示。具体地，尽管子阵列具有相同的形状，考虑到每一组单元上的相位排列，为每一子阵列设定更合适的分组样式。换句话说，每一组的形式和形成每组的元件的数量都被优化。在上述图 13 的状态的基础上，当波束扫描方向和水平轴之间的角度稍微增加一些时，焦点 F2 的深度增加，如图 14 中的情况，此时，为各个子阵列设置分组样式 324 至 336，如图 14(B) 所示。但是，在这种情况下，每一子阵列的矩形形状保持不变。另外，从上述图 14 的状态，增加扫描方向的角度，从而使得波束扫描方向的角度相对两个垂直水平轴成 45 度，同时焦点 F3 的深度大体上保持在如图 15 所示的情况，此时，子阵列的形状从矩形形状变化为平行四边形的形状，并且同时根据每一子阵列的位置，为各个子阵列设置分组样式 342 至 354。根据图 10 所示的条件或者其简化的方式，执行子阵列形状的变化。例如，在简化方式中，仅使用对应于为 0 度、45 度、90 度、135 度、180 度、225 度、270 度和 315 度的波束扫描方向的子阵列形状。

[0087] 如前所述，子阵列的形状根据波束扫描方向动态地变化。然后，基于被限定的子阵列形状，分组样式根据波束扫描方向也可变地且动态地被限定。在这种情况下，需要预先相对每对波束地址和焦点深度为整个阵列换能器计算出一组最佳的分组样式，并且需要在表内存储能够实现最佳分组样式的切换模式。换句话说，需要实现一种结构，该结构允许通过参考表的方式从波束地址和焦点的深度立即获得最合适的切换模式。经由这种切换，在阵列换能器上形成多个子阵列，并且同时为每个子阵列限定分组样式。这里，能够按照所期望地限定三维空间内的波束扫描路径。一般地，在第一方向扫描波束，以形成一个扫描平面，然后在第二扫描方向扫描该扫描平面。

[0088] 通过上面结构，参考焦点和组成一组的多个换能器部件之间的位置关系，为每个子阵列限定了最合适的分组样式。因而，能够实现信道减少，且同时获取较佳的波束剖面图，并且实现了进一步提高了超声波图像的质量的优点。换句话说，在装置结构被简化的同时能够获取期望的图像。

[0089] 尽管本发明的优选实施例使用特定的术语进行了描述，但是这种描述仅仅是为了解释的目的，应该理解的是在不背离所附的权利要求书的精神和范畴内，能够对其进行修改和变化。

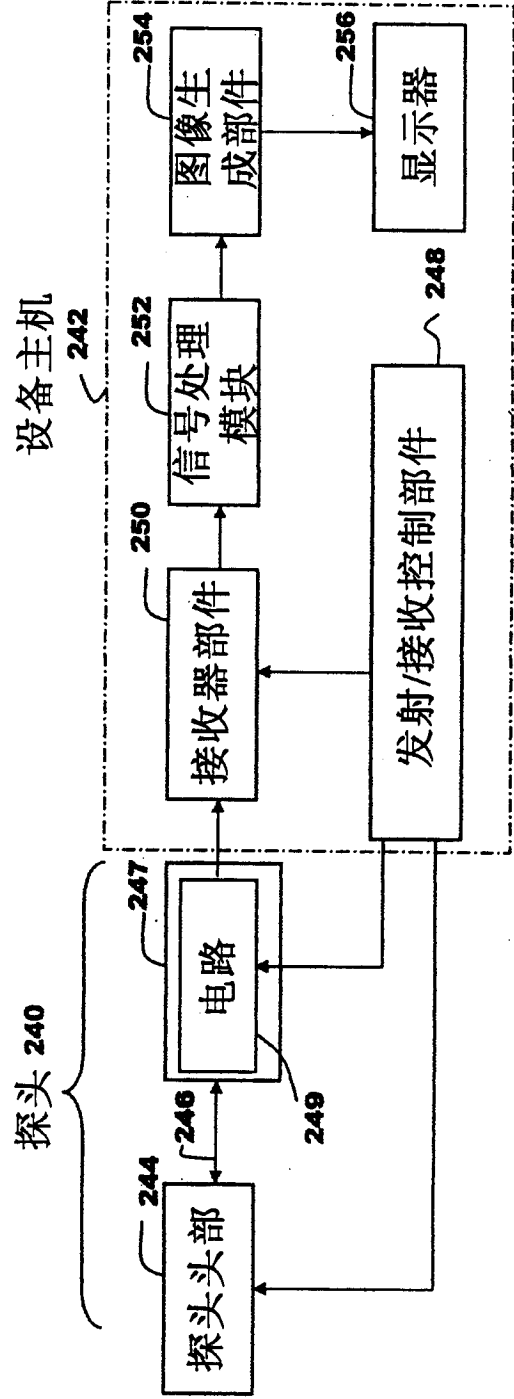


图 1

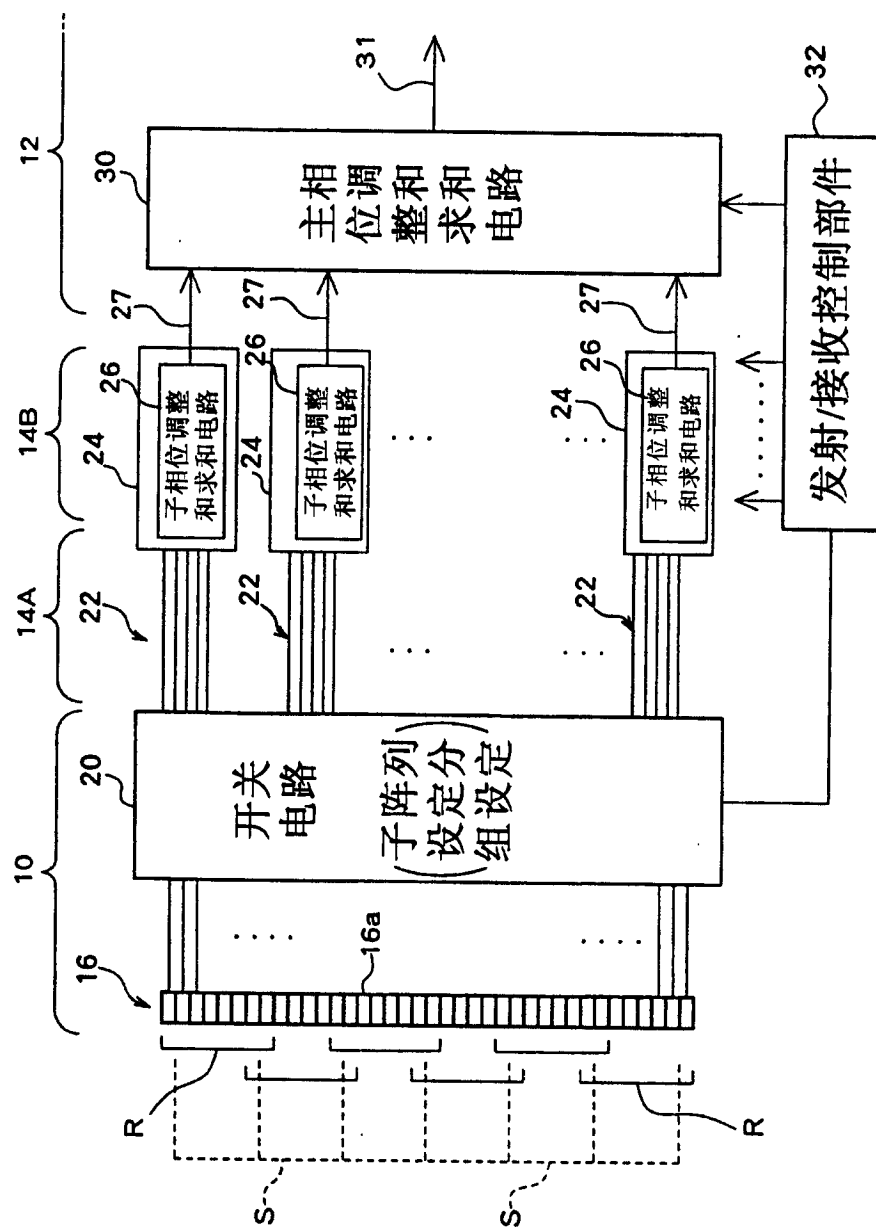


图 2

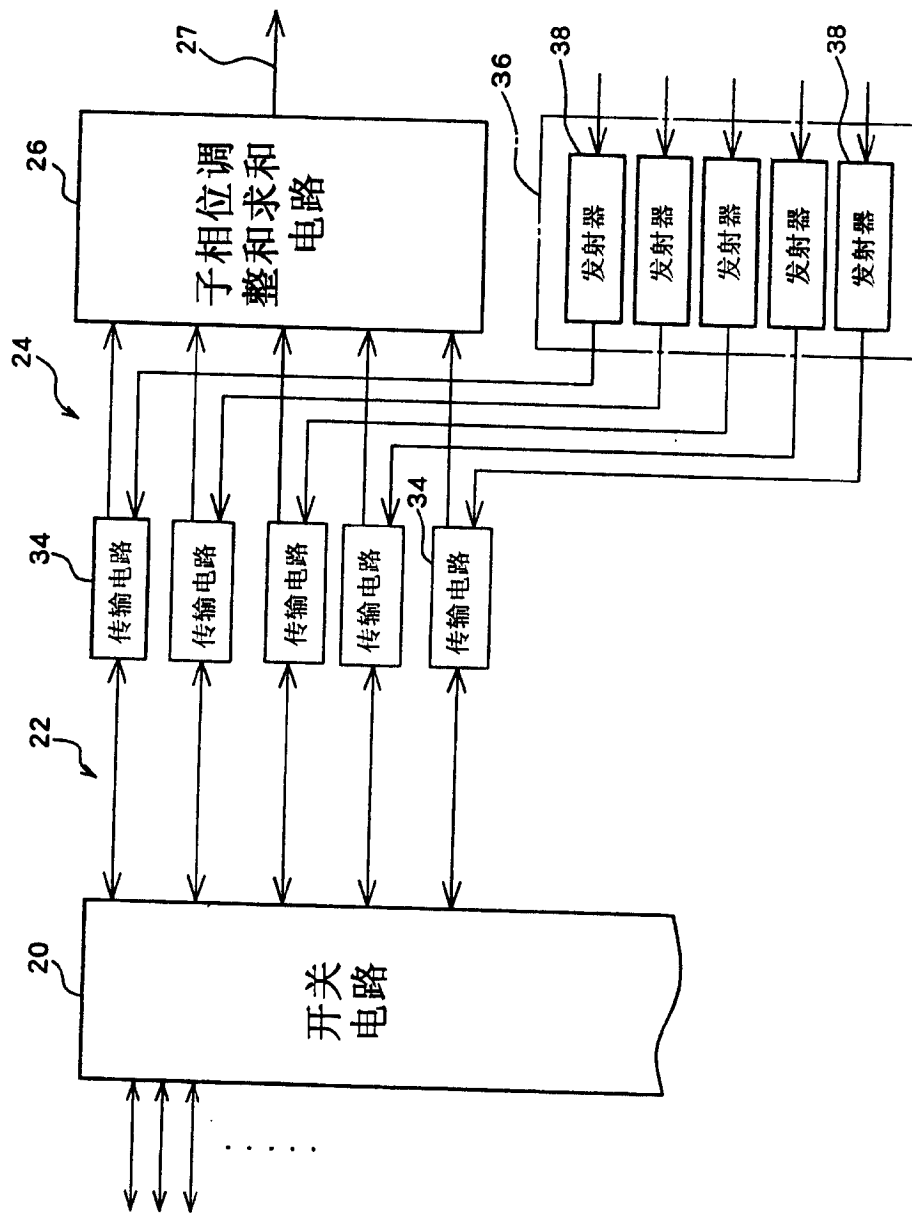


图 3

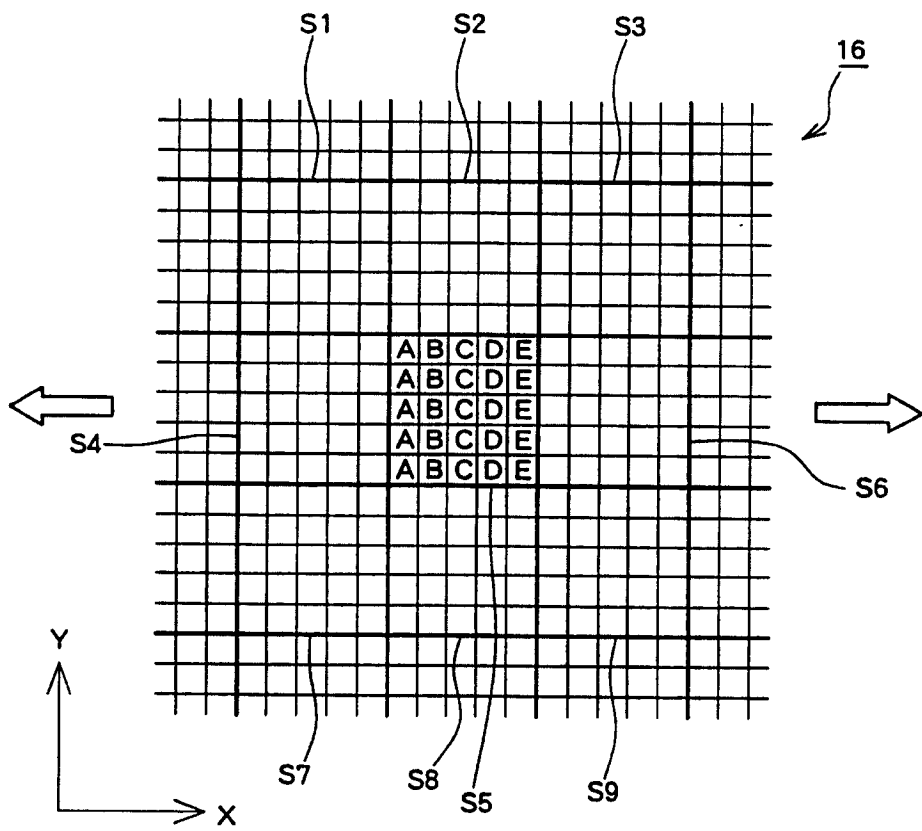


图 4

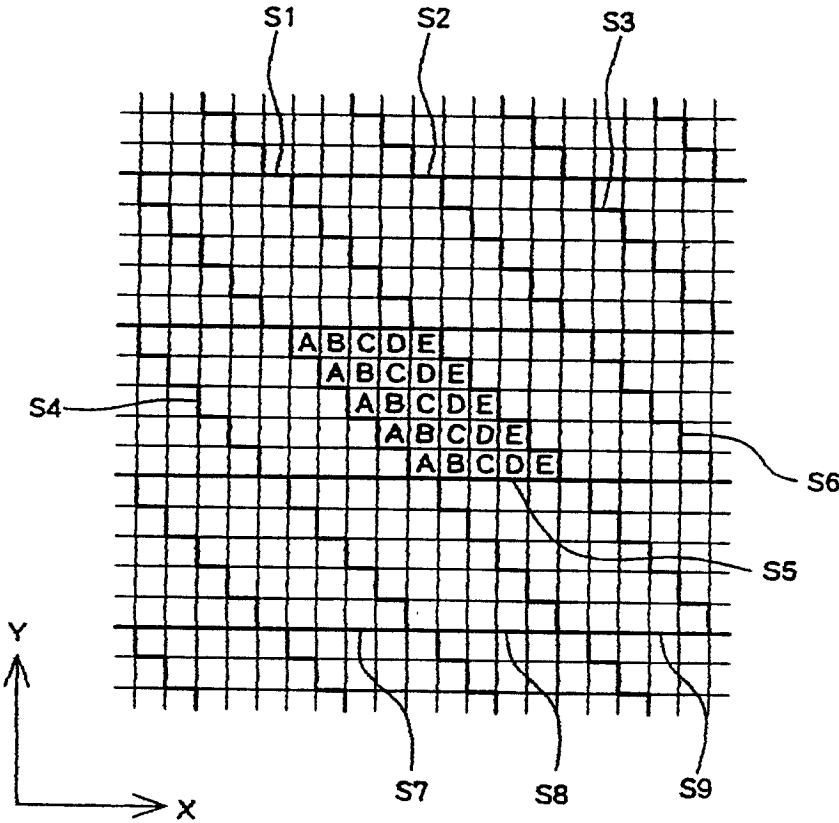


图 5

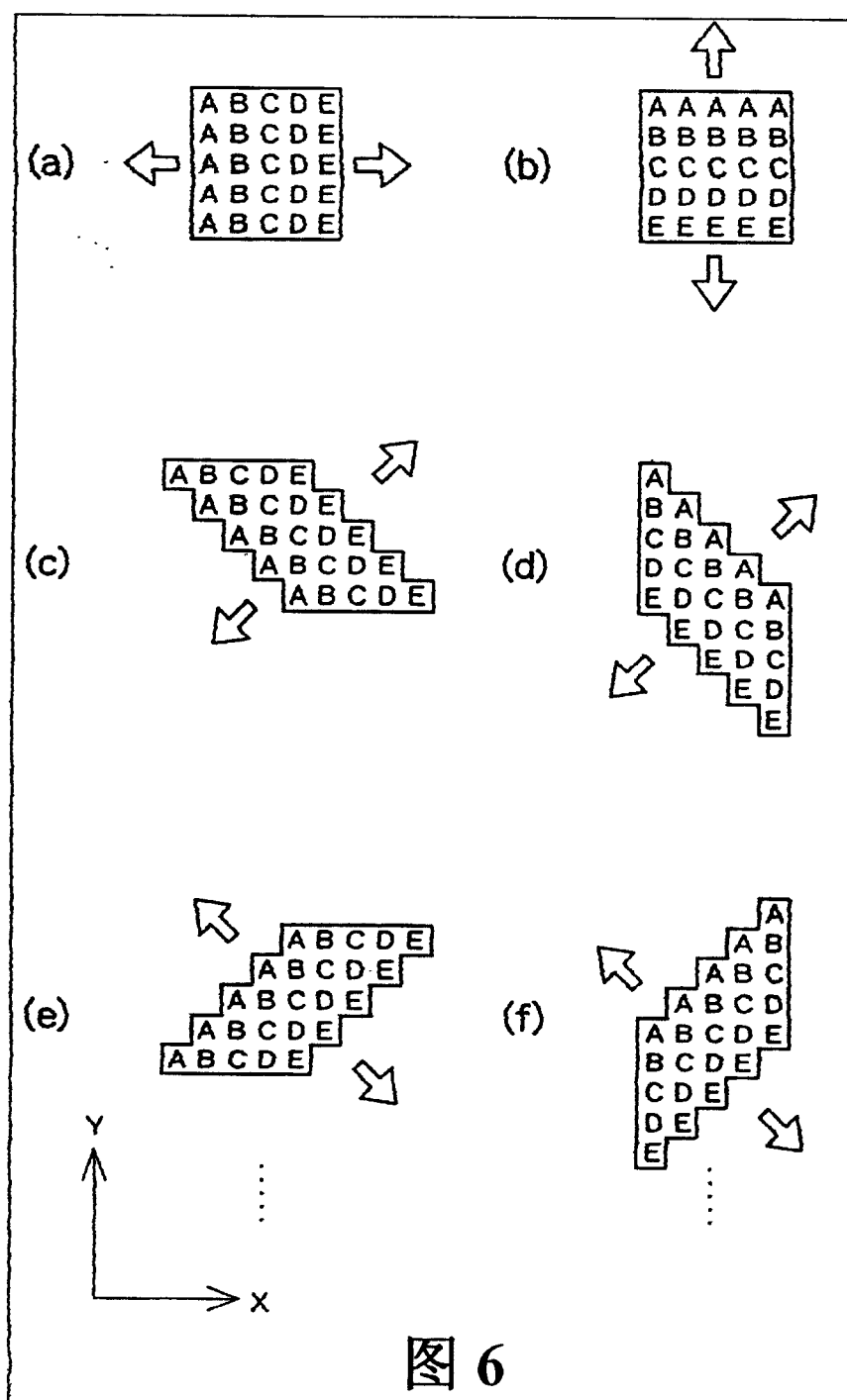


图 6

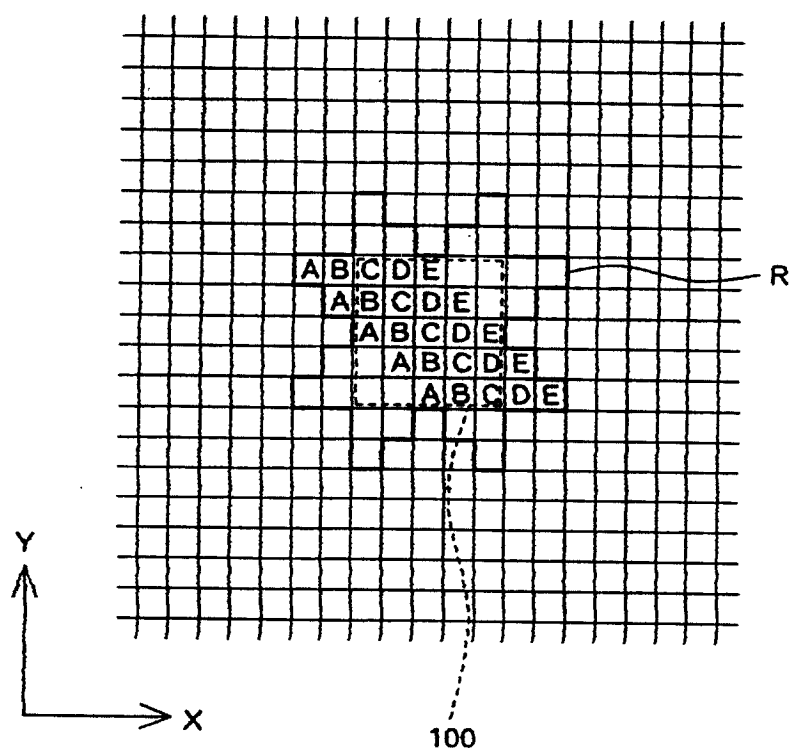
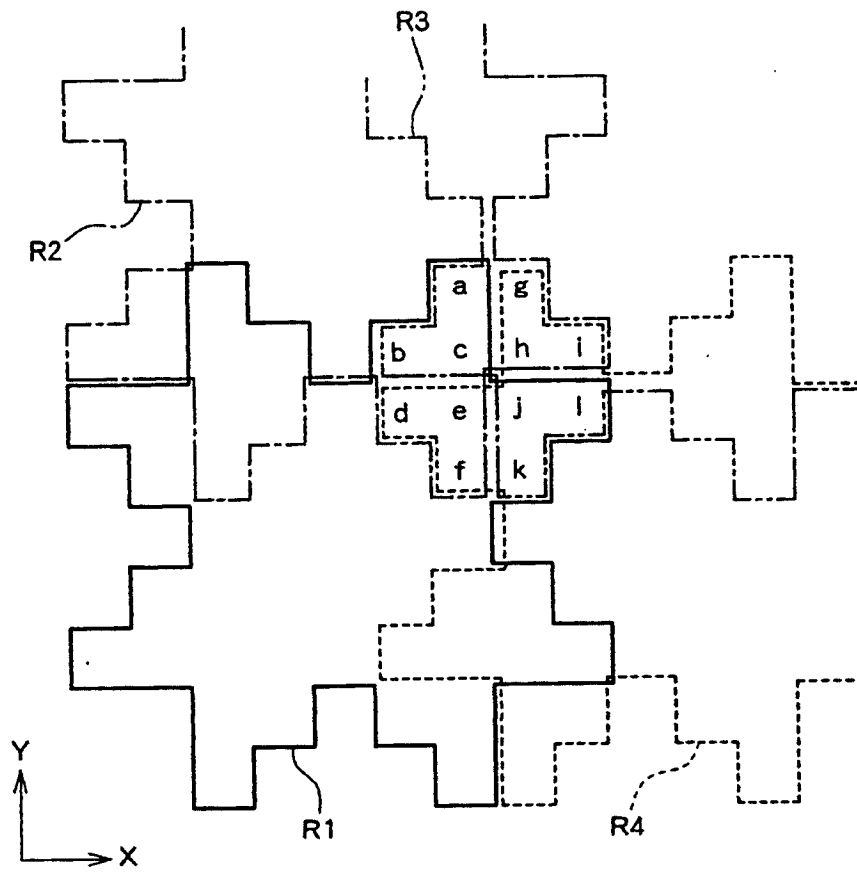


图 7



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 8

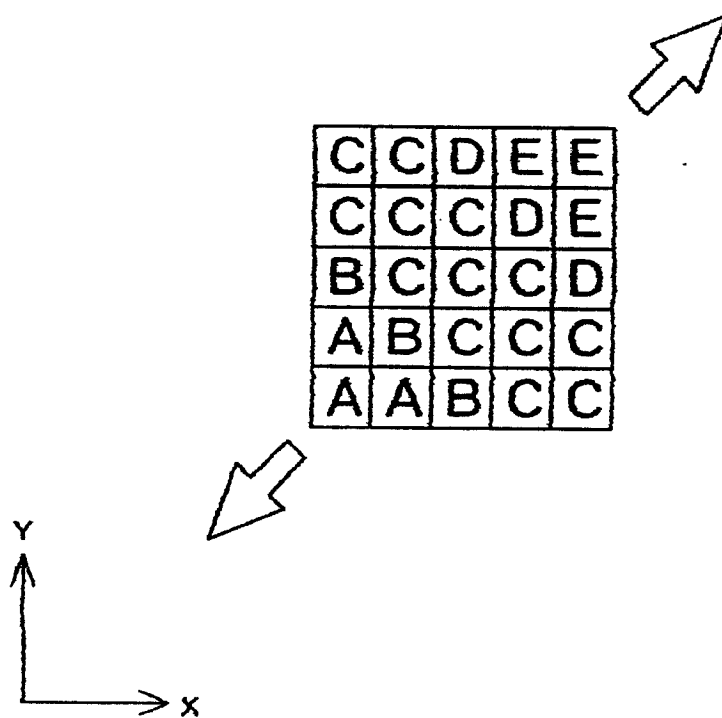


图 9

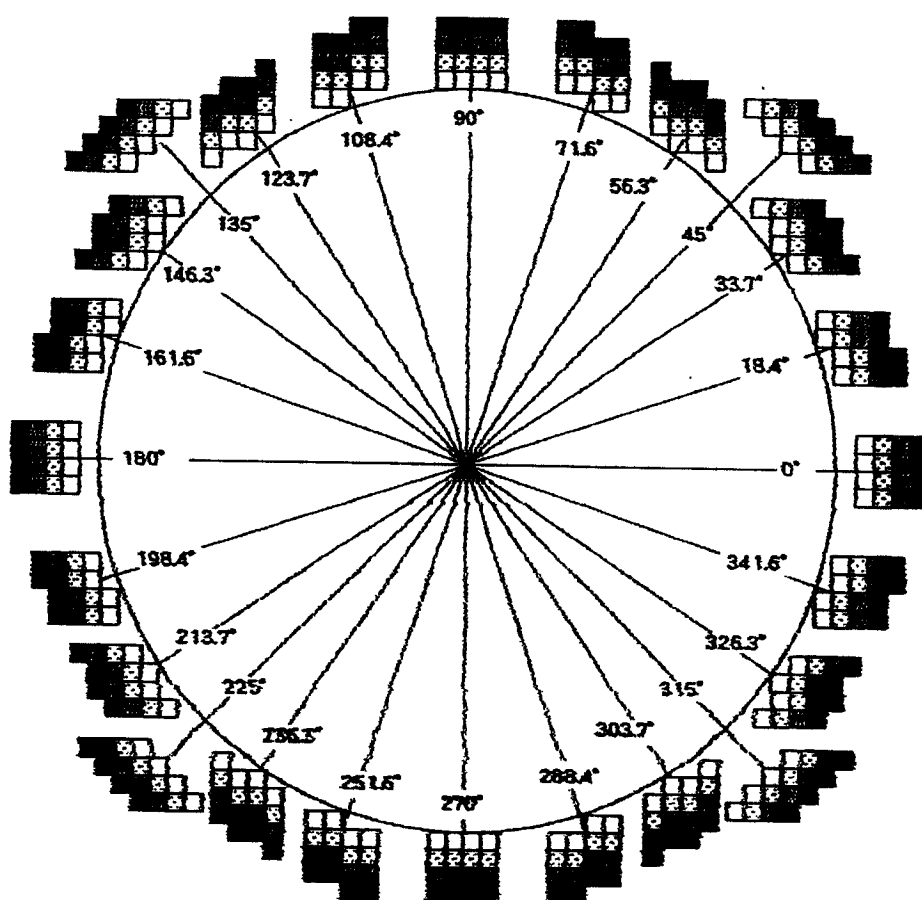


图 10

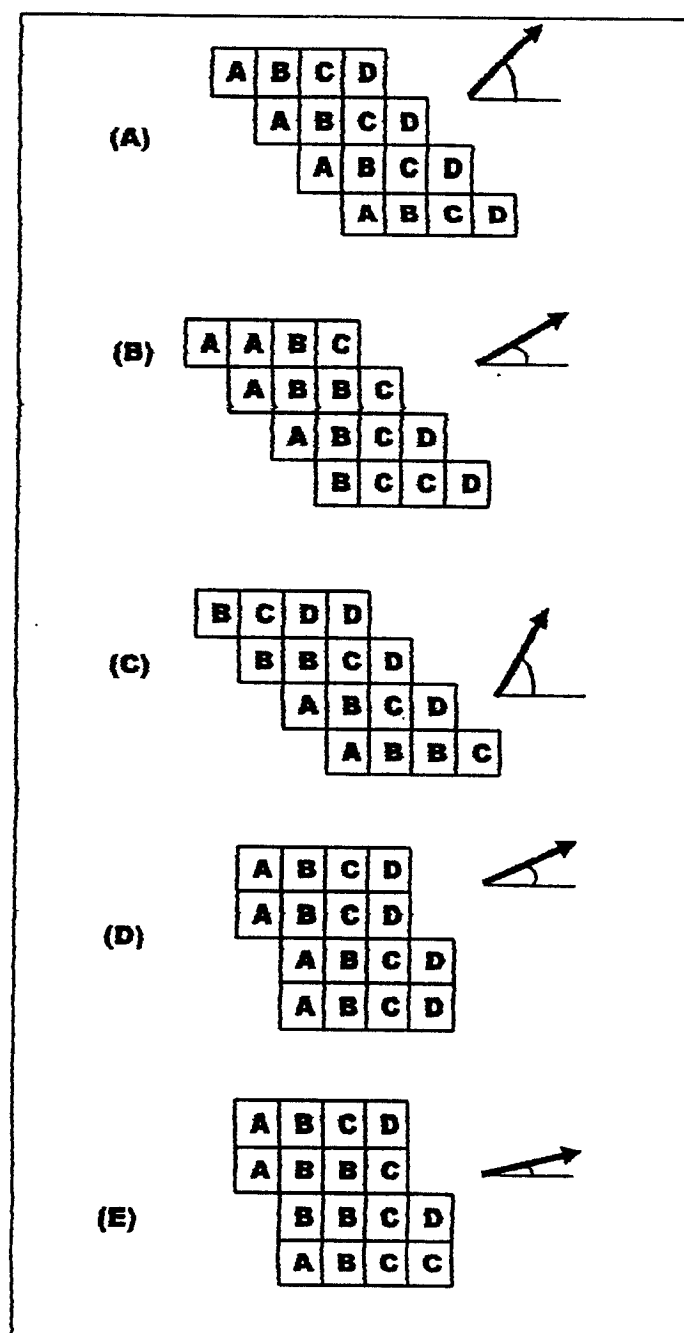


图 11

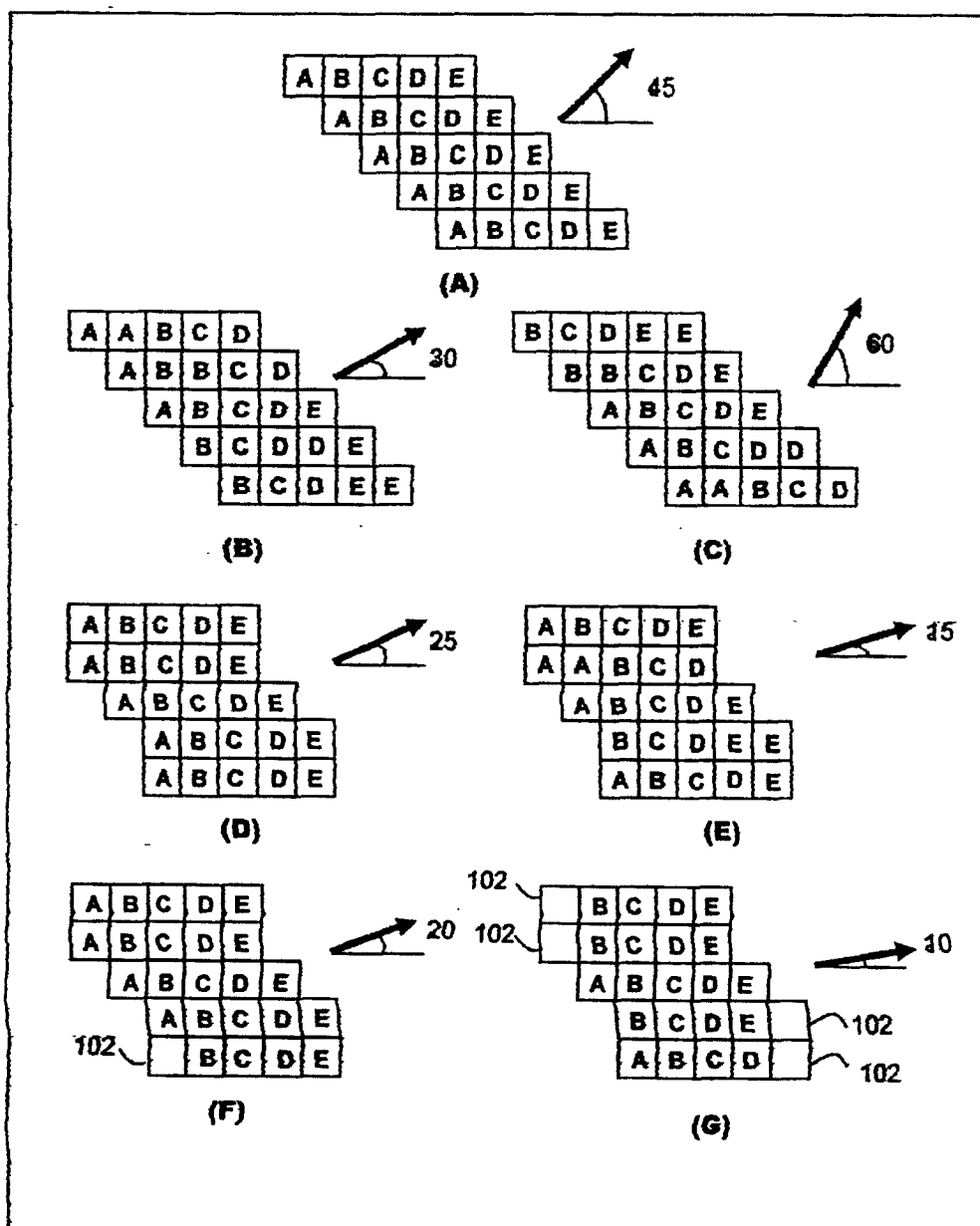


图 12

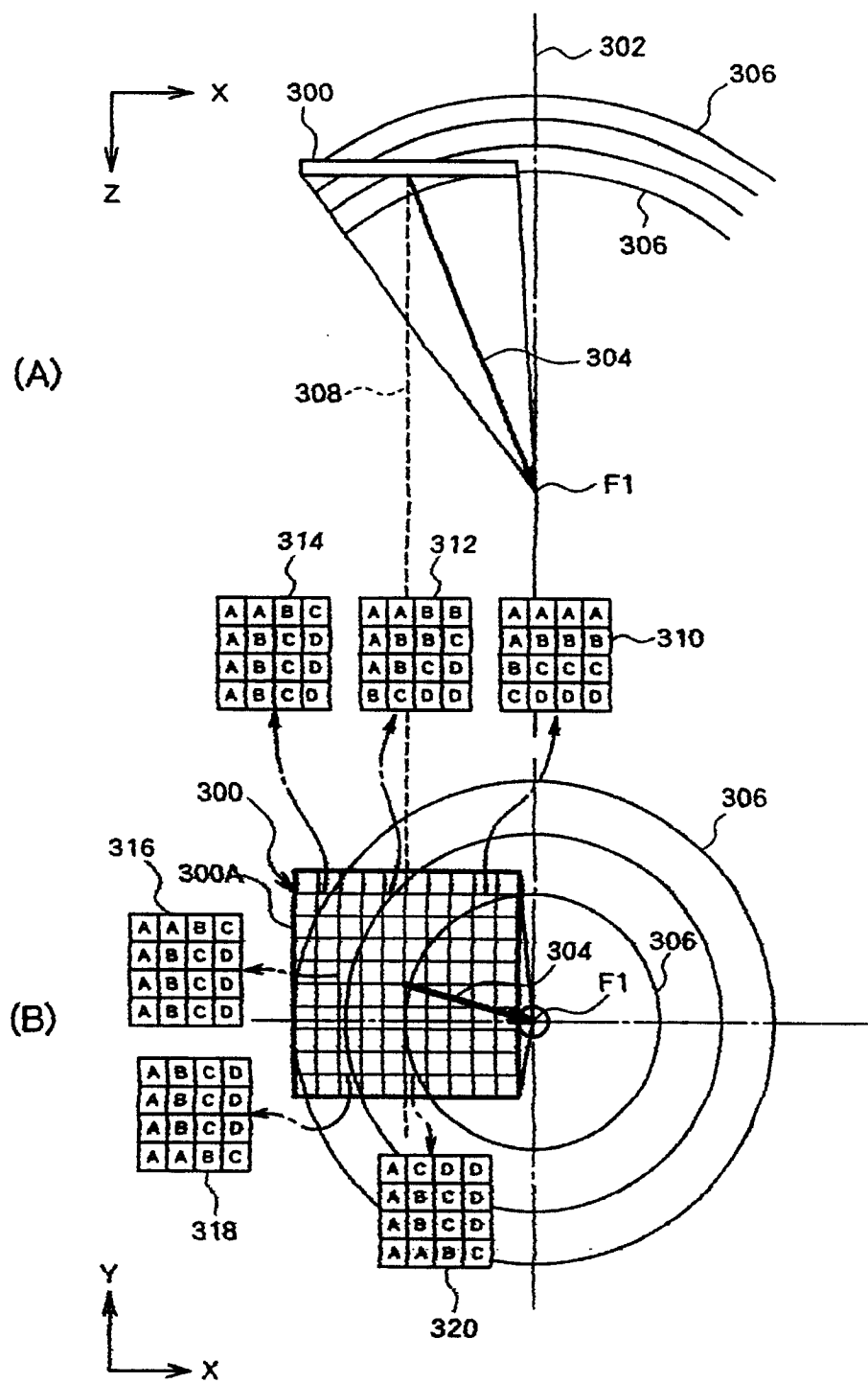


图 13

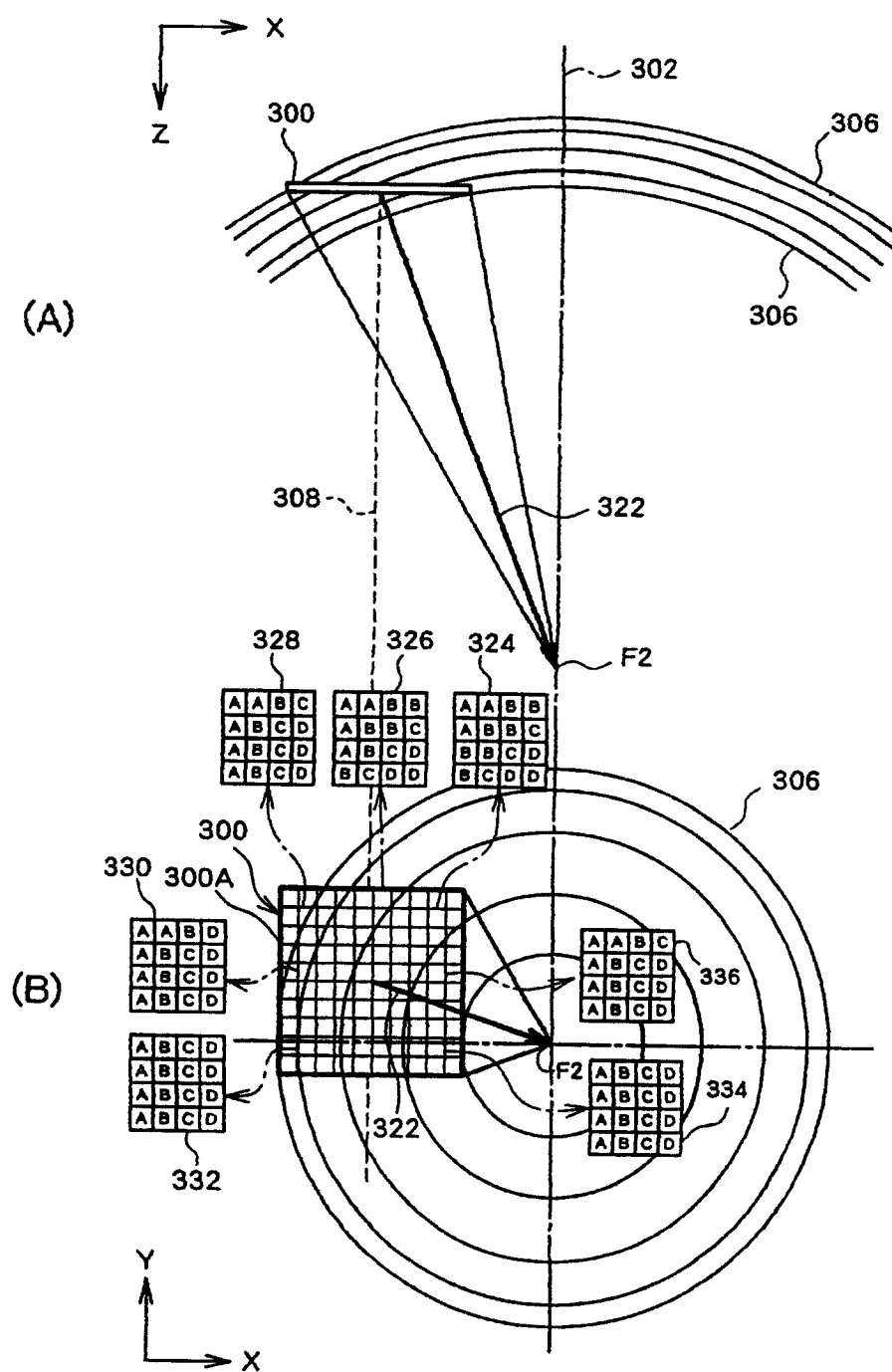


图 14

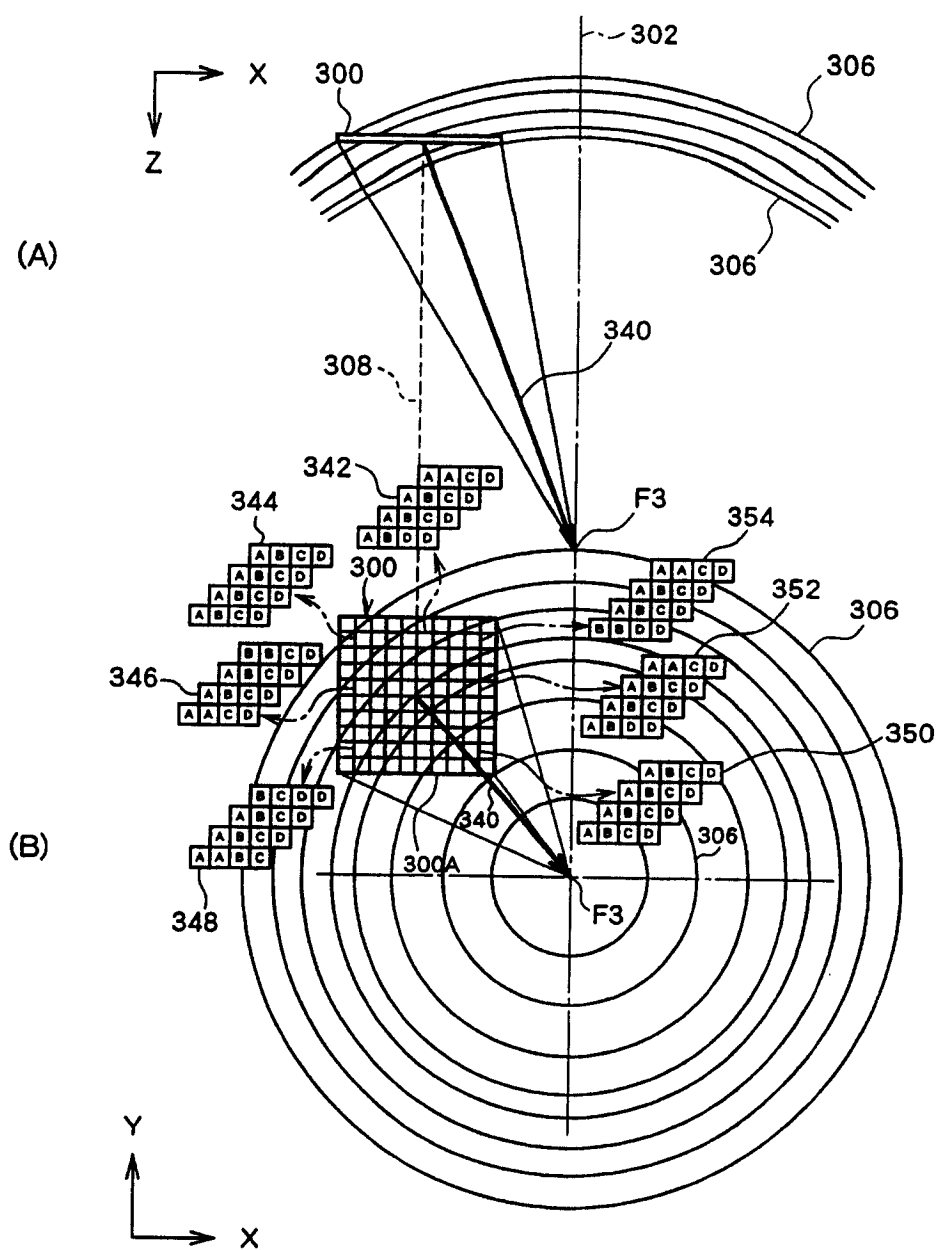


图 15

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101238991B	公开(公告)日	2011-02-09
申请号	CN200710005576.7	申请日	2007-02-09
[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	A61B8/00 G01N29/22		
代理人(译)	程伟 王锦阳		
审查员(译)	胡亚婷		
其他公开文献	CN101238991A		
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。为每一子阵列限定多个分组。每个分组大体上由彼此互相平行连接的多个换能器元件构成。根据波束方向和焦点的深度变化地限定子阵列的形状。此外，为每一分组阵列变化地限定分组样式。对于形成每组的多个换能器元件而言，在各个换能器元件和焦点之间的声距尽可能使得相等，凭借此，能够获得较佳的波束剖面图。

