



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101984918 B

(45) 授权公告日 2014. 09. 17

(21) 申请号 201010238951. 4

US 2005/0243812 A1, 2005. 11. 03, 全文.

(22) 申请日 2010. 07. 27

CN 1575772 A, 2005. 02. 09, 全文.

(30) 优先权数据

审查员 初博

2009-175440 2009. 07. 28 JP

(73) 专利权人 日立阿洛卡医疗株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 曹景文 金子琢哉

(74) 专利代理机构 北京金信立方知识产权代理有限公司 11225

代理人 黄威 张彬

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

EP 0430450 A2, 1991. 06. 05, 全文.

EP 1936404 A1, 2008. 06. 25, 全文.

US 5563346 A, 1996. 10. 08, 全文.

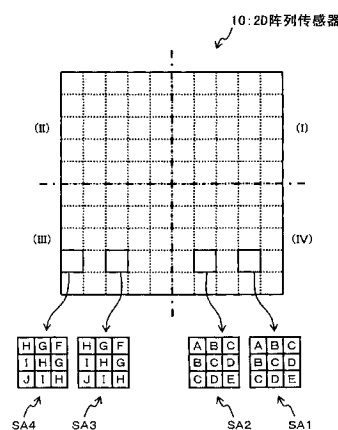
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明公开了一种超声波诊断装置。2D 阵列传感器 (10) 被分成多个子阵列。以放大方式示出了四个有代表性的子阵列 SA1 至 SA4。另外, 2D 阵列传感器 (10) 被分割成多个传感器区域。被点划线分割成的 (I)-(IV) 的四个区域表示四个传感器区域。对每个子阵列执行将从属于子阵列的多个传感器元件分组为多个元件组的分组处理。在该处理中, 对于每个传感器区域, 为从属于传感器区域的多个子阵列设定共同的分组模式。例如, 由于子阵列 SA1 和 SA2 从属于同一传感器区域 (IV), 因此为子阵列 SA1 和 SA2 设定共同的分组模式。



1. 一种超声波诊断装置,包括:

阵列传感器,其包括多个传感器元件;

分组处理器,其将所述阵列传感器分成多个子阵列,并且对于每个子阵列,所述分组处理器将从属于该子阵列的多个传感器元件分组成多个元件组;

控制器,其设定分组模式,所述分组模式限定了待分组成同一元件组的多个传感器元件;以及

波束成形单元,其利用对所述多个子阵列上的每个子阵列分组而成的多个元件组来形成超声波束,其中

所述阵列传感器被分割成多个传感器区域,每个传感器区域包括多个子阵列,并且

对于每个传感器区域,所述控制器为从属于该传感器区域的所述多个子阵列设定共同的分组模式。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中

所述控制器设定所述分组模式为使得在超声波束的形成过程中与相同的延迟量相应的多个传感器元件被分组成同一元件组。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中

基于超声波束的理想聚焦位置为所述多个传感器区域中的每一个设定虚拟的无限远聚焦方向,并且根据为每个传感器区域设定的所述无限远聚焦方向为每个传感器区域设定共同的分组模式,

根据从属于所述传感器区域的所述多个传感器元件的布置状态而在每个传感器区域中设定基准位置,并且对于每个传感器区域,沿着连接所述理想的聚焦位置在阵列传感器表面上的投影位置和所述传感器区域的所述基准位置的直线而设定所述无限远聚焦方向,并且

在每个传感器区域中设定的所述基准位置为所述传感器区域的重心位置。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中

在形成超声波束时,根据偏离连接相同延迟量的点的理想延迟等值线的偏差为每个传感器元件微调延迟量。

5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中

在形成超声波束时,根据偏离连接相同延迟量的点的理想延迟等值线的偏差为每个传感器元件微调延迟量。

6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中

在形成超声波束时,根据偏离连接相同延迟量的点的理想延迟等值线的偏差为每个传感器元件微调延迟量。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中

所述阵列传感器为包括二维地布置的多个传感器元件的二维阵列传感器。

8. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中

所述阵列传感器为包括二维地布置的多个传感器元件的二维阵列传感器。

9. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其中

所述二维阵列传感器通过从传感器表面的中心放射性地延伸出的虚拟边界线被分割成所述多个传感器区域。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置, 其中
所述二维阵列传感器通过设定成围绕所述传感器表面的中心的虚拟边界线被分割成所述多个传感器区域。
11. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置, 其中
所述二维阵列传感器被分割成三个或更多个传感器区域。
12. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置, 其中
所述二维阵列传感器被分割成三个或更多个传感器区域。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置,并且,特别地涉及一种利用阵列传感器来形成超声波束的技术。

背景技术

[0002] 已知通过二维地布置多个传感器元件而构成的二维阵列传感器。二维阵列传感器由例如几千个电控的传感器元件形成。利用该二维阵列传感器,二维地扫描超声波束,并且三维地收集回波数据。

[0003] 当控制作为二维阵列传感器的一部分的多个传感器元件时,如果为每个传感器元件独立地提供信号线,则信号线的数量等于传感器元件的总数量;例如,整个二维阵列传感器将需要几千条信号线。当采用几千条信号线时,设备主体和连接布置有传感器元件的探头的探头线缆会变粗,并且在探头线缆和设备主体间的连接部分处的连接器的销的数量也会变大。另外,不能忽略用于发射/接收系统的电路尺寸的增加。考虑到这些情况,已提出用于减少连接多个传感器元件和设备主体的信号线的数量(通道的数量)的技术。

[0004] 例如,专利文献1(JP 2001-286467A)公开了一种技术,其中使超声波束的聚焦点投影到阵列传感器表面上,将多个同心环设定为以投影点为中心,并且使共同的延迟量与从属于每个同心环的多个传感器元件相关联。利用这种结构,通道的数量能被显著地减少到同心环的数量。然而,用于电性地聚集从属于每个同心环的多个传感器元件的开关电路变得很复杂,并且用于控制开关电路的数据量也变得很大。

[0005] 专利文献2(JP 2005-342194A)公开了一种技术,其中将二维阵列传感器分成多个子阵列,并且使每个子阵列中与相同的延迟量相应的多个传感器相连接(分组)。采用如专利文献2中的子阵列,虽然与不采用子阵列的情况(例如,专利文献1中的结构)相比增加了通道的数量,但与这种情况相比能够减小开关电路的规模。然而,用于控制开关电路的数据量仍然是巨大的。

[0006] 例如,为通过开关电路电性地聚集多个传感器元件,由设备主体向探头提供用于控制开关电路的信息。为根据波束的转向角和聚焦深度来控制开关电路,由设备主体向探头提供的信息量变得很大。例如,当传送与几千个传感器元件有关的信息时,将需要几十微秒的传送时间,从而导致诸如帧频降低的其他问题。

[0007] 专利文献3(JP 2000-33087A)公开了一种使用控制以使得聚焦深度固定在无穷大且只考虑波束转向来简化波束控制和减少信息量的技术。然而,当聚焦深度被简单地设定为无穷大时,会使波束的会聚等降级并且降低波束成形精度,从而导致图像的分辨率等的降低。

[0008] 在这种情况下,本发明人已研究且开发出一种在抑制用于控制超声波束的信息量增加的同时抑制超声波束的降级的技术。特别地,本发明已把注意力集中在用于将阵列传感器的多个传感器元件聚集到多个元件组中的分组处理上。

发明内容

[0009] 本发明是在上述研究和开发过程中构思出的,而且本发明的优势在于提供一种与阵列传感器的分组处理有关的改进技术。

[0010] 根据本发明的一个方案,提供了一种超声波诊断装置,包括:阵列传感器,其包括多个传感器元件;分组处理器,其将阵列传感器分成多个子阵列,并且对于每个子阵列,分组处理器将从属于该子阵列的多个传感器元件分组成多个元件组;控制器,其设定分组模式,该分组模式对待分组成同一元件组的多个传感器元件进行限定;以及波束成形单元,其利用对多个子阵列上的每个子阵列分组而成的多个元件组来形成超声波束,其中阵列传感器被分割成多个传感器区域,并且,对于每个传感器区域,控制器为从属于该传感器区域的多个子阵列设定共同的分组模式。

[0011] 利用上述结构,由于对于每个传感器区域,为从属于该传感器区域的多个子阵列设定共同的分组模式,因此与为多个子阵列中的每一个设定单独的分组模式的情况相比,能减少与分组模式有关的信息量。另外,由于对应于多个传感器区域中的每一个来设定分组模式,因此与对整个阵列传感器设定共同的分组模式的情况相比,能提高诸如用于会聚中的波束成形精度。

[0012] 通过本发明,提供了一种与阵列传感器的分组处理有关的改进技术。例如,由于对于每个传感器区域,为从属于该传感器区域的多个子阵列设定共同的分组模式,因此与为多个子阵列中的每一个设定单独的分组模式的情况相比,能减少与分组模式有关的信息量。另外,由于对应于多个传感器区域中的每一个来设定分组模式,因此与对整个阵列传感器设定共同的分组模式的情况相比,能提高诸如用于会聚中的波束成形精度。

附图说明

[0013] 图1为示出本发明的一个优选实施例的超声波诊断装置的2D阵列传感器的图;

[0014] 图2为用于说明当不存在波束转向时无限远聚焦方向的图;

[0015] 图3为用于说明共同的分组模式的图;

[0016] 图4为用于说明当存在波束转向时无限远聚焦方向的图;

[0017] 图5为示出本发明的优选实施例的超声波诊断装置的整体结构的图;

[0018] 图6为示出与波束成形精度有关的比较结果的图;

[0019] 图7为用于说明延迟等值线PL和元件组之间的关系的图;

[0020] 图8为示出传感器区域的多种分割模式的图。

具体实施方式

[0021] 现在将描述本发明的一个优选实施例。

[0022] 图1为示出本发明的一个优选实施例的超声波诊断装置的二维(2D)阵列传感器10的图。2D阵列传感器10通过二维地布置多个传感器元件形成。例如,沿纵向和横向二维地布置多个传感器元件,并且2D阵列传感器10的传感器表面如图1所示形成为正方形形状。可选择地,多个传感器元件可以二维地布置为圆形形状,使得2D阵列传感器10的传感器表面形成为圆形形状。

[0023] 2D阵列传感器10被分成多个子阵列。在图1中,由虚线以网格状分开的多个正方

形中的每一个表示一个子阵列。图 1 以放大方式示出了四个子阵列 SA1-SA4 作为有代表性的子阵列。每个子阵列包括多个传感器元件。例如,每个子阵列包括 9 个传感器元件。在图 1 中,以网格状布置在子阵列 SA1-SA4 的每一个中的 9 个正方形表示 9 个传感器元件。

[0024] 另外,2D 阵列传感器 10 被分割成多个传感器区域。在图 1 中,由点划线分割出的四个区域 (I)-(IV) 表示四个传感器区域。在图 1 中,传感器区域 (I)-(IV) 中的每一个包括 25 个子阵列。应当注意的是,图 1 仅例证了用于本发明的优选实施例的一种结构,每个子阵列中的传感器元件的数量和每个传感器区域中的子阵列的数量不限于在图 1 的示例性结构中示出的数量。

[0025] 2D 阵列传感器 10 的多个传感器元件是被电子地控制的,并且,利用这种结构,二维地扫描超声波束并且三维地收集回波数据。在电子控制中,设定与每个传感器元件相应的延迟量(延迟时间)。例如,向传感器元件提供用与每个传感器元件相应的延迟量进行延迟的发射信号,且通过 2D 阵列传感器 10 的多个传感器元件形成发射波束。另外,例如,在将依照与每个传感器元件相应的延迟量的延迟处理应用于从传感器元件获得的接收信号后,将 2D 阵列传感器 10 的多个传感器元件的接收信号相加,从而形成沿着接收波束的接收信号。

[0026] 在本实施例中,在超声波束形成时,基于在同一元件组中对与相同的延迟量相应的多个传感器元件进行设定的分组模式来应用分组处理。在分组处理中,对于每个子阵列,将从属于该子阵列的多个传感器元件分组成多个元件组。对于每个传感器区域,为从属于该传感器区域的多个子阵列设定共同的分组模式。

[0027] 例如,由于在图 1 中示出的子阵列 SA1 和 SA2 从属于同一传感器区域(传感器区域 (IV)),因此为子阵列 SA1 和子阵列 SA2 设定共同的分组模式。在图 1 中,分配给子阵列 SA1 和 SA2 中的传感器元件的字母表示该传感器元件所从属的组,且相同的字母表示同一组。子阵列 SA1 中的字母的布置模式和子阵列 SA2 中的字母的布置模式彼此一致。换句话说,用于子阵列 SA1 中的多个传感器元件的分组模式和用于子阵列 SA2 中的多个传感器元件的分组模式彼此一致。

[0028] 类似地,由于在图 1 中示出的子阵列 SA3 和 SA4 从属于同一传感器区域(传感器区域 (III)),因此为子阵列 SA3 和 SA4 设定共同的分组模式。

[0029] 在每个传感器区域中设定共同的分组模式时,基于超声波束的理想聚焦位置为多个传感器区域中的每一个设定虚拟的无限远聚焦方向,根据为每个传感器区域设定的无限远聚焦方向,为每个传感器区域设定共同的分组模式。

[0030] 图 2 为用于说明当不存在波束转向时无限远聚焦方向的图。图 2 示出了 2D 阵列传感器 10 的正方形传感器表面,并且超声波束的聚焦点 F 存在于传感器表面的中心的正上方。聚焦点 F 在 2D 阵列传感器 10 的传感器表面上的投影位置为投影点 F'。

[0031] 当设定无限远聚焦方向时,根据从属于每个传感器区域的多个传感器元件的布置状态而在每个传感器区域中设定基准位置。在图 2 中,设定每个传感器区域的重心位置 C,作为基准位置。换句话说,由传感器区域 (I) 的多个传感器元件形成的传感器表面的重心位置为 C_1 ,类似地,传感器区域 (II) 的重心位置为 C_2 ,传感器区域 (III) 的重心位置为 C_3 ,而传感器区域 (IV) 的重心位置为 C_4 。

[0032] 对于每个传感器区域,沿着连接重心位置 C 和投影点 F' 的直线设定无限远聚焦方

向。换句话说,沿着连接重心位置 C_1 和投影点 F' 的直线设定传感器区域 (I) 的无限远聚焦方向 D_1 ,沿着连接重心位置 C_2 和投影点 F' 的直线设定传感器区域 (II) 的无限远聚焦方向 D_2 ,沿着连接重心位置 C_3 和投影点 F' 的直线设定传感器区域 (III) 的无限远聚焦方向 D_3 ,以及沿着连接重心位置 C_4 和投影点 F' 的直线设定传感器区域 (IV) 的无限远聚焦方向 D_4 。

[0033] 另外,根据为每个传感器区域设定的无限远聚焦方向,为每个传感器区域设定共同的分组模式。

[0034] 图 3 为用于说明共同的分组模式的图。图 3 示出了与图 1 的 2D 阵列传感器 10 相同的 2D 阵列传感器 10 的正方形传感器表面,而且在图 3 中,由虚线以网格状分开的多个正方形中的每一个表示一个子阵列。另外,图 3 示出了每个传感器区域的无限远聚焦方向。换句话说,图 3 示出了传感器区域 (I) 的无限远聚焦方向 D_1 、传感器区域 (II) 的无限远聚焦方向 D_2 、传感器区域 (III) 的无限远聚焦方向 D_3 ,以及传感器区域 (IV) 的无限远聚焦方向 D_4 。

[0035] 对于每个传感器区域,基于无限远聚焦方向设定与延迟量有关的等高线(延迟等值线)。延迟等值线 PL 为在形成超声波束时连接相同延迟量的点的线,并且被设定成垂直于无限远聚焦方向。在图 3 中示出的延迟等值线 PL 的位置和间隔是仅为图示目的而示例性的,并且延迟等值线 PL 的位置和间隔可根据多个传感器元件的位置和间隔来确定。

[0036] 在本实施例中,与相同的延迟量相应的多个传感器元件被分成同一元件组。从而,沿着延迟等值线 PL 布置的多个传感器元件被分成同一元件组。例如,在图 3 的传感器区域 (IV) 中,对于每个子阵列,沿着延迟等值线 PL 将多个传感器元件进行分组,使得形成诸如在图 1 中示出的子阵列 SA1 和子阵列 SA2 的共同的分组模式。同样,对于其他的传感器区域,沿着延迟等值线 PL 将多个传感器元件进行分组,以形成共同的分组模式。

[0037] 图 4 为用于说明当存在波束转向时无限远聚焦方向的图。同样,在存在波束转向的情况下,通过与不存在波束转向的情况(参考图 2)的原理相同的原理来设定无限远聚焦方向。

[0038] 图 4 还示出了 2D 阵列传感器 10 的正方形传感器表面。在图 4 中,超声波束的聚焦点 F 存在于与传感器表面的正上方的位置相远离的位置处。另外,聚焦点 F 在包含 2D 阵列传感器 10 的传感器表面的平面上的投影位置为投影点 F' 。

[0039] 同样在图 4 中,对于每个传感器区域,沿着连接重心位置 C 和投影点 F' 的直线设定无限远聚焦方向。在图 4 中,重心位置表示为 C_i 。

[0040] 当投影点 F' 的坐标为 (x_f, y_f) 并且每个传感器区域的重心位置 C_i 的坐标为 (x_i, y_i) 时,通过下列等式确定每个传感器区域的无限远聚焦方向 Φ_i (相对于 x 轴的角度)。

[0041] [等式 1]

$$\Phi_i = \tan^{-1}[(y_f - y_i)/(x_f - x_i)] \quad i = 1 \sim 4 \quad (1)$$

[0043] 为说明目的,沿着无限远聚焦方向 Φ_i 的无限远被称为超远距离 D_∞ ,并且,例如,如果 $D_\infty = 100\text{m}$,则通过下列等式确定无限远焦点坐标 (X_i, Y_i) 。

[0044] [等式 2]

$$X_i = x_i + D_\infty \cos \Phi_i \quad (2a)$$

$$Y_i = y_i + D_\infty \sin \Phi_i \quad (2b)$$

[0047] 当沿着以无限远焦点坐标 (X_i, Y_i) 为中心的同心圆的圆周设定与延迟量有关的

等高线（延迟等值线）时，非常接近于与无限远聚焦方向 Φ_i 垂直的直线的延迟等值线 PL 被设定。因此，即使在图 4 中示出的存在波束转向的情况下，也对每个传感器区域以与无限远聚焦方向 Φ_i 垂直的方式设定延迟等值线 PL。

[0048] 图 5 为示出在本实施例中优选的超声波诊断装置的整体结构的图。图 5 的超声波诊断装置包括探头 100 和主体 200，并且探头 100 和主体 200 通过线缆彼此连接。

[0049] 探头 100 包括 2D 阵列传感器 10（参考图 1）。2D 阵列传感器 10 通过二维地布置多个传感器元件 12 而构成。另外，2D 阵列传感器 10 被分成多个子阵列 1 ~ n 且被分割成多个传感器区域 I ~ IV。

[0050] 为多个子阵列 1 ~ n 中的每一个设置开关电路 20。开关电路 20 执行分组处理以将包含在相应的子阵列中的多个传感器元件分组成多个元件组。

[0051] 每个开关电路 20 为例如纵横式开关，并且，在每个开关电路 20 中，与多个传感器元件 12 相应的多个元件信号线和与多个元件组相应的多个组信号线被置成彼此交叉。在图 5 中，对于每个开关电路 20，示出了包括多个组信号线的组信号线束 22。

[0052] 在每个开关电路 20 中，开关设置在信号线交叉的各个交叉位置处，并且，根据开关的接通 / 断开，元件信号线和组信号线彼此电性连接或者彼此电性断开，从而导致分组处理。在分组处理中，使用为每个子阵列设定的分组模式。

[0053] 设备主体 200 包括发射 / 接收单元 30。在发射时，发射 / 接收单元 30 通过在组信号线束 22 中包含的多个组信号线将为每个组应用了延迟处理的发射信号输出至多个开关电路 20 中的每一个。然后，对于每个组，每个开关电路 20 将发射信号输出至从属于该组的多个传感器元件 12。这样，应用了延迟处理的发射信号被提供给 2D 阵列传感器 10 的多个传感器元件 12，并且形成了发射波束。

[0054] 同时，在接收时，每个开关电路 20 将从多个传感器元件 12 获得的接收信号进行分组以形成组信号，并且通过在组信号线束 22 中包含的多个组信号线将得到的组信号输出至发射 / 接收单元 30。发射 / 接收单元 30 对从每个开关电路 20 获得的每个组的组信号应用与该组相应的延迟处理，并且在延迟处理后将多个开关电路 20 获得的多个组信号相加。这样，对从 2D 阵列传感器 10 的多个传感器元件 12 获得的接收信号进行求和，并且获得了沿接收波束的回波数据。

[0055] 图像形成单元 40 基于沿多个接收波束获得的回波数据来形成图像数据。与图像数据相应的超声波图像被显示在显示器 50 上。例如，二维地扫描超声波束且三维地收集回波数据，并且形成三维的超声波图像。可选择地，可形成二维的超声波图像。

[0056] 控制器 60 整体地控制图 5 的超声波诊断装置的每个单元。特别地，控制器 60 将用于设定分组模式的控制数据输出至多个开关电路 20。控制器 60 可使用预先存储在存储器等中的分组模式或可基于超声波束的聚焦点位置等而通过计算来确定分组模式。

[0057] 在本实施例中，为每个传感器区域中的多个子阵列设定共同的分组模式。因此，控制器 60 可将同一控制数据输出至从属于同一传感器区域的多个开关电路 20。例如，将共同的控制数据输出至从属于区域 I 的多个开关电路 20。因此，控制器 60 可输出与传感器区域的数量相应的控制数据（例如，4）。

[0058] 图 6 为示出与波束成形精度有关的比较结果的图。图 6 通过声场模拟示出了沿 y 方向的波束特征。图 6 的横轴示出了沿 y 方向的角度并且纵轴表示声场的强度。

[0059] 图 6 示出了与分组处理有关的三种模式的比较结果。波形 72 表示在如下情况下的声场特征：通过将焦距设定在无限远处且只考虑转向，在 2D 阵列传感器的整个区域上使用共同的分组模式。波形 74 表示在 2D 阵列传感器的整个区域上为每个子阵列单独地设定分组模式时的声场特征。

[0060] 另一方面，波形 70 表示通过本实施例获得的声场特征。换句话说，波形 70 表示当为每个传感器区域中的多个子阵列设定共同的分组模式时获得的声场特征。

[0061] 在比较这三种模式时，能够看出，声场强度变成最大处的主瓣无显著差别。然而，在偏离主瓣的栅瓣方面，在这三种模式间出现相对显著的差别。

[0062] 在波束特征中，希望栅瓣是小的。对于这三种模式，在波形 74 中，由于在 2D 阵列传感器的整个区域上为每个子阵列单独地设定分组模式，因此栅瓣最小，并且达到较高的波束成形精度。在波形 72 中，由于波束控制是在 2D 阵列传感器的整个区域上使用共同的分组模式的简单化控制，因此栅瓣最大且波束成形精度低。

[0063] 另一方面，作为由本实施例的结构产生的声场特征的波形 70 具有与波形 72 相比较小的栅瓣，并且栅瓣被抑制到非常接近波形 74 的栅瓣的程度。

[0064] 由于在波形 74 中为每个子阵列单独地设定分组模式，因此需要用于分组模式的巨大的信息量。另一方面，在作为由本实施例的结构产生的声场特征的波形 70 中，由于只需要对每个传感器区域中的多个子阵列设定共同的分组模式，因此能够将分组模式的信息量保持在低水平。例如，如果为 164 个子阵列中的每一个设定单独的分组模式，则将需要 164 种分组模式，但在本实施例中，可设定与 4 个传感器区域相应的 4 种分组模式。换句话说，能够将分组模式的数量从 164 显著地减少到 4。

[0065] 如所描述的，根据本实施例，能够在减少分组模式的数量的同时保持波束成形精度。

[0066] 如上文参考图 3 所描述的，当在本实施例中设定分组模式时，沿着延迟等值线 PL 布置的多个传感器元件被分组成同一元件组。

[0067] 图 7 为用于说明延迟等值线 PL 和元件组之间的关系图。图 7 示出了具有用虚线示出的正方形形状的子阵列 SA。在子阵列 SA 中包含的多个圆圈表示多个传感器元件。在图 7 的示例性结构中，沿着纵向和横向布置 8 个传感器元件，并且用 64 个传感器元件构成子阵列 SA。对于子阵列 SA，设定用实线示出的延迟等值线 PL，并且沿着延迟等值线 PL 将多个传感器元件分组成同一元件组。

[0068] 当设定如图 7 中示出的延迟等值线 PL 时，位于延迟等值线 PL 上或附近的多个传感器元件被分组成同一元件组。在图 7 中，用双圈符号示出位于延迟等值线 PL 上或附近的多个传感器元件。换句话说，由这些双圈符号示出的多个传感器元件被分组成同一元件组并且与相同的延迟量相关联。

[0069] 然而，用双圈符号示出的多个传感器元件包括诸如传感器元件 12f 的位于延迟等值线 PL 上的元件以及诸如传感器元件 12s 的偏离延迟等值线 PL 的元件。延迟等值线 PL 理想上为连接相同延迟量的点的线。因此，具有偏离延迟等值线 PL 的不同偏差的传感器元件，例如，传感器元件 12f 和 12s，严格来说，具有不同的延迟量。

[0070] 由此，可根据偏离延迟等值线 PL 的偏差为每个传感器元件微调延迟量。例如，可在图 5 中示出的传感器元件 12 和开关电路 20 之间插入延迟量微调电路，并且可根据偏离

延迟等值线 PL 的偏差为每个传感器元件 12 微调延迟量。在接收时,在微调延迟量后,将从多个传感器元件 12 获得的接收信号分组成组信号,并且,在发射时,在根据每个传感器元件 12 微调延迟量后,将与每组相应的发射信号发射至每个传感器元件 12。通过为每个传感器元件 12 微调延迟量,能够进一步提高超声波束成形精度。

[0071] 图 8 为示出传感器区域的多种分割模式的图。在方式 (A)–(E) 的每一个中,由实线围绕的正方形或圆形表示 2D 阵列传感器的传感器表面,并且在传感器表面内绘出的点划线表示传感器区域的边界线。

[0072] 2D 阵列传感器通过从传感器表面的中心放射性地延伸出的虚拟边界线被分割成多个传感器区域,并且,如果需要,则通过设定成围绕传感器表面的中心的虚拟边界线被进一步分割成多个传感器区域。

[0073] 在方式 (A) 中,正方形传感器表面被分割成 8 个传感器区域 (1)–(8)。在方式 (B) 中,圆形传感器表面被分割成 8 个传感器区域 (1)–(8)。另外,方式 (C)–(E) 示出了用于圆形传感器表面的示例性分割模式。

[0074] 如所描述的,传感器区域能采用多种分割模式,并且可使用与图 1 和图 8 中示出的分割模式不同的分割模式。

[0075] 已经描述了本发明的优选实施例。然而,应当注意的是,上述优选实施例仅仅是示例性的并且不限制本发明的范围。

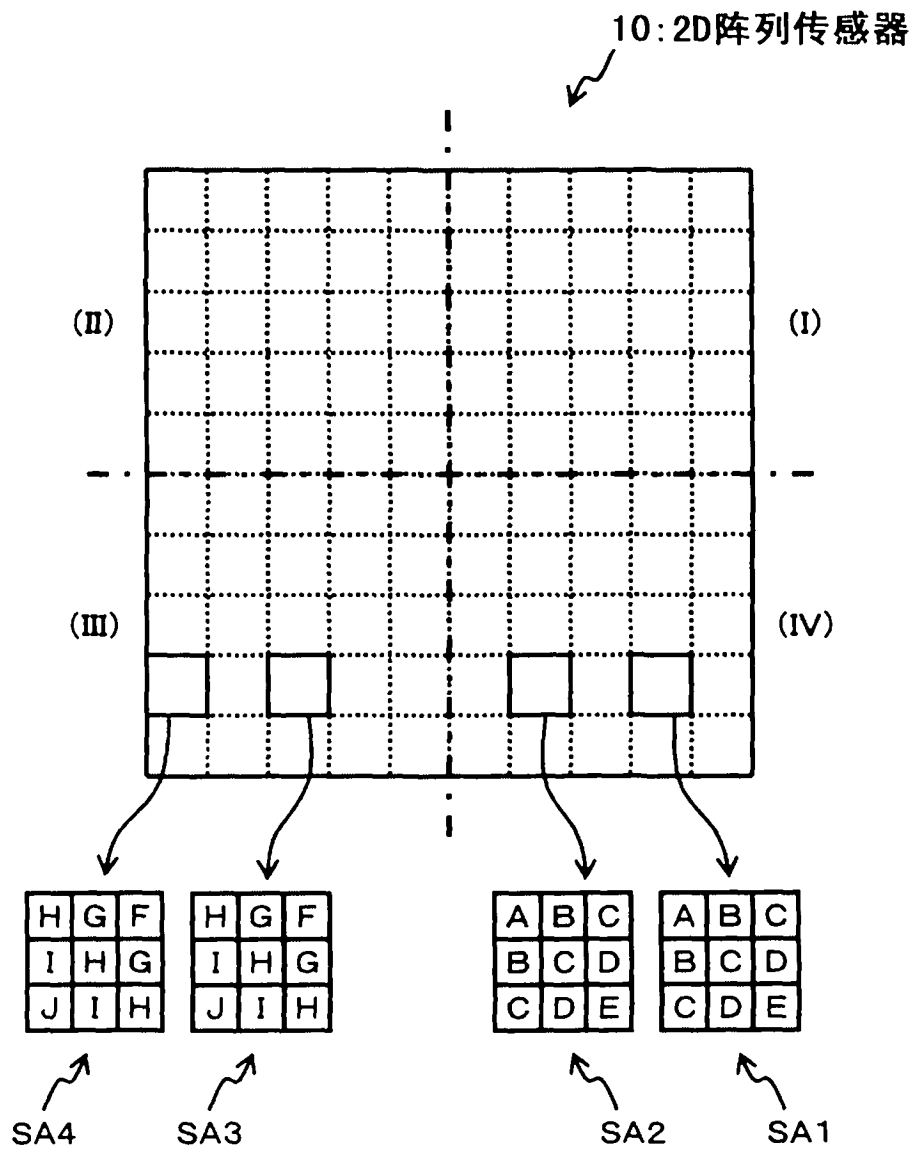


图 1

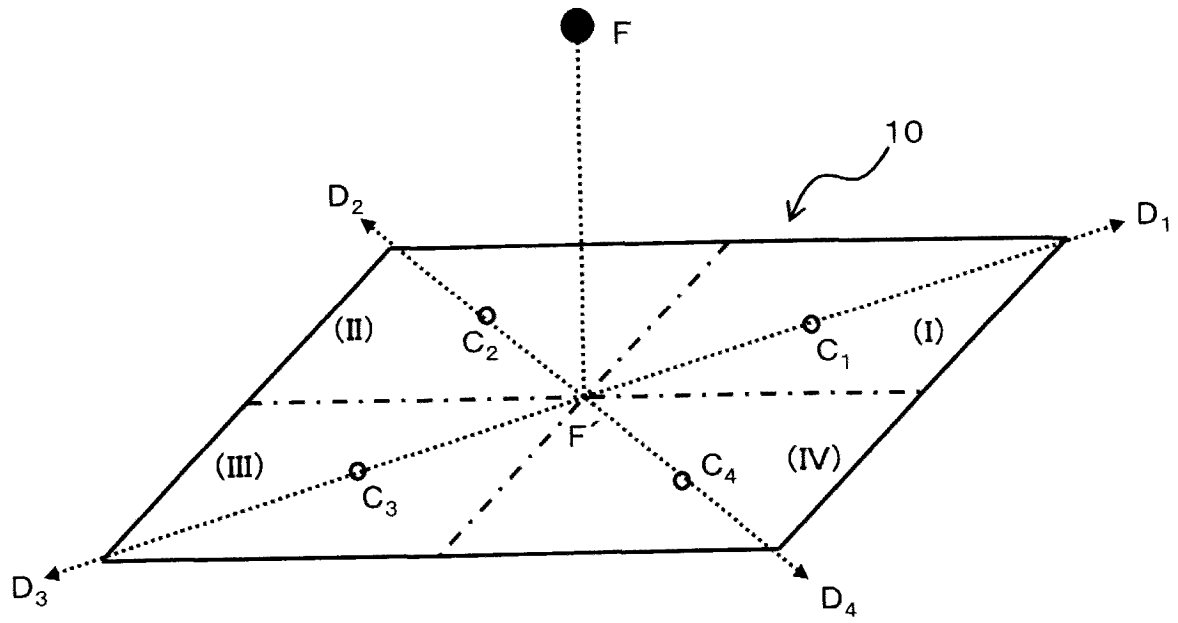


图 2

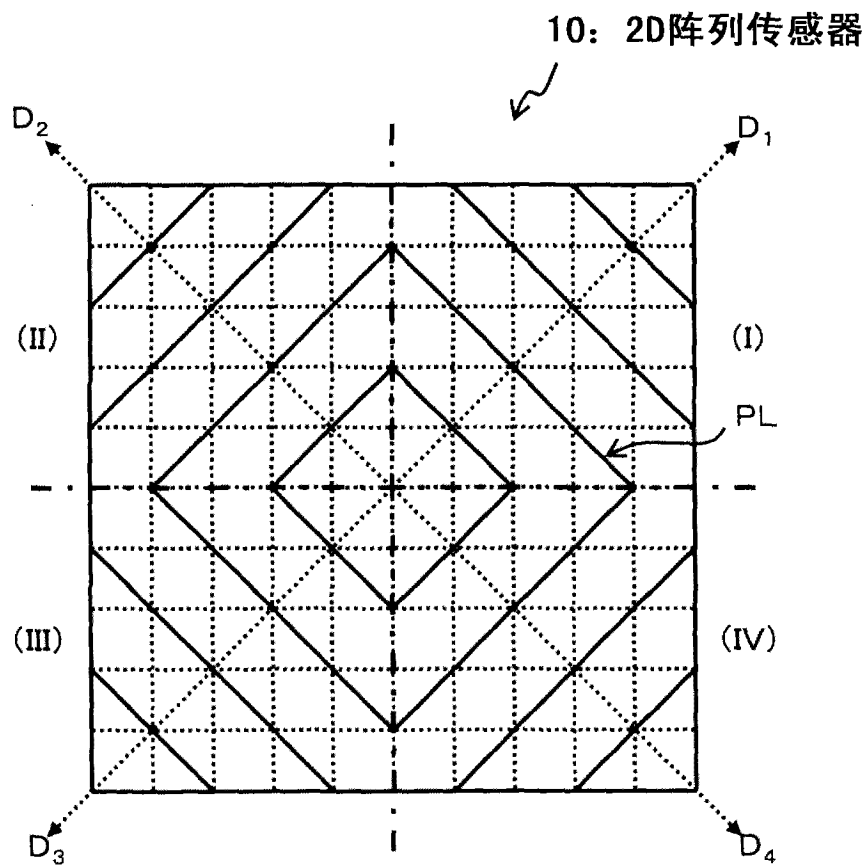


图 3

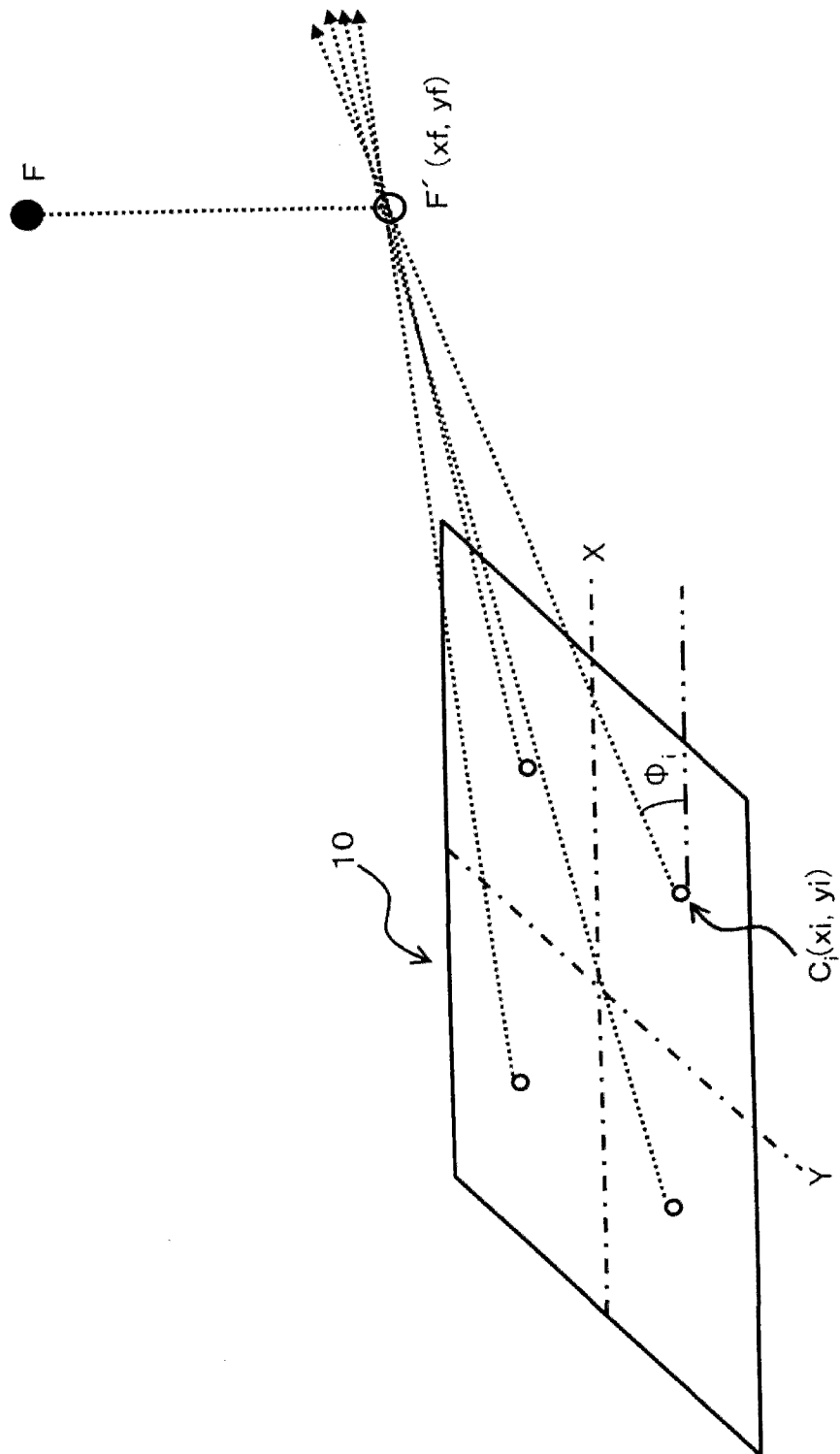


图 4

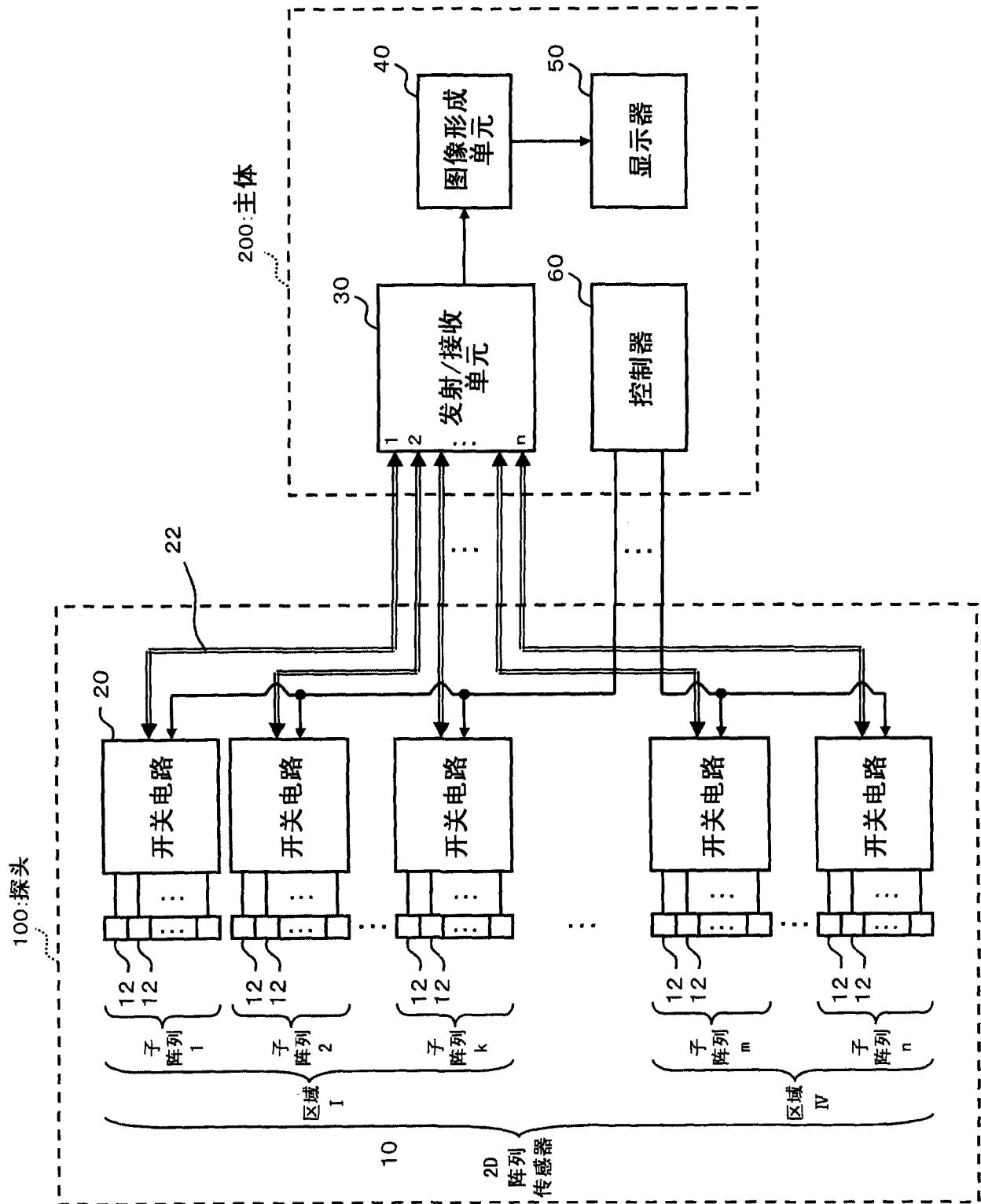


图 5

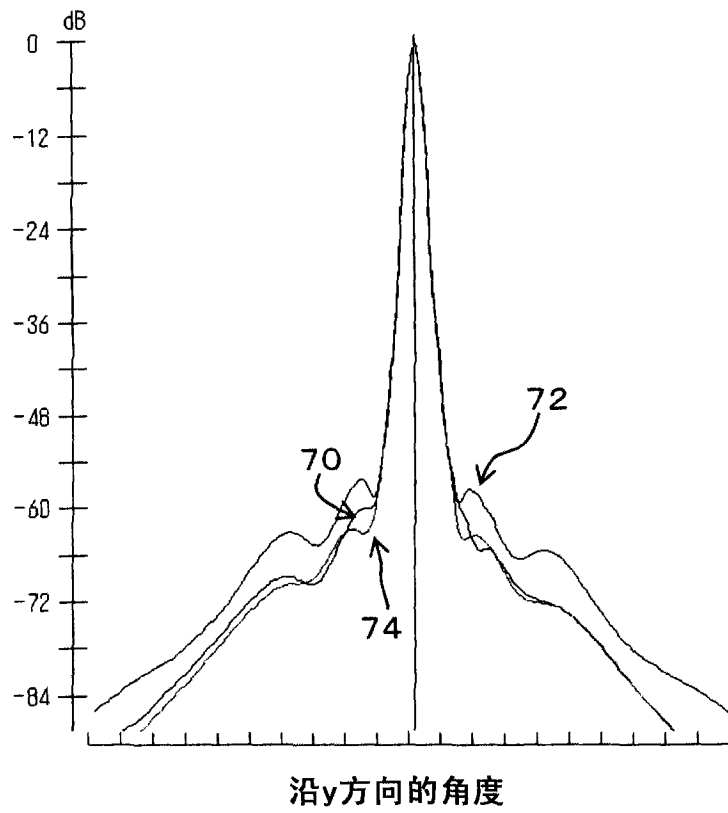


图 6

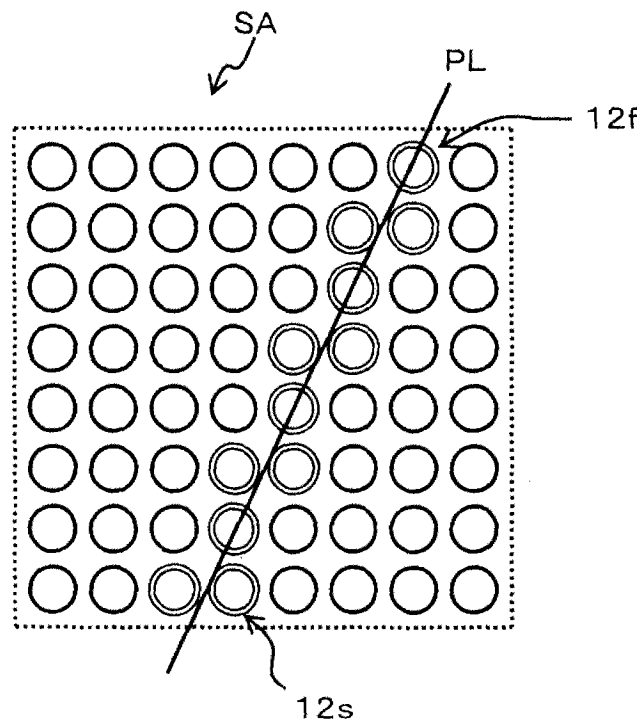


图 7

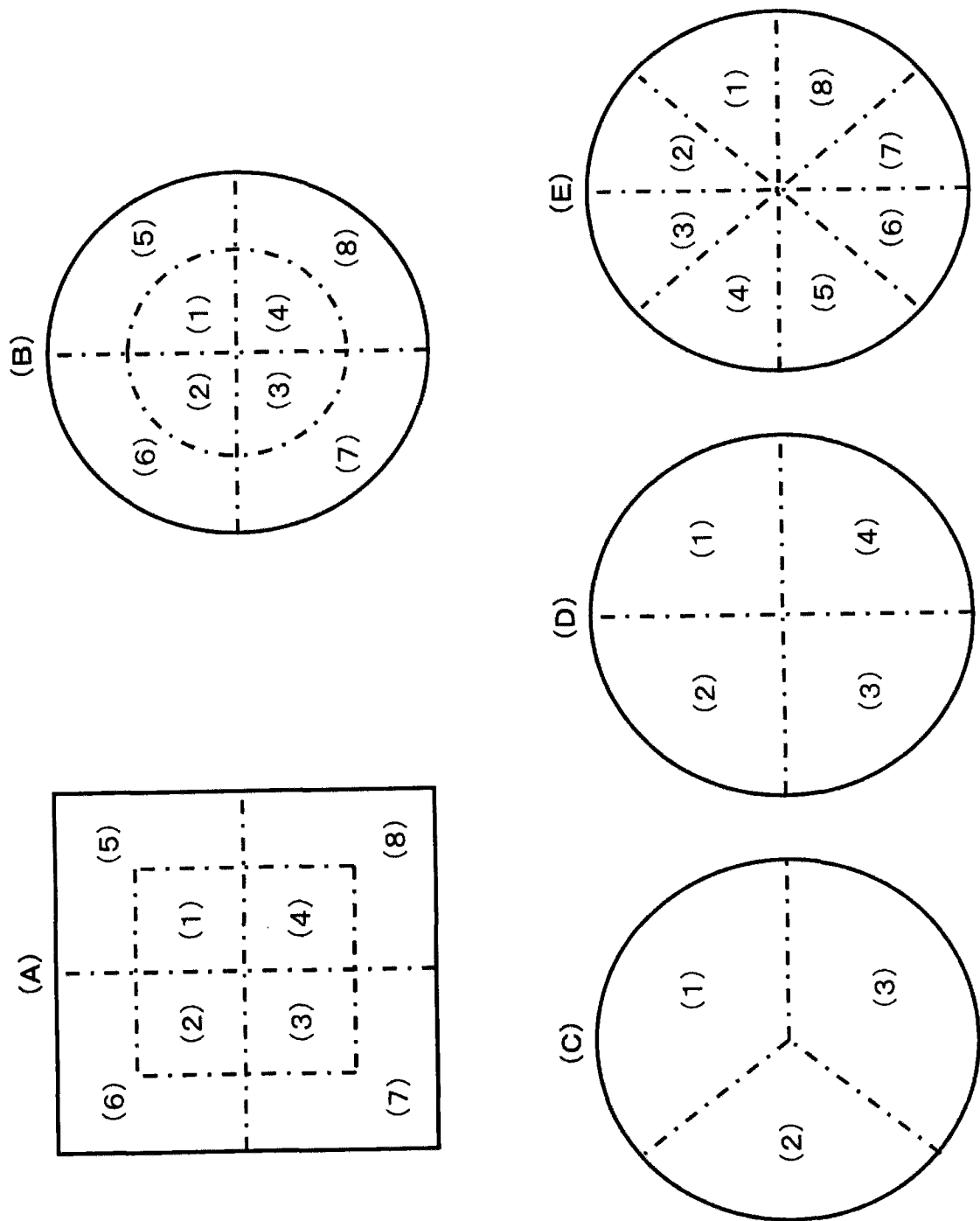


图 8

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101984918B	公开(公告)日	2014-09-17
申请号	CN201010238951.4	申请日	2010-07-27
[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)	日立阿洛卡医疗株式会社		
[标]发明人	曹景文 金子琢哉		
发明人	曹景文 金子琢哉		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8927 G01S7/5208 G10K11/345 A61B8/14 G01S15/8925		
代理人(译)	黄威 张彬		
优先权	2009175440 2009-07-28 JP		
其他公开文献	CN101984918A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波诊断装置。2D阵列传感器(10)被分成多个子阵列。以放大方式示出了四个有代表性的子阵列SA1至SA4。另外，2D阵列传感器(10)被分割成多个传感器区域。被点划线分割成的(I)-(IV)的四个区域表示四个传感器区域。对每个子阵列执行将从属于子阵列的多个传感器元件分组成多个元件组的分组处理。在该处理中，对于每个传感器区域，为从属于传感器区域的多个子阵列设定共同的分组模式。例如，由于子阵列SA1和SA2从属于同一传感器区域(IV)，因此为子阵列SA1和SA2设定共同的分组模式。

