



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101961249 A

(43) 申请公布日 2011. 02. 02

(21) 申请号 201010234562. 4

(22) 申请日 2010. 07. 20

(30) 优先权数据

2009-169817 2009. 07. 21 JP

(71) 申请人 阿洛卡株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 曹景文

(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)

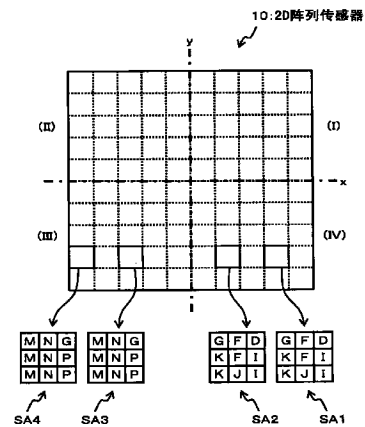
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 4 页

(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。以放大方式示出从 SA1 至 SA4 的四个有代表性的子阵列。另外, 2D 阵列传感器 (10) 被分割成多个传感器区域。被点划线分割的 (I)-(IV) 四个区域表示四个传感器区域。对每个子阵列, 基于为从属于子阵列的多个传感器元件中的每个限定了延迟量的延迟模式来执行与子阵列相应的延迟处理。在该处理过程中, 对每个传感器区域, 为从属于传感器区域的多个子阵列设定共同的延迟模式。例如, 由于子阵列 SA1 和 SA2 从属于相同的传感器区域 (IV), 因此为子阵列 SA1 和 SA2 设定共同的延迟模式。



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且被分成多个子阵列;以及
子阵列处理器,其对每个所述子阵列基于为从属于所述子阵列的多个传感器元件中的每个限定了延迟量的延迟模式来执行与所述子阵列相应的延迟处理,其中
所述阵列传感器被分割成多个传感器区域,并且对每个所述传感器区域,为从属于该传感器区域的多个子阵列设定共同的延迟模式。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中
虚拟平面与多个传感器区域中的每个相关,并且,对每个传感器区域,基于与所述传感器区域相关的虚拟平面来设定共同的延迟模式。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中
将波束转向角分配给多个传感器区域中的每个,并且,对每个传感器区域,所述虚拟平面根据分配的波束转向角而相关。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中
对每个传感器区域,为从属于所述传感器区域的多个子阵列设定共同的延迟模式,并且为多个所述子阵列中的每个设定单独的主延迟量。
5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中
对每个传感器区域,为从属于所述传感器区域的多个子阵列设定共同的延迟模式,并且为多个子阵列中的每个设定单独的主延迟量。
6. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中
对每个传感器区域,为从属于所述传感器区域的多个子阵列设定共同的延迟模式,并且为多个子阵列中的每个设定单独的主延迟量。
7. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中
基于为多个子阵列中的每个设定的单独的主延迟量来控制波束深度。
8. 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。
9. 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。
10. 根据权利要求7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。
11. 根据权利要求8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地延伸出的虚拟边界线被分割成多个传感器区域。
12. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置,其中
所述二维阵列传感器通过被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多个传感器区域。
13. 根据权利要求8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。
14. 根据权利要求11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。

15. 根据权利要求 12 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,特别地涉及一种用于使用阵列传感器(tansducer)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二维阵列传感器。例如,二维阵列传感器由几千个电控的传感器元件组成。通过该二维阵列传感器,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,设备主体和连接贮存传感器元件的探头的探头线缆会变厚,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子的数量也变大。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(通道数量)的技术。

[0004] 例如,专利文献1(JP2008-514335A)公开了一种技术,其中二维阵列传感器被分成多个子阵列,例如在每个子阵列中的9个(沿纵向的3个×沿横向的3个)传感器元件的接收信号被延迟相加,以将每个子阵列的信号合并成探头侧的一个信号,然后将这一个信号线连接到设备主体上。使用这种结构,通道的数量能被显著地减少到例如1/9。

[0005] 为将子阵列信号合并成一个信号,需要用于例如从属于子阵列的9个传感器元件中的每个的延迟量信息,并且将该信息从设备主体提供给探头。当根据波束的转向角度和焦距深度来调整延迟量时,从设备主体提供给探头的信息量变得很大。例如,当转移几千个传感器元件的延迟量时,将需要几十微秒的转移时间,这可产生诸如帧频降低的其他问题。

[0006] 专利文献2(JP2000-33087A)公开了一种使用控制以使得焦距深度固定在无穷大并且只考虑波束转向来简化延迟控制并且减少信息量的技术。然而,当简单地将焦距深度设定成无穷大时,可能会降低波束等的会聚并且减小波束成形精度,从而导致图像分辨率等的减小。

[0007] 在这些情况下,本发明人已研究且开发出一种在抑制延迟处理的信息量增加的同时保持波束成形精度的技术。

发明内容

[0008] 本发明是在上述研究和开发过程中构思的,而且本发明的优势在于为使用阵列传感器形成超声波束而提供一种改进的技术。

[0009] 根据本发明的一个方案,提供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且被分成多个子阵列;以及子阵列处理器,其对每个子阵列基于为从属于子阵列的多个传感器元件中的每个限定了延迟量的延迟模式执行与子阵列相应的延迟处理,其中阵列传感器被分割成多个传感器区域,并且对每个传感器区域,为从属于该传感器区

域的多个子阵列设定共同的延迟模式。

[0010] 对于上述构造的超声波诊断装置,由于对每个传感器区域,为从属于该传感器区域的多个子阵列设定了共同的延迟模式,因此与为多个子阵列中的每个设定单独的延迟模式的情况相比,能减少与延迟模式有关的信息量。另外,由于对应于多个传感器区域中的每个来设定延迟模式,因此与为整个阵列传感器设定共同的延迟模式的情况相比,能提高诸如波束的会聚的波束成形精度。

[0011] 通过本发明,提供一种用于使用阵列传感器形成超声波束的改进的技术。例如,由于对每个传感器区域,为从属于该传感器区域的多个子阵列设定了共同的延迟模式,因此与为多个子阵列中的每个设定单独的延迟模式的情况相比,能减少与延迟模式有关的信息量。另外,由于设定了与多个传感器区域中的每个相对应的延迟模式,因此与为整个阵列传感器设定共同的延迟模式的情况相比,能提高诸如波束的会聚的波束成形精度。

附图说明

[0012] 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;

[0013] 图 2 为用于说明次延迟量和主延迟量的图;

[0014] 图 3 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;

[0015] 图 4 为示出与波束成形精度有关的比较结果的图;

[0016] 图 5 为示出传感器区域的多种分割模式的图。

具体实施方式

[0017] 现在将描述本发明的一个优选实施例。

[0018] 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 的传感器表面形成为如图 1 所示的正方形。可选择地,多个传感器元件可以二维地布置为圆形,使得 2D 阵列传感器 10 的传感器表面形成为圆形。

[0019] 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个代表子阵列。图 1 以放大方式示出四个子阵列 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 SA1-SA4 中的每个子阵列中的 9 个正方形代表 9 个传感器元件。

[0020] 另外,2D 阵列传感器 10 被分割成多个传感器区域。在图 1 中,由点划线状的 x 轴和 y 轴分割的 (I)-(IV) 的四个区域 (象限) 代表四个传感器区域。在图 1 中,传感器区域 (I)-(IV) 中的每个包括 25 个子阵列。应当注意的是,图 1 仅示例了用于本发明的优选实施例的一种构造,并且在每个子阵列中的传感器元件的数目和在每个传感器区域中的子阵列的数目不限于在图 1 的示例性构造中的那些。

[0021] 2D 阵列传感器 10 的多个传感器元件为电子控制的,并且,以该配置,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,将与每个传感器元件相应的延迟量进行延迟的发射信号提供给传感器元件,并通过 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,在与与每

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,以沿着接收波束形成接收信号。

[0022] 在本实施例中,对每个子阵列,基于为从属于子阵列的多个传感器元件中的每个限定了延迟量的延迟模式来执行与每个子阵列相应的延迟处理。另外,对每个传感器区域,为从属于该传感器区域的多个子阵列设定共同的延迟模式。

[0023] 例如,由于在图 1 中示出的子阵列 SA1 和 SA2 从属于相同的传感器区域(传感器区域(IV)),因此为子阵列 SA1 和子阵列 SA2 设定共同的延迟模式。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用于该传感器元件的延迟量,相同的字母表示相同的延迟量。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延迟量的布置模式和用于子阵列 SA2 中的多个传感器元件的延迟量的布置模式彼此一致。

[0024] 类似地,由于在图 1 中示出的子阵列 SA3 和 SA4 从属于相同的传感器区域(传感器区域(III)),因此为子阵列 SA3 和 SA4 设定共同的延迟模式。

[0025] 在每个传感器区域中设定共同的延迟模式时,虚拟平面与多个传感器区域中的每个相互关联,并且,对每个传感器区域,基于相关的虚拟平面设定共同的延迟模式。

[0026] 用于 2D 阵列传感器 10 的多个传感器元件的延迟时间 τ 的二次近似等式能被分成取决于转向的项 S 和取决于焦距的项 F。延迟时间 τ 能表示成如下的坐标 x 和 y 的二次函数。

[0027] [等式 1]

$$[0028] \quad \tau c = S - F \quad (1)$$

$$[0029] \quad S = x \sin \theta_x + y \cos \theta_x \sin \theta_y \quad (2)$$

$$[0030] \quad F = (x^2 + y^2 - S^2) / 2f \quad (3)$$

[0031] 这里, c 表示声速, θ_x 表示沿 x 方向的转向角, θ_y 表示沿 y 方向的转向角,以及 f 表示焦距(深度)。当焦距 f 无穷大时,取决于焦距的项 F 变为 0 ($F = 0$),并且 τc 表示成如下的只取决于转向的项 S。

[0032] [等式 2]

$$[0033] \quad \tau c = \alpha x + \beta y \quad (4)$$

$$[0034] \quad \alpha = \sin \theta_x, \beta = \cos \theta_x \sin \theta_y$$

[0035] 换句话说, τc 变为平面的线性方程。平面沿 x 方向和 y 方向的斜率是 α 和 β , 其为已知的且与转向有关。由于该函数为线性函数,因此在传感器元件间的延迟时间之差与斜率 α 和 β 成恒比,并且在 2D 阵列传感器 10 中的所有子阵列的延迟模式设定成彼此完全相同。然而,在这种情况下,焦距 f 无穷大。

[0036] 下面,对于焦距 f 为有限的情况,在二次型中类似的取决于焦距的项 F 也与如下列的平面等式近似。

[0037] [等式 3]

$$[0038] \quad F = a_i x + b_i y \quad [i = 1 \sim 4] \quad (5)$$

[0039] 这里,对于取决于焦距的项 F,为每个传感器区域确定斜率 a_i 和 b_i 。下标 i 表示传感器区域(例如,图 1 中的 I-IV)的数字 1-4。

[0040] 当等式 (5) 的平面等式被用于取决于焦距的项 F 时,仅通过取决于转向的项 S 以

等式 (4) 表示的 τ_c 能被展开如下。

[0041] [等式 4]

$$[0042] \quad \tau_c = \alpha x + \beta y - (a_i x + b_i y) = (\alpha - a_i)x + (\beta - b_i)y \quad [i = 1 \sim 4] \quad (6)$$

[0043] 在等式 (6) 中, 为 $i = 1 \sim 4$ 中的每个, 就是说, 为每个传感器区域, 确定平面的线性方程。因此, 用于多个子阵列的延迟模式在每个传感器区域变得完全相同。

[0044] 在等式 (5) 中, 必须为每个传感器区域确定平面的斜率 a_i 和 b_i 。例如, 能通过以使用等式 (3) 和 (5) 的最小二乘法设定回归平面来确定斜率 a_i 和 b_i 。在这种情况下, 当在每个传感器元件区域中的传感器元件的数目为 N 时, 斜率 a_i 和 b_i 能由下列等式计算出。

[0045] [等式 5]

$$[0046] \quad a_i = \frac{\sum_{n=1}^N y_n^2 \cdot \sum_{n=1}^N x_n F_n - \sum_{n=1}^N x_n y_n \cdot \sum_{n=1}^N y_n F_n}{d} \quad (7)$$

$$[0047] \quad b_i = \frac{\sum_{n=1}^N x_n^2 \cdot \sum_{n=1}^N y_n F_n - \sum_{n=1}^N x_n y_n \cdot \sum_{n=1}^N x_n F_n}{d} \quad (8)$$

$$[0048] \quad d = \sum_{n=1}^N x_n^2 \cdot \sum_{n=1}^N y_n^2 - (\sum_{n=1}^N x_n y_n)^2$$

[0049] 可选择地, 斜率 a_i 和 b_i 可由迭代的数值计算确定, 而不用等式 (7) 和 (8)。例如, 当 2D 阵列传感器 10 的多个传感器元件的分布是圆形的且在圆心周围对称时, $a_1 = -a_3$, $b_1 = -b_3$, $a_2 = -a_4$, 以及 $b_2 = -b_4$ 。

[0050] 为在如上所述的每个传感器区域中的多个子阵列设定共同的延迟模式, 并且根据延迟模式为每个传感器元件设定次延迟量。另外, 在本实施例中, 为多个子阵列中的每个设定单独的主延迟量。

[0051] 图 2 为用于说明次延迟量和主延迟量的图, 且图 2 是示出为图 1 的传感器区域 (I) 和传感器区域 (III) 设定延迟量的概念图。在图 2 中, 水平轴表示传感器元件的位置, 并且沿着水平轴向布置多个子阵列, 子阵列的宽度为恒定子阵列宽度。图 2 的纵轴表示延迟量 (延迟时间) 的大小。

[0052] 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延迟模式。因此, 在图 2 中, 为从属于例如传感器区域 (I) 的多个子阵列设定具有共同斜率 (倾度) 的次延迟量。

[0053] 另外, 在本实施例中, 为多个子阵列中的每个设定单独的主延迟量。将主延迟量和次延迟量的和设定为每个传感器元件的延迟量。

[0054] 作为主延迟量和次延迟量之和而得到的延迟量被设定成接近理想的延迟曲线。在图 2 中, 以点划线示出的曲线表示理想的延迟线。适当地调整主延迟量和次延迟量, 以使得作为延迟量的和而得到的阶梯状的延迟模式沿着理想的延迟曲线。使用这种结构, 能够抑制波束特征的衰退。

[0055] 图 3 为示出本实施例的超声波诊断装置的整体结构的图。图 3 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 经由线缆彼此连接。

[0056] 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 $1 \sim n$ 且被分割成多个传感器区域 $I \sim IV$ 。

[0057] 为多个子阵列 1 ~ n 中的每个设置子阵列处理器 20。子阵列处理器 20 执行与子阵列相应的延迟处理。在延迟处理中,使用为每个子阵列设定的延迟模式。

[0058] 设备主体 200 包括发射 / 接收单元 30。在发射过程中,发射 / 接收单元 30 输出发射信号至多个子阵列处理器 20 中的每个,将对每个子阵列的单独的主延迟量的延迟处理应用于该发射信号。子阵列处理器 20 基于延迟模式用与每个传感器元件 12 相应的次延迟量对发射信号应用延迟处理,并且输出发射信号至每个传感器元件 12。在此方式中,被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,并且形成发射波束。

[0059] 同时,在接收时,每个子阵列处理器 20 基于延迟模式对从每个传感器元件 12 处获得的接收信号应用延迟处理,并且在延迟处理后将由从属于子阵列的多个传感器元件 12 处获得的接收信号相加。为每个子阵列处理器 20 应用了相加处理的接收信号被发送到发射 / 接收单元 30。通过每个子阵列处理器 20 的单独的主延迟量,发射 / 接收单元 30 将延迟处理应用于从每个子阵列处理器 20 获得的接收信号,并且在延迟处理后将从多个子阵列处理器 20 获得的接收信号相加。在此方式中,收集从 2D 阵列传感器 10 的多个传感器元件 12 获得的接收信号,并且获得沿着接收波束的回波数据。

[0060] 在每个子阵列处理器 20 中,用在发射中的延迟模式和用在接收中的延迟模式可为共同的模式,或发射和接收用不同的延迟模式。可选择地,在接收时,可适当地控制与多个子阵列处理器 20 中的每个相关的主延迟量,以在改变接收波束的焦距深度的同时获得回波数据。换句话说,可控制主延迟量以实现接收动态聚焦。

[0061] 图像形成单元 40 基于沿多个接收光束获得的回波数据形成图像数据。与图像数据相应的超声波图像显示在显示器 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。

[0062] 控制器 60 整体地控制图 3 的超声波诊断装置的每个单元。特别地,控制器 60 输出用于给多个子阵列处理器 20 设定延迟模式的控制数据。

[0063] 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延迟模式。因此,控制器 60 可输出相同的控制数据至从属于相同的传感器区域的多个子阵列处理器 20。例如,将共同的控制数据输出到从属于区域 I 的多个子阵列处理器 20。因此,控制器 60 可输出数目与传感器区域的数目相应的控制数据(例如,4)。

[0064] 图 4 为示出与波束成形精度有关的比较结果的图。图 4 示出通过声场模拟沿 x 方向的波束特征。图 4 的水平轴示出沿 x 方向的角度,而纵轴表示声场的强度。

[0065] 图 4 示出与延迟控制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:在焦距设定成无穷大且只考虑转向的同时(参考等式 4)为每个传感器元件设定延迟量。波形 74 表示根据理想曲线为每个传感器元件设定延迟量时的声场特征。

[0066] 同时,波形 70 表示由本实施例的结构产生的声场特征。换句话说,波形 70 表示如下情况下的声场特征:为每个传感器区域中的多个子阵列设定共同的延迟模式,且为多个子阵列中的每个设定单独的主延迟量。

[0067] 在比较这三种模式时,能看出在声场强度变成最大处的主瓣无显著差别。然而,在偏离主瓣的位置处声场显示出最大值的趋势的地方的栅瓣中,在三种模式间出现显著的差别。

[0068] 在波束特征中,期望栅瓣小。对于三种模式,在波形 74 中,由于根据理想曲线为每个传感器元件设定延迟量,栅瓣最小,因此达到较高的波束成形精度。在波形 72 中,由于波束控制是设定焦距成无穷大且只考虑转向的简单化的控制,因此栅瓣最大且波束成形精度较差。

[0069] 与此相反,为由本实施例的结构所产生的声场的波形 70 具有与波形 72 相比更小的栅瓣,并且栅瓣被抑制到很接近波形 74 的栅瓣的程度。

[0070] 波形 74 为在根据理想曲线为每个传感器元件设定延迟量时的声场特征。然而,为了对每个传感器元件设定延迟量,需要用于延迟量的巨大信息量。另一方面,在为由本实施例的结构所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延迟模式,因此能够将用于延迟量的信息量保持在低水平。例如,如果为 164 个子阵列中的每个设定单独的延迟模式,则将需要 164 个延迟模式,但在本实施例中,可设定与 4 个传感器区域相应的 4 个延迟模式。换句话说,延迟模式的数量能够显著地从 164 减少到 4。

[0071] 如所述的,根据本实施例,在减少延迟模式的数量的同时能够保持波束成形精度。

[0072] 图 5 为示出传感器区域的多种分割模式的图。在模式 (A)-(E) 的每个中,由实线围绕的正方形和圆形表示 2D 阵列传感器的传感器表面,在传感器表面内画出的点划线表示传感器区域的边界线。

[0073] 2D 阵列传感器通过从传感器表面的中心放射地延伸出的虚拟边界线被分割成多个传感器区域,并且必要时通过被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。

[0074] 在模式 (A) 中,正方形传感器表面被分割成 8 个传感器区域 (1)-(8)。在模式 (B) 中,圆形传感器表面被分割成 8 个传感器区域 (1)-(8)。另外,模式 (C)-(E) 示出用于圆形传感器表面的分割模式的示例。

[0075] 如所述,对传感器区域可采用多种分割模式,并且可使用不同于图 1 和图 5 中示出的分割模式的分割模式。

[0076] 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。

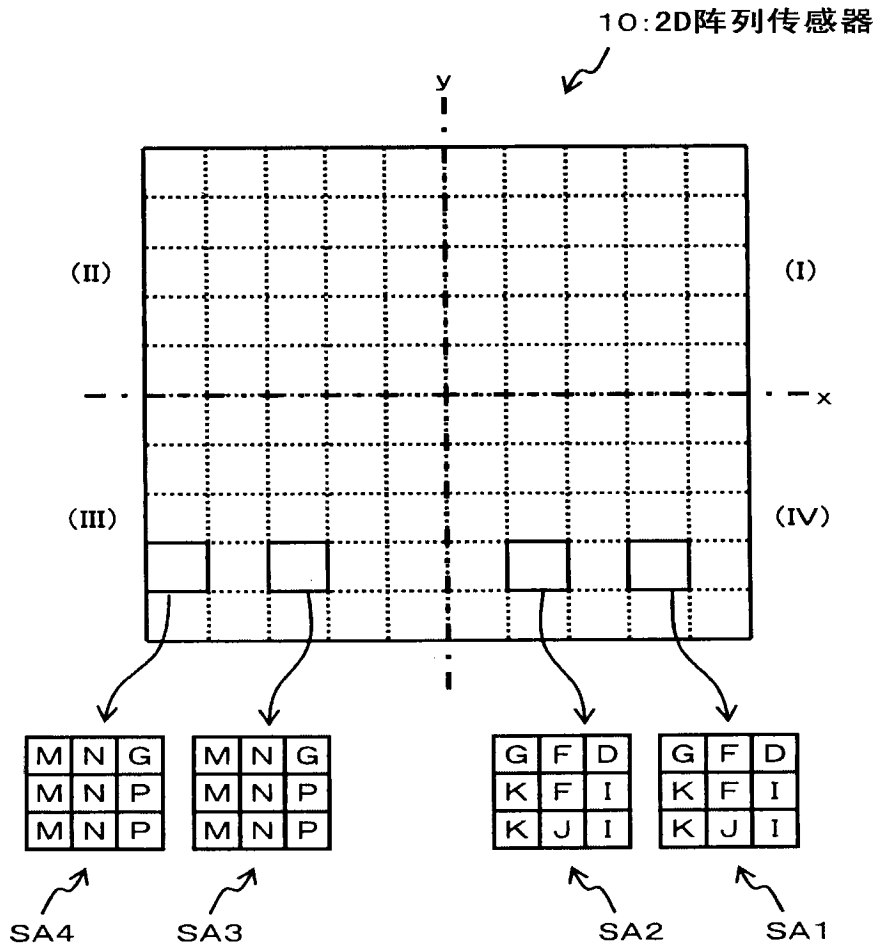


图 1

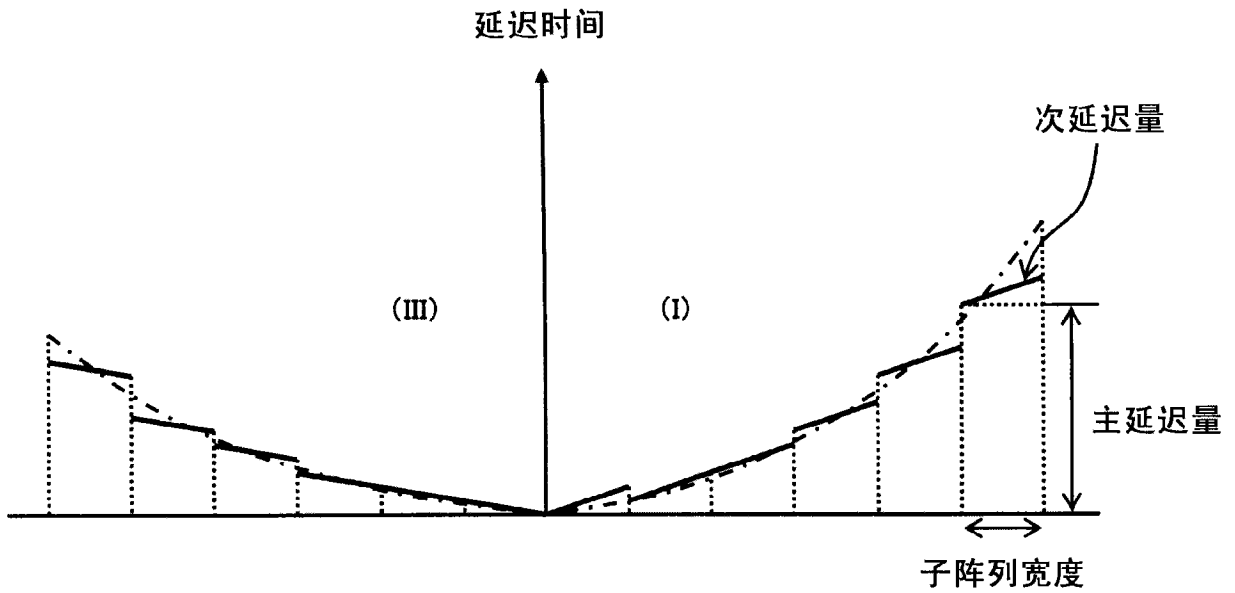


图 2

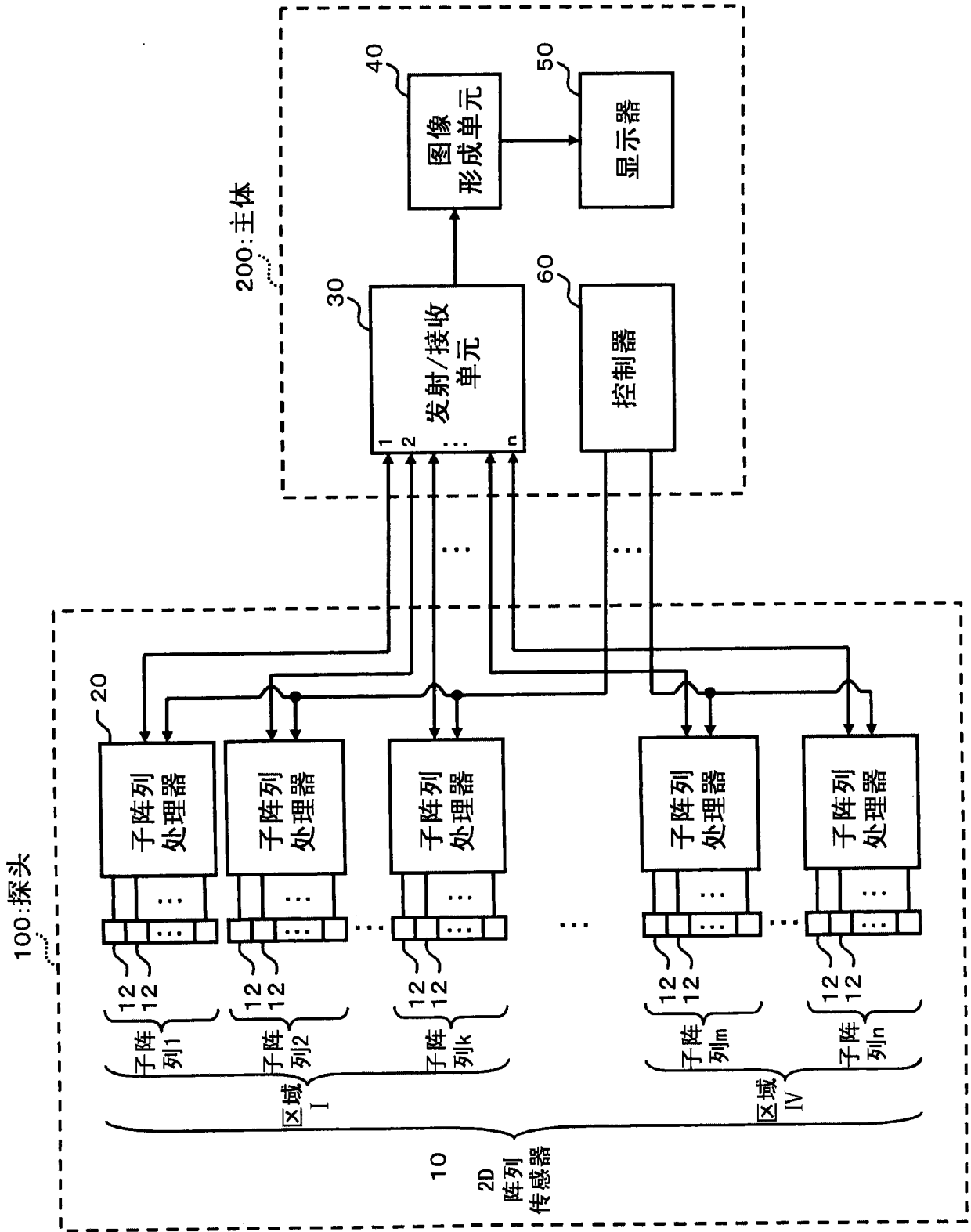


图 3

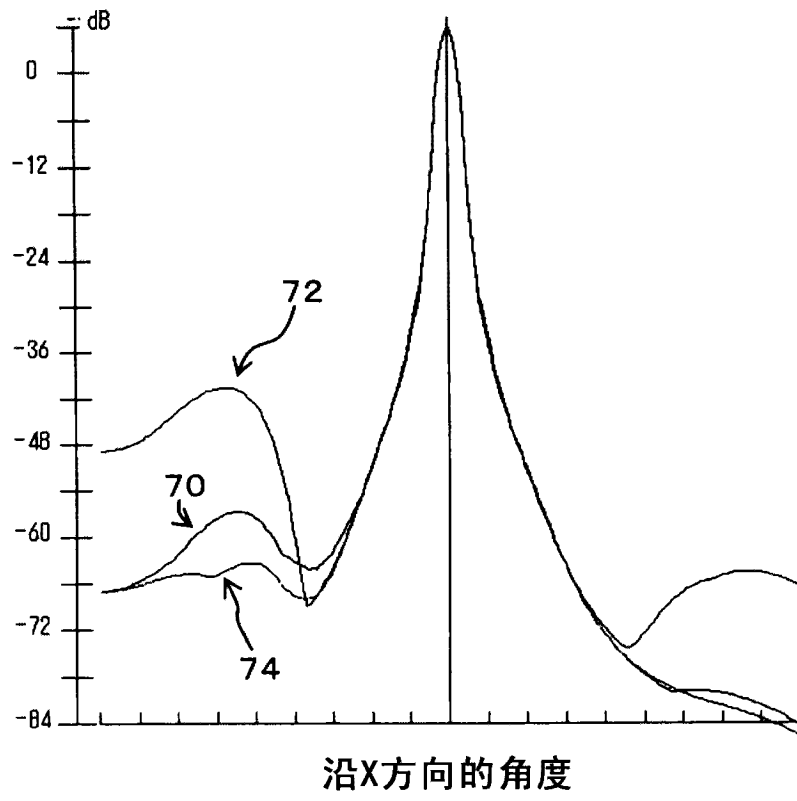


图 4

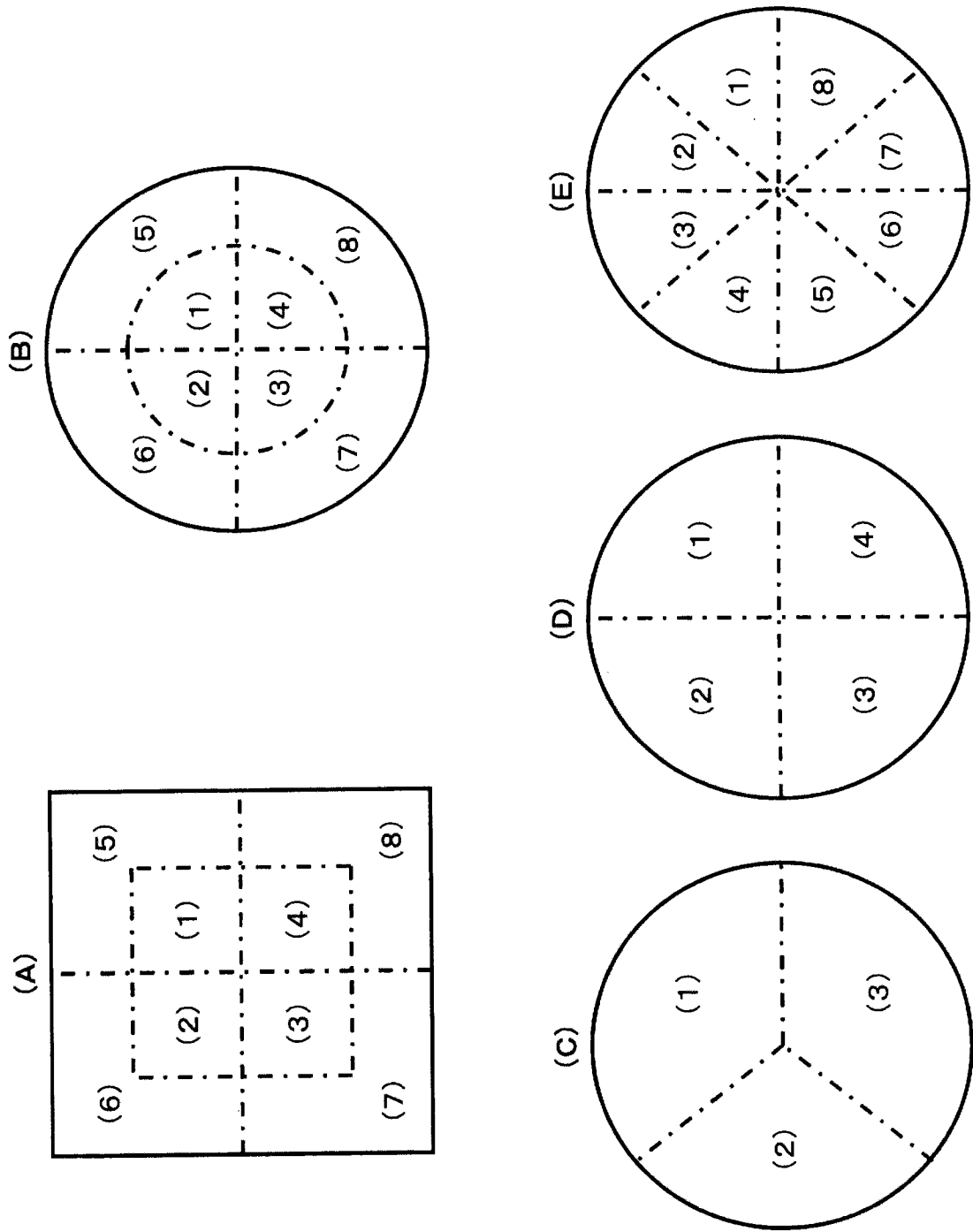


图 5

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN101961249A	公开(公告)日	2011-02-02
申请号	CN201010234562.4	申请日	2010-07-20
[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)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	曹景文		
发明人	曹景文		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/5208 G01S15/8925 G01S15/8927 G10K11/346 A61B8/4494		
代理人(译)	黄威 张彬		
优先权	2009169817 2009-07-21 JP		
其他公开文献	CN101961249B		
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。以放大方式示出从SA1至SA4的四个有代表性的子阵列。另外，2D阵列传感器(10)被分割成多个传感器区域。被点划线分割的(I)-(IV)四个区域表示四个传感器区域。对每个子阵列，基于为从属于子阵列的多个传感器元件中的每个限定了延迟量的延迟模式来执行与子阵列相应的延迟处理。在该处理过程中，对每个传感器区域，为从属于传感器区域的多个子阵列设定共同的延迟模式。例如，由于子阵列SA1和SA2从属于相同的传感器区域(IV)，因此为子阵列SA1和SA2设定共同的延迟模式。

