

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/14 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200580001816.5

[45] 授权公告日 2009 年 1 月 28 日

[11] 授权公告号 CN 100455268C

[22] 申请日 2005.5.2

[21] 申请号 200580001816.5

[30] 优先权

[32] 2004.5.25 [33] JP [31] 155078/2004

[86] 国际申请 PCT/JP2005/008278 2005.5.2

[87] 国际公布 WO2005/115250 日 2005.12.8

[85] 进入国家阶段日期 2006.6.29

[73] 专利权人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 福喜多博

[56] 参考文献

JP2-206445A 1990.8.16

JP2004-33617A 2004.2.5

CN1129401C 2003.12.3

US6123669A 2000.9.26

US6258030B1 2001.7.10

JP10-328185A 1998.12.15

审查员 陈淑珍

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 陈英俊

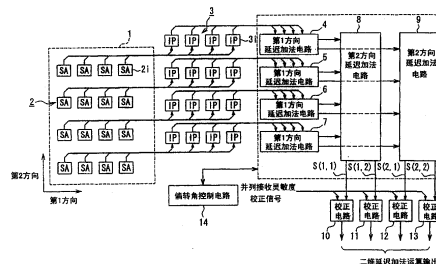
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 7 页

[54] 发明名称

超声波诊断装置

[57] 摘要

本发明的超声波诊断装置，具有：排列振子，排列有向被检测体发送超声波并接收其反射波的多个振子；延迟加法运算部，通过对由上述排列振子得到的接收信号进行延迟加法运算，从而进行并列接收；以及偏转角控制部，根据上述延迟加法运算部进行的延迟加法运算的设定来控制接收的偏转角；其特征在于，随着从上述排列振子发送的发送波束的偏转角增大，上述偏转角控制部使并列接收中的多个接收的定向方向相互之间所成的角度减小。



1. 一种超声波诊断装置，具有：排列振子，排列有向被检测体发送超声波并接收其反射波的多个振子；延迟加法运算部，通过对由上述排列振子得到的接收信号进行延迟加法运算，从而进行并列接收；以及偏转角控制部，根据上述延迟加法运算部进行的延迟加法运算的设定来控制接收的偏转角；其特征在于，

随着从上述排列振子发送的发送波束的偏转角增大，上述偏转角控制部使并列接收中的多个接收的定向方向相互之间所成的角度减小。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置，其特征在于，具有校正部，对并列接收中的多个接收信号进行改变灵敏度校正量的控制，以便补偿由上述发送波束的偏转角增大而引起的收发的相对灵敏度的下降。

3. 如权利要求2所述的超声波诊断装置，其特征在于，对发送波束的定向方向和并列接收的接收的定向方向所成的角度相等的上述多个接收信号，上述校正部进行使相对灵敏度相等的校正。

4. 如权利要求1~3中的任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于，随着上述发送波束的偏转角增大，上述偏转角控制部使邻接的发送波束的偏转角之差减小。

5. 如权利要求4所述的超声波诊断装置，其特征在于，上述多个振子二维排列，多个上述发送波束分别与投影面相交叉的点构成二维的等间隔的网格点。

超声波诊断装置

技术领域

本发明涉及具有排列振子、扫描被检查体的超声波诊断装置。

背景技术

过去的超声波诊断装置，如图8所示，由以下各部分构成：排列有传感器101的二维阵列102、列方向延迟加法电路103~106和行方向延迟加法电路107、108。列方向延迟加法电路103~106对由二维阵列102的列方向的传感器101检测出的信号进行延迟加法运算。行方向延迟加法电路107、108对在列方向延迟加法电路103~106中进行了延迟加法运算的信号群进行延迟加法运算。这样，用较少的电路规模来实现行方向和列方向的并列接收（参见专利文献1）。

专利文献1：日本特开2000-254120号公报（第3页，图1）。

过去的超声波诊断装置有并列接收的相对灵敏度随着发送波束的偏转角不均匀的问题。

发明内容

本发明的目的是为了解决过去的问题，提供一种超声波诊断装置，不管超声波的发送波束的偏转角，能够均匀地保持并列接收的相对灵敏度。

本发明的超声波诊断装置具有：具有：排列振子，排列有向被检测体发送超声波并接收其反射波的多个振子；延迟加法运算部，通过对由上述排列振子得到的接收信号进行延迟加法运算，从而进行并列接收；以及偏转角控制部，根据上述延迟加法运算部进行的延迟加法运算的设定来控制接收的偏转角；其特征在于，随着从上述排列振子

发送的发送波束的偏转角增大，上述偏转角控制部使并列接收中的多个接收的定向方向相互之间所成的角度减小。

根据该结构，能够减小由发送波束的偏转角引起的并列接收的相对灵敏度的不均匀性。

并且，也可以是如下的结构：具有校正部，对并列接收中的多个接收信号进行改变灵敏度校正量的控制，以便补偿由上述发送波束的偏转角增大而引起的收发的相对灵敏度的下降。

再者，也可以是如下的结构：对发送波束的定向方向和并列接收的接收的定向方向所成的角度相等的上述多个接收信号，上述校正部进行使相对灵敏度相等的校正。

根据该结构，能够很容易地进行灵敏度校正。

并且，也可以是如下的结构：随着上述发送波束的偏转角增大，上述偏转角控制部使邻接的发送波束的偏转角之差减小。

再者，也可以是如下的结构：上述多个振子至少二维排列，多个上述发送波束分别与投影面相交的点构成二维的等间隔的网格点。

根据该结构，在使用二维排列的多个振子的情况下，随着发送波束的偏转角增大，相邻的发送波束的偏转角的间隔减小，不管偏转角能够均匀地保持并列接收的相对灵敏度。

发明效果

若采用本发明，则能够提供一种不管超声波发送波束的偏转角而均匀地保持并列接收的相对灵敏度的超声波诊断装置。

附图说明

图 1 是表示第 1 实施方式的超声波诊断装置的接收前端的结构的方框图；

图 2 是表示第 1 实施方式的子阵列的结构的图；

图 3 是表示第 1 实施方式的与并列接收的相对灵敏度有关的方位角度依存性的图；

图 4A 是表示第 1 实施方式的发送波束的偏转角为 0° 时的接收相

对灵敏度的图，

图 4B 是表示第 1 实施方式的发送波束的偏转角为 30° 时的接收的相对灵敏度的图，

图 5A 是表示第 1 实施方式的并列接收的定向方向所成的角度的图，

图 5B 是表示第 1 实施方式的发送波束的偏转角的差的图；

图 6A 是表示从第 2 实施方式的排列振子中发送的超声波束的侧视图，

图 6B 是表示第 2 实施方式的超声波束的俯视图；

图 7 是表示第 3 实施方式的超声波诊断装置的发送波束和并列接收的受光灵敏度中心的图；

图 8 是表示过去的超声波诊断装置的接收前端的结构的方框图。

符号说明

- | | |
|---------|--------------|
| 1 | 排列振子 |
| 2 | 子阵列 (SA) |
| 3 | 组内处理器 (IP) |
| 4~7 | 第 1 方向延迟加法电路 |
| 8~9 | 第 2 方向延迟加法电路 |
| 10~13 | 校正电路 |
| 14 | 偏转角控制电路 |
| 101 | 传感器 |
| 102 | 二维阵列 |
| 103~106 | 列方向延迟加法电路 |
| 107、108 | 行方向延迟加法电路 |

具体实施方式

以下参照附图，详细说明本发明的实施方式的超声波诊断装置。

(第 1 实施方式)

图 1 是表示第 1 实施方式的超声波诊断装置的接收前端的主要结

构的方框图。排列振子 1 把多个子阵列 (SA) 2 在第 1 方向和第 2 方向上排列而构成。在图 1 中, 构成子阵列 (SA) 2 和下述的组内的处理器 (IP) 3 的元件分别连接。第 i 个子阵列 (SA) $2i$ 的输出, 供给组内处理器 (IP) $3i$ 。

组内处理器 (IP) 3 的输出, 供给第 1 方向延迟加法电路 4~7 (第 1 方向延迟加法运算部) 内。第 1 方向延迟加法电路 4 的多个并列接收输出, 供给第 2 方向延迟加法电路 8、9 (第 2 方向延迟加法运算部) 内。同样, 第 1 方向延迟加法电路 5~7 的多个输出, 供给第 2 方向延迟加法电路 8、9。偏转角控制电路 14 (偏转角控制部) 具有对并列接收的偏转角进行校正的软件, 决定由第 1 方向延迟加法电路 4~7 和第 2 方向延迟加法电路 8、9 进行延迟加法运算的延迟加法运算值。

第 2 方向延迟加法电路 8 的多个并列接收输出 $S(1, 1)$ 和 $S(1, 2)$, 供给校正电路 10 和校正电路 11。第 2 方向延迟加法电路 9 的多个并列接收输出 $S(2, 1)$ 和 $S(2, 2)$, 供给校正电路 12 和校正电路 13。校正电路 10~13 (校正部), 根据供给的并列接收灵敏度校正信号, 对并列接收输出进行灵敏度校正。校正电路 10~13 的输出成为二维延迟加法运算输出。

图 2 是表示子阵列 (SA) 2 的结构图。子阵列 (SA) 2 由发送用的振子 (X) 和接收用的振子 (R) 构成, 各个振子排列在行方向和列方向上。行方向与第 1 方向一致, 列方向与第 2 方向一致。

图 3 是表示与并列接收的相对灵敏度有关的方位角度依存性的一例的图。图 3 的曲线 21、22、23 表示相对于发送波束对分别不同的接收的定向方向的收发的相对灵敏度。曲线 21 表示发送和接收的定向方向一致的情况。曲线 22 表示发送和接收的定向方向由于并列接收而错开 1° , 从而收发的定向方向偏移 0.5° 的情况; 曲线 23 表示接收的定向方向由于并列接收而偏移 2° , 从而收发的定向方向偏移 1° 的情况。也就是说, 曲线 22、23 表示发送和接收的定向方向不一致的情况。并且, 当发送和接收的定向方向的差增大时, 相对灵敏度下降。

图 4A 是表示发送波束偏转角为 0° 时的相对灵敏度的一例的图,

图 4B 是表示发送波束的偏转角为 30° 时的灵敏度的一例的图。图 5A 是表示并列接收的定向方向所成的角度的图，图 5B 是表示发送波束的偏转角的差的图。T(m) 表示没有偏转的情况下的发送波束的定向方向；L1(m)~L4(m) 表示与发送波束的定向方向 T(m) 相对应的并列接收的定向方向。T(n) 是偏转的情况下的发送波束的定向方向，L1(n)~L4(n) 是与 T(n) 相对应的并列接收的定向方向。

关于以上那样构成的超声波诊断装置的接收前端，用图 1~图 5B 来说明其工作。

首先，从子阵列 (SA) 2 的发送用的振子 (X) 向关心区域发送超声波脉冲。来自子阵列 (SA) 2 的接收用振子 (R) 的接收信号，在组内处理器 (IP) 3 中被调相。与排列在第 1 方向上的子阵列 (SA) 2 相对应的组内处理器 (IP) 3 的输出，集中输入到第 1 方向延迟加法电路 4~7。

第 1 方向延迟加法电路 4~7 输出指向关心区域的方向、且在第 1 方向有多个定向方向的并列接收信号的并列接收信号。第 2 方向延迟加法电路 8、9 产生接收延迟时间，以便在第 2 方向按每个微小角度改变定向方向，对第 1 方向延迟加法电路 4~7 输出的并列接收信号进行延迟时间的校正，输出并列接收信号。从第 2 方向延迟加法电路 8、9 输出的并列接收信号的输出在校正电路 10~13 中校正其信号强度。如图 3 所示，在并列接收中，收发的相对灵敏度由于发送波束的定向方向和接收的定向方向的差而较大地变化。因此，在根据发送的偏转角改变发送和接收的定向方向的差的情况下，在校正电路 10~13 中需要校正相对灵敏度的变化。

如图 4A 所示，在发送的定向方向的偏转角为 0° 的情况下，相对灵敏度的峰值和旁波瓣 (side lobe) 的差，即动态范围为 70dB 左右。另一方面，如图 4(B) 所示，在发送的定向方向的偏转角为 30° 的情况下，相对灵敏度的动态范围为 66dB 左右。

因此，通过使偏转角为 30° 时的并列接收中的发送和接收的定向方向的差比 0° 时的差小，如图 3 所示地能够提高收发的相对灵敏度，

减少并列接收中的主波瓣的相对灵敏度的降低,减少动态范围的劣化。所以,能够减小发送波束的偏转角为 0° 时和 30° 时的各相对灵敏度的动态范围的差。

在图 5A 中,角度 Φ 表示与发送波束的定向方向 T 相对应的并列接收的多个定向方向 L1~L4 所成的角度。与偏转角为 0° 时的发送波束定向方向 T (m) 相对应的角度 Φ (m), 比与偏转时的发送波束的定向方向 T (n) 相对应的角度 Φ (n) 大。因此,如图 5B 所示,发送的偏转角小时的发送波束的定向方向 T (m) 和 T (m+1) 所成的角度 $\Delta \theta$ (m), 设定为比发送的偏转角大时的发送波束的定向方向 T (n) 和 T (n+1) 所成的角度 $\Delta \theta$ (n) 大。

在这种本实施方式的超声波诊断装置的接收前端,能够利用偏转角控制电路 14 来进行控制,使得随着发送的偏转角增大而减小并列接收中的多个接收的定向方向所成的角度。并且,利用校正电路 10~13 来校正由于并列接收中的接收的定向方向所成的角度不同而造成的收发的相对灵敏度的差,得到相对灵敏度均匀的图像。

再者,随着发送的偏转角的增大而减小多个并列接收中的定向方向所成的角度,这样能够消除与邻接的发送相对应的接收的定向方向的间隔扩大的问题。

而且,作为校正并列接收的偏转角的方法有:(1)通过运算来求校正值的方法,(2)在校正用的数据表中保存校正值,选择适当的校正值的方法,(3)使用(1)和(2)的组合的方法等。再者,除了在偏转角控制电路 14 中采用这些方法以外,也可以在第 1 方向延迟加法电路 4~7、第 2 方向延迟加法电路 8、9 中分别采用这些方法。

(第 2 实施方式)

图 6A、图 6B 表示第 2 实施方式的超声波诊断装置的发送波束的间隔。而且,在图 6 中,对于与第 1 实施方式中参照的图 5B 相同的结构和功能的部分,标注相同的符号或记号,省略说明。并且,图 6 中未表示的其他结构部分与图 1 相同。

图 6A 表示排列振子 1 的侧视图,投影面以圆标记来表示与排列阵

子 1 大致平行配置、发送波束和投影面相交叉的网格点 P。图 6B 是从上侧观看图 6A 的图。而且，也可以将投影面作为与扫描中心的波束相垂直的平面。

对于如上构成的超声波诊断装置中的发送波束的间隔，用图 6 说明其工作。

首先，在图 6B 中，网格点 P 在第 1 方向以 Δy ，对第 2 方向以 Δx 的间隔二维配置。在图 6A 中，发送的偏转角小时的发送波束的定向方向 $T(k)$ 和 $T(k+1)$ 所成的角度 $\Delta \theta(k)$ 设定为，比发送波束的偏转角大时的发送波束的定向方向 $T(j)$ 和 $T(j+1)$ 所成的角度 $\Delta \theta(j)$ 大。并且，使与 $T(k)$ 相对应的并列接收的定向方向所成的角度比与 $T(j)$ 相对应的并列接收的定向方向所成的角度大。

如以上那样，第 2 实施方式的超声波诊断装置，发送波束和投影面的交点、即网格点 p，在第 1 方向以 Δy ，在第 2 方向以 Δx 以等间隔二维排列。因此，随着发送波束的偏转角增大，使并列接收的定向方向所成的角度减小，能够获得相对灵敏度一样的良好图像。

（第 3 实施方式）

图 7 是表示第 3 实施方式的超声波诊断装置的发送波束中心和并列接收的受光灵敏度中心。而且，在图 7 中，对于具有与第 1 实施方式中参照的图 1 相同的结构和功能的部分，标注相同的符号或记号，省略说明。并且，图 7 未示出的其他结构要素与图 1 相同。

在图 7 中“□”标记表示发送波束的中心，“○”标记表示并列接收的接收灵敏度的中心。标注了与并列接收的接收灵敏度的中心相对应的并列接收信号的符号 $S(x, y)$ ($1 \leq x \leq 4$ 、 $1 \leq y \leq 4$)。

以上那样构成的超声波诊断装置中的发送波束和并列接收波束，用图 7 来说明其工作。

把并列接收信号划分为三个组。在图 7 中，第 1 组包括 $S(1, 1)$ 、 $S(1, 4)$ 、 $S(4, 1)$ 、 $S(4, 4)$ ，各个信号是在位于与发送波束中心相等的距离、发送波束的定向方向和并列接收的定向方向所成的角度相等的状态下接收的接收信号。因此，在校正电路 10~13 中利用相

等的并列接收灵敏度校正信号来进行校正。

同样，第2组包括 $S(2, 2)$ 、 $S(2, 3)$ 、 $S(3, 2)$ 、 $S(3, 3)$ ，各个信号是在位于与发送波束中心相等的距离、发送波束的定向方向和并列接收的定向方向的角度相等的状态下接收的接收信号。因此，在校正电路10~13中利用相等的并列接收灵敏度校正信号来进行校正。再者，第3组包括 $S(1, 2)$ 、 $S(1, 3)$ 、 $S(2, 1)$ 、 $S(2, 4)$ 、 $S(3, 1)$ 、 $S(3, 4)$ 、 $S(4, 2)$ 、 $S(4, 3)$ ，各个信号是在位于与发送波束中心相等的距离、发送波束的定向方向和并列接收的定向方向的角度相等的状态下接收的接收信号。因此，在校正电路10~13中利用相等的并列接收灵敏度校正信号来进行校正。

如以上那样，若采用第3实施方式的超声波诊断装置的发送波束和并列接收波束，将16个并列接收信号 $S(x, y)$ 划分为3个组。这样，能够利用3种并列接收灵敏度校正信号来进行灵敏度校正，所以容易控制。

产业上的可利用性

本发明的超声波诊断装置具有能够获得相对灵敏度一样的图像的效果，作为具有对被检查体进行扫描的排列振子的超声波诊断装置有用。

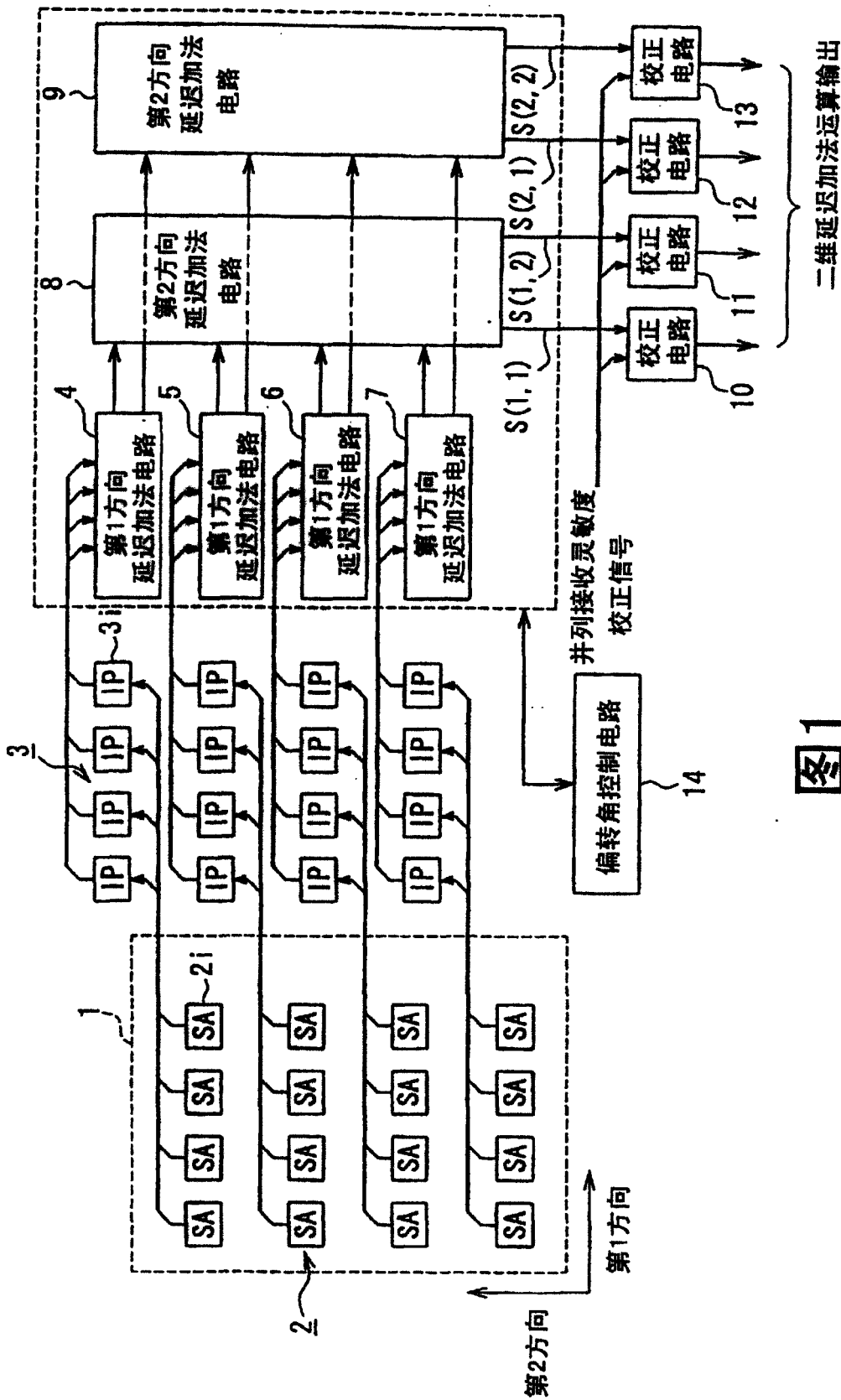


图1

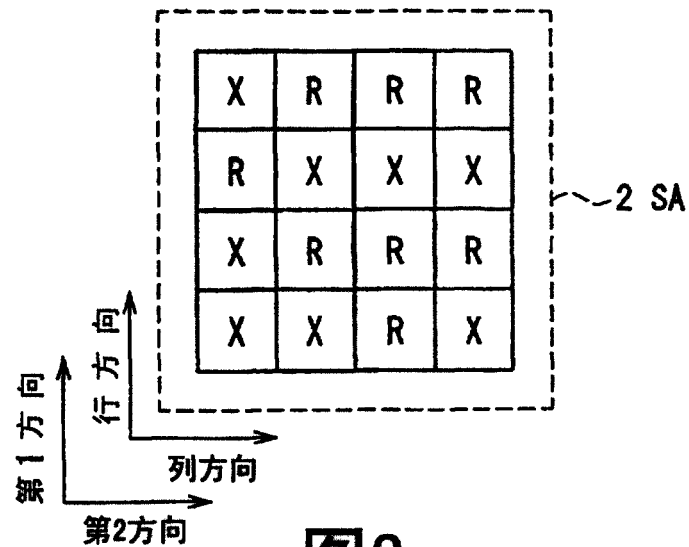


图2

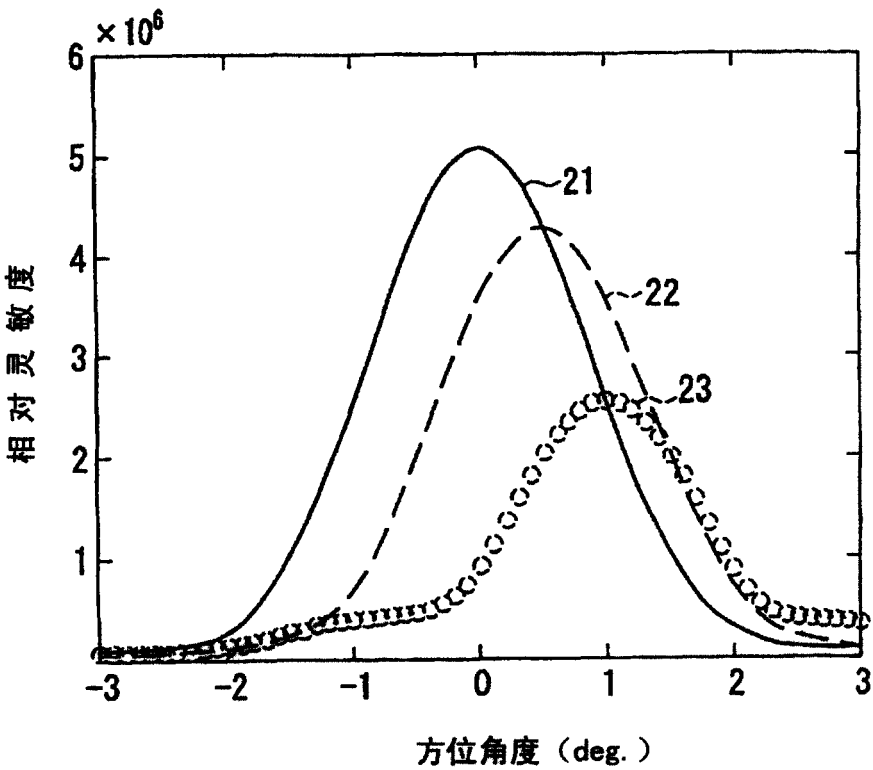


图3

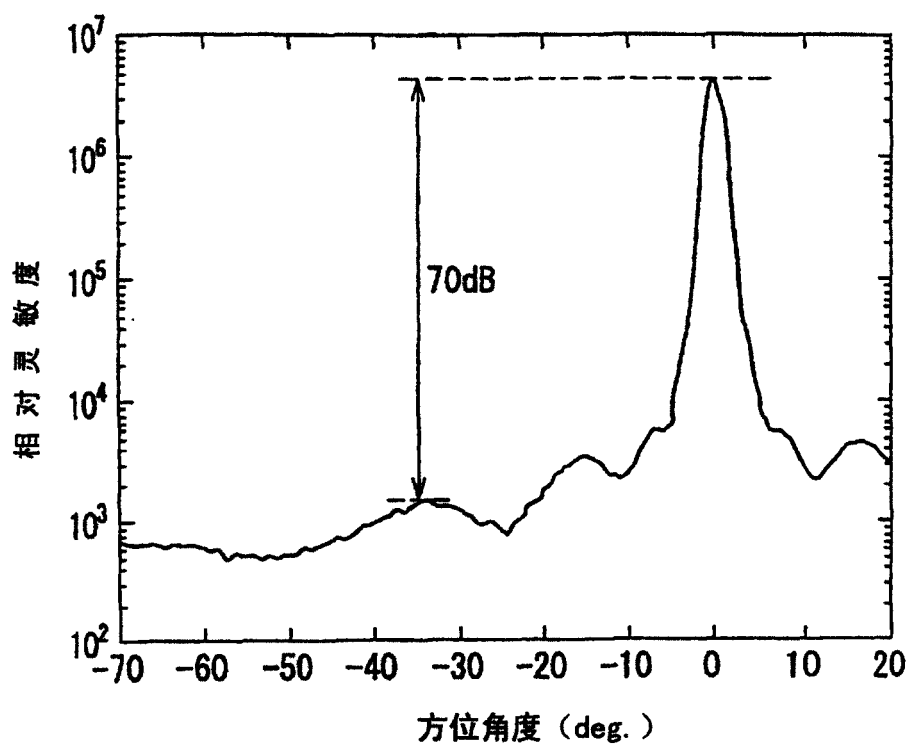


图4A

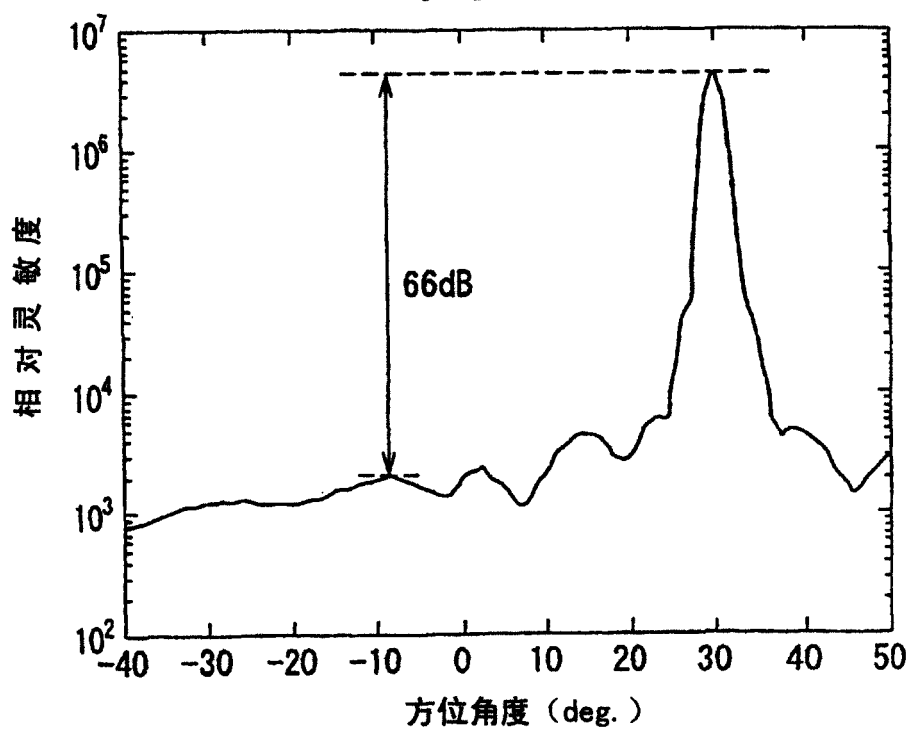


图4B

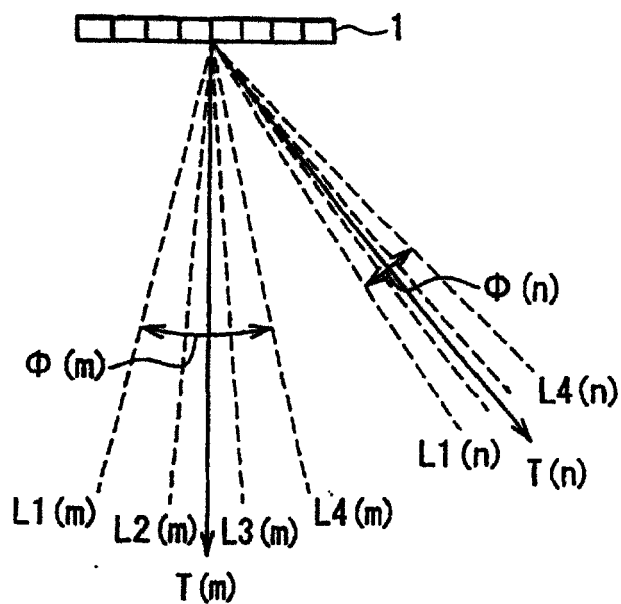


图5A

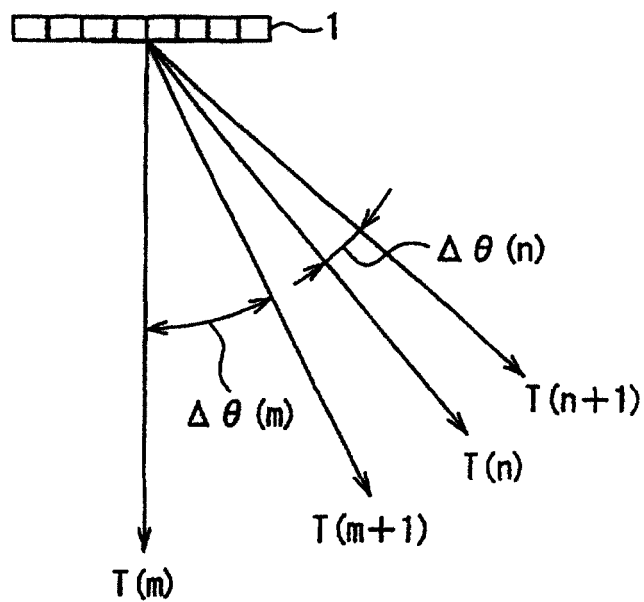


图5B

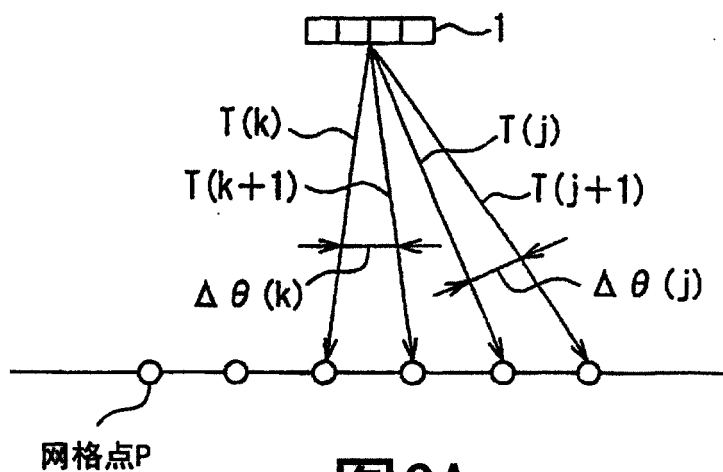


图6A

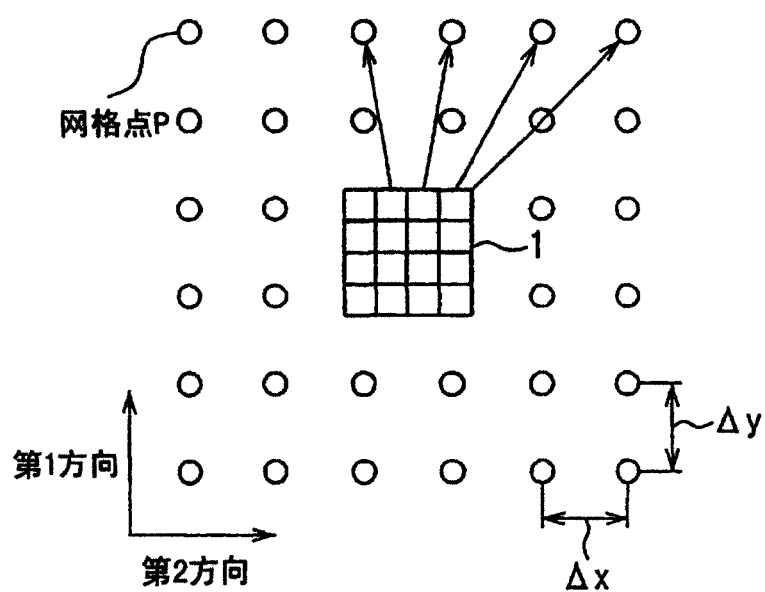
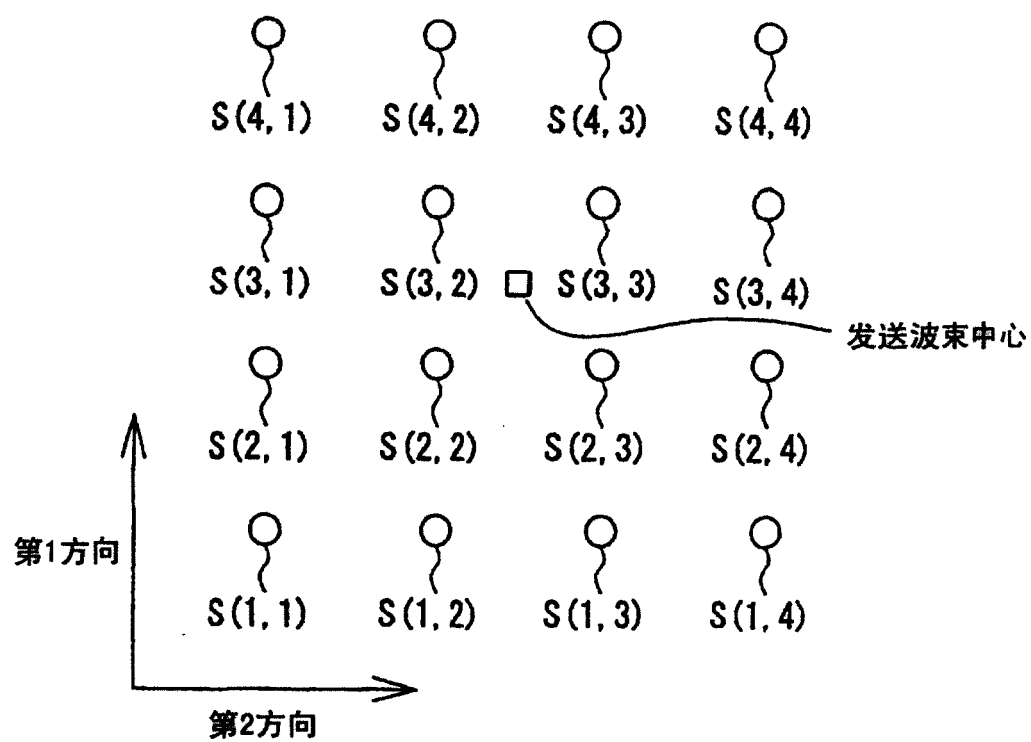


图6B

**图7**

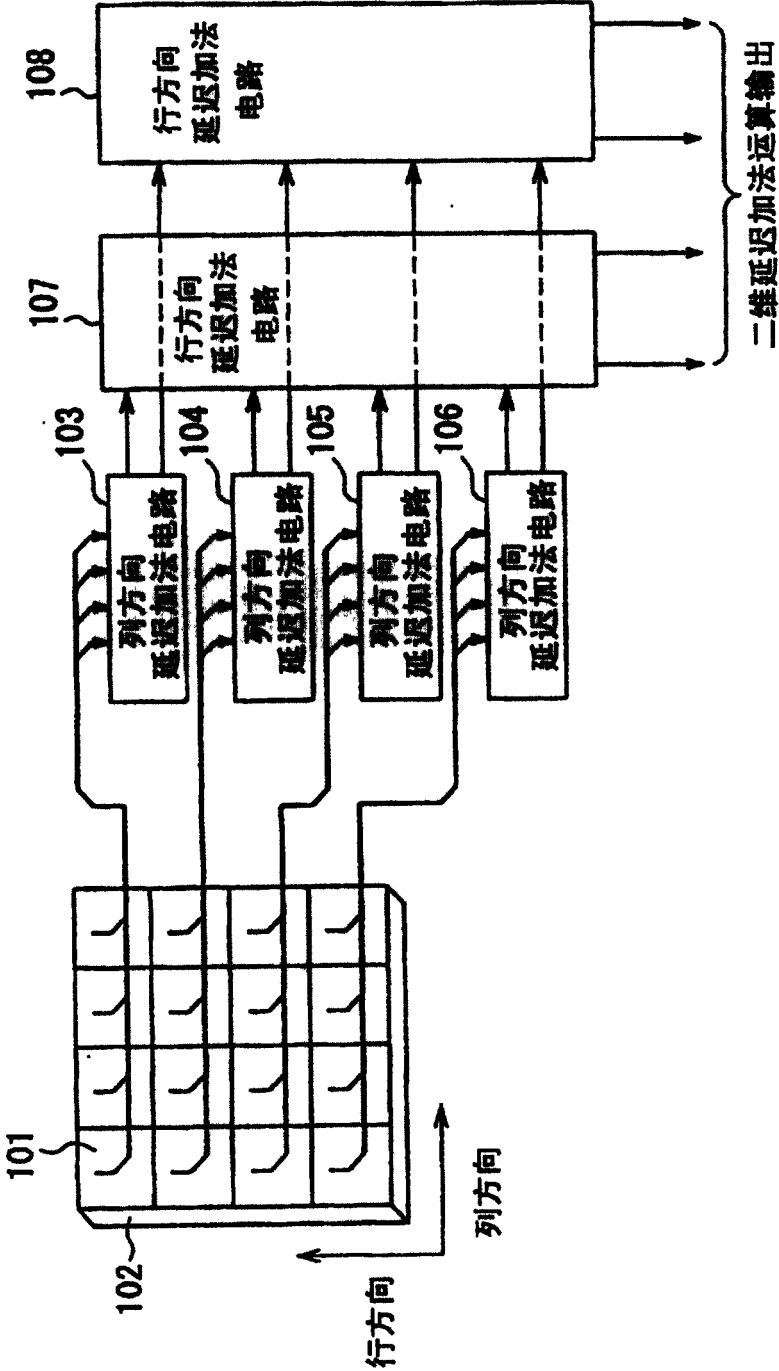


图8

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN100455268C	公开(公告)日	2009-01-28
申请号	CN200580001816.5	申请日	2005-05-02
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	福喜多博		
发明人	福喜多博		
IPC分类号	A61B8/14 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8927 G01S15/8925 G01S7/52046		
代理人(译)	陈英俊		
审查员(译)	陈淑珍		
优先权	2004155078 2004-05-25 JP		
其他公开文献	CN1905839A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置，具有：排列振子，排列有向被检测体发送超声波并接收其反射波的多个振子；延迟加法运算部，通过对由上述排列振子得到的接收信号进行延迟加法运算，从而进行并列接收；以及偏转角控制部，根据上述延迟加法运算部进行的延迟加法运算的设定来控制接收的偏转角；其特征在于，随着从上述排列振子发送的发送波束的偏转角增大，上述偏转角控制部使并列接收中的多个接收的定向方向相互之间所成的角度减小。

