



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480027685.3

[43] 公开日 2006年11月1日

[11] 公开号 CN 1856274A

[22] 申请日 2004.3.8  
 [21] 申请号 200480027685.3  
 [30] 优先权  
     [32] 2003.9.26 [33] JP [31] 336108/2003  
 [86] 国际申请 PCT/JP2004/002986 2004.3.8  
 [87] 国际公布 WO2005/030056 日 2005.4.7  
 [85] 进入国家阶段日期 2006.3.24  
 [71] 申请人 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

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
 代理人 胡建新

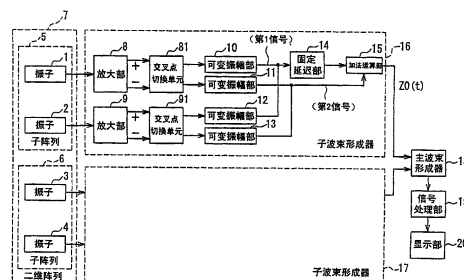
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 8 页

## [54] 发明名称

超声波诊断装置

## [57] 摘要

本发明提供一种可以对来自 2 维排列的电声变换器的接收信号进行定相的超声波诊断装置。设有：子波束形成器(16)，具有放大振子(1、2)的接收信号的放大部(8、9)、进行放大部的反向输出信号及非反向输出信号的振幅控制的可变振幅部(10~13)、将接收信号的 1 周期的 1/4 的延迟时间赋予可变振幅部的相加信号的固定延迟部(14)、和将可变振幅部的相加信号和固定延迟部的输出信号相加的加法运算部(15)；子波束形成器(17)，具有与子波束形成器(16)相同的结构；由主波束形成器(18)对子波束形成器(16、17)的输出信号进行延迟相加。



1. 一种超声波诊断装置，具备：

电声变换机构，将多个由多个电声变换元件构成的子阵列至少 2 维排列而构成；

子波束形成器，以上述子阵列单位设置，对来自上述子阵列内的电声变换元件的接收信号生成相互不同极性的信号，得到对上述子阵列内的各电声变换元件的相互不同极性的信号进行振幅控制并相加后的第 1 信号、和进行振幅控制并相加后的第 2 信号，通过设在内部的延迟机构，将相当于接收信号的 1 周期的  $1/4$  的延迟时间差赋予第 1 信号和第 2 信号之间，将赋予了时间差的第 1 信号和第 2 信号相加；

主波束形成器，对从上述子波束形成器输出的信号进行延迟相加。

2、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，上述延迟机构可将上述延迟时间差切换为相当于接收信号的基波的 1 周期的  $1/4$ 、或相当于接收信号的高次谐波的 1 周期的  $1/4$ 。

3、如权利要求 1 所述的超声波诊断装置，上述延迟机构对上述第 1 信号或上述第 2 信号中的一个赋予相当于接收信号的 1 周期的  $1/4$  的延迟时间。

4、一种超声波诊断装置，具备：

电声变换机构，将多个由多个电声变换元件构成的子阵列至少 2 维排列而构成；

子波束形成器，以上述子阵列单位设置，对来自上述子阵列内的电声变换元件的接收信号生成相互不同极性的信号，得到对上述子阵列内的各电声变换元件的相互不同极性的信号进行振幅控制并相加后的第 1 信号、和进行振幅控制并相加后的第 2 信号，通过设在内部的移相机构，对第 1 信号或第 2 信号中的一个赋予规定的移相量，将赋予了上述规定的移相量的第 1 信号或第 2 信号相互相加；

主波束形成器，对从上述子波束形成器输出的信号进行延迟相加。

5、如权利要求4所述的超声波诊断装置，上述移相机构是将具有45度移相量的移相电路设置2级而构成的，上述2级移相电路是包括电容器和电阻而构成的。

6、一种超声波诊断装置，具备：

电声变换机构，将多个由多个电声变换元件构成的子阵列至少2维排列而构成；

并列加法运算机构，以上述子阵列单位设置，对来自上述子阵列内的电声变换元件的接收信号生成相互不同极性的信号，得到对上述子阵列内的各电声变换元件的相互不同极性的信号进行振幅控制并相加后的第1信号、和进行振幅控制并相加后的第2信号；

第1主波束形成器，对通过上述并列加法运算机构相加后的第1信号进行延迟相加；

第2主波束形成器，对通过上述并列加法运算机构相加后的第2信号进行延迟相加；

延迟机构，将相当于接收信号的1周期的1/4的延迟时间差赋予上述第1主波束形成器的输出信号和上述第2主波束形成器的输出信号之间；

加法运算机构，将上述通过延迟机构赋予了延迟时间差的上述第1主波束形成器的输出信号和上述第2主波束形成器的输出信号相加。

7、一种超声波诊断装置，具备：

电声变换机构，将多个由多个电声变换元件构成的子阵列至少2维排列而构成；

并列加法运算机构，以上述子阵列单位设置，对来自上述子阵列内的电声变换元件的接收信号生成相互不同极性的信号，得到对上述子阵列内的各电声变换元件的相互不同极性的信号进行振幅控制并相加后的第1信号、和进行振幅控制并相加后的第2信号；

第1主波束形成器，对通过上述并列加法运算机构相加后的第1信号进行延迟相加；

第2主波束形成器，对通过上述并列加法运算机构相加后的第2信

号进行延迟相加；

移相机构，将90度相位差赋予上述第1主波束形成器的输出信号和上述第2主波束形成器的输出信号之间；

加法运算机构，将上述通过移相机构赋予了90度相位差的上述第1主波束形成器的输出信号和上述第2主波束形成器的输出信号相加。

## 超声波诊断装置

### 技术领域

本发明涉及具有排列了振子的2维阵列的、对被检查体进行3维扫描的超声波诊断装置。

### 背景技术

现有的超声波诊断装置如图7所示，具有将由振子101、102构成的子阵列105和由振子103、104构成的子阵列106二维排列的2维阵列107。来自构成子阵列105的振子101、102的接收信号分别被输入到放大部108、109，放大部108、109输出非反向输出信号(+)以及反向输出信号(-)。来自放大部108的非反向输出信号(+)以及反向输出信号(-)经由交叉点切换单元181，分别供给到可变振幅部110、111中，把这些输出信号相加，输入到+45度移相器114中。

此外，来自放大部109的非反向输出信号(+)以及反向输出信号(-)经由交叉点切换单元191分别供给到可变振幅部112、113中，将这些输出信号相加，输入到-45度移相器115中。

将+45度移相器114和-45度移相器115的输出信号相加，输入到主波束形成器118中。这里，由放大部108、109、交叉点切换单元181、191、可变振幅部110、111、112、113、+45度移相器114、和-45度移相器115构成子波束形成器116。

此外，将来自构成子阵列106的振子103、104的接收信号输入到子波束形成器117中。子波束形成器117的内部结构与子波束形成器116的内部结构相同。来自子波束形成器116和117的信号在主波束形成器中延迟相加，通过信号处理部119实施信号处理而变换为图像信号，在

显示部 120 上显示。

在上述子波束形成器结构中，通过由交叉点切换单元 181、191 和可变振幅部 110~113 控制接收信号的振幅来控制接收信号的相位，进行来自子阵列内的振子的接收信号的定相（例如，参照美国特许第 6013032 号说明书（第 8—10 栏、图 6、图 7、图 9））。

但是，在现有的超声波诊断装置中，存在有如下问题：为了进行接收信号的移相，使用 2 波道的  $\pm 45$  度（ $\pm \pi/4$ ）的移相器，难以高精度地调整相位。

### 发明内容

本发明是为了解决现有的问题而做出的，其目的是提供一种可以高精度地对接收信号进行定相的超声波诊断装置。

为了达到上述目的，有关本发明的第 1 超声波诊断装置构成为，包括：电声变换机构，将多个由多个电声变换元件构成的子阵列至少 2 维排列而构成；子波束形成器，以子阵列单位设置，对来自子阵列内的电声变换元件的接收信号生成相互不同极性的信号，得到对子阵列内的各电声变换元件的相互不同极性的信号进行振幅控制并相加后的第 1 信号、和进行振幅控制并相加后的第 2 信号，通过设在内部的延迟机构，将相当于接收信号的 1 周期的  $1/4$  的延迟时间差赋予第 1 信号和第 2 信号之间，将赋予了时间差的第 1 信号和第 2 信号相加；主波束形成器，对从子波束形成器输出的信号进行延迟相加。

通过该结构，能够对接收信号高精度地进行定相。

此外，在有关本发明的第 1 超声波诊断装置中，延迟机构可将延迟时间差切换为相当于接收信号的基波的 1 周期的  $1/4$ 、或相当于接收信号的高次谐波的 1 周期的  $1/4$ 。

通过该结构，能够进行基波影像的显示和高次谐波影像的显示的切换。

进而，在有关本发明的第 1 超声波诊断装置中，延迟机构对第 1 信

号或第 2 信号中的一个赋予相当于接收信号的 1 周期的 1/4 的延迟时间。

通过该结构，能够高精度地对接收信号定相。

此外，为达到上述目的，有关本发明的第 2 超声波诊断装置构成为，包括：电声变换机构，将多个由多个电声变换元件构成的子阵列至少 2 维排列而构成；子波束形成器，以子阵列单位设置，对来自子阵列内的电声变换元件的接收信号生成相互不同极性的信号，得到对子阵列内的各电声变换元件的相互不同极性的信号进行振幅控制并相加后的第 1 信号、和进行振幅控制并相加后的第 2 信号，通过设在内部的移相机构，对第 1 信号或第 2 信号中的一个赋予规定的移相量，将赋予了规定的移相量的第 1 信号或第 2 信号相互相加；主波束形成器，对从子波束形成器输出的信号进行延迟相加。

通过该结构，能够对接收信号高精度地进行定相。

此外，在有关本发明的第 2 超声波诊断装置中，移相机构是将具有 45 度移相量的移相电路设置 2 级而构成的，2 级移相电路是包括电容器和电阻而构成的。

通过该结构，能够对接收信号高精度地进行定相。

此外，为达到上述目的，有关本发明的第 3 超声波诊断装置构成为，包括：电声变换机构，将多个由多个电声变换元件构成的子阵列至少 2 维排列而构成；并列加法运算机构，以子阵列单位设置，对来自子阵列内的电声变换元件的接收信号生成相互不同极性的信号，得到对子阵列内的各电声变换元件的相互不同极性的信号进行振幅控制并相加后的第 1 信号、和进行振幅控制并相加后的第 2 信号；第 1 主波束形成器，对通过并列加法运算机构相加后的第 1 信号进行延迟相加；第 2 主波束形成器，对通过并列加法运算机构相加后的第 2 信号进行延迟相加；延迟机构，将相当于接收信号的 1 周期的 1/4 的延迟时间差赋予第 1 主波束形成器的输出信号和第 2 主波束形成器的输出信号之间；加法运算机构，将通过延迟机构赋予了延迟时间差的第 1 主波束形成器的输出信号和第 2 主波束形成器的输出信号相加。

通过该结构，能够对接收信号高精度地进行定相。

进而，为达到上述目的，有关本发明的第4超声波诊断装置构成为，包括：电声变换机构，将多个由多个电声变换元件构成的子阵列至少2维排列而构成；并列加法运算机构，以子阵列单位设置，对来自子阵列内的电声变换元件的接收信号生成相互不同极性的信号，得到对子阵列内的各电声变换元件的相互不同极性的信号进行振幅控制并相加后的第1信号、和进行振幅控制并相加后的第2信号；第1主波束形成器，对通过并列加法运算机构相加后的第1信号进行延迟相加；第2主波束形成器，对通过并列加法运算机构相加后的第2信号进行延迟相加；移相机构，将90度相位差赋予第1主波束形成器的输出信号和第2主波束形成器的输出信号之间；加法运算机构，将通过移相机构赋予了90度相位差的第1主波束形成器的输出信号和第2主波束形成器的输出信号相加。

通过该结构，能够对接收信号高精度地进行定相。

根据本发明，具有能够提供一种能够对来自2维排列的电声变换器的接收信号高精度地进行定相的超声波诊断装置的显著效果。

#### 附图说明

图1A是表示有关本发明的第1实施方式的超声波诊断装置中的接收部的一结构例的框图。

图1B是表示由包括图1A的振子1~4的多个振子构成的2维阵列的结构例的示意图。

图2是表示有关本发明的第2实施方式的超声波诊断装置中的接收部的子波束形成器的内部结构例的框图。

图3是表示有关本发明的第3实施方式的超声波诊断装置中的接收部的子波束形成器的内部结构例的框图。

图4是表示图3所示的移相器的内部结构例的详细框图。

图5是表示有关本发明的第4实施方式的超声波诊断装置中的接收部的一结构例的框图。

图 6 是表示有关本发明的第 4 实施方式的超声波诊断装置中的接收部的变形例的框图。

图 7 是表示现有的超声波诊断装置的一结构例的框图。

### 具体实施方式

以下，参照附图说明本发明优选的实施方式。

#### (第 1 实施方式)

图 1A 是表示有关本发明的第 1 实施方式的超声波诊断装置中的接收部的一结构例的框图。

在图 1A 中，振子 1~4 由电声变换元件构成，将回声信号变换为接收信号。由振子 1 和振子 2 构成子阵列 5，由振子 3 和振子 4 构成子阵列 6，由子阵列 5 和子阵列 6 构成 2 维阵列 7。另外，在图 1A 中只例示了振子 1~4，但实际上，如图 1B 所示，2 维排列有多个振子。

放大部 8、9 分别输出来自振子 1、2 的接收信号的非反向输出信号（+）、反向输出信号（-）。可变振幅部 10、11 经由交叉点切换单元 81 与放大部 8 连接，可变振幅部 12、13 经由交叉点切换单元 91 与放大部 9 连接。将可变振幅部 10、12 的输出信号相加，将该相加后的信号（第 1 信号）供给到固定延迟部 14 中。此外，将可变振幅部 11、13 的输出信号相加，该相加后的信号（第 2 信号）在加法运算部 15 中与固定延迟部 14 的输出信号相加。由放大部 8、9、交叉点切换单元 81、91、可变振幅部 10、11、12、13、固定延迟部 14、及加法运算部 15 构成子波束形成器 16。

此外，将来自振子 3、4 的接收信号输入到子波束形成器 17 中。子波束形成器 17 的内部结构与子波束形成器 16 的内部结构相同。

子波束形成器 16、17 的输出信号在主波束形成器 18 中被延迟相加。主波束形成器 18 的输出信号在信号处理部 19 中作为图像信号被信号处理。来自信号处理部 19 的图像信号在显示部 20 上显示。

接着，说明如上构成的超声波诊断装置的动作。

首先，振子 1 产生接收信号  $a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ 。其中， $t$  是时间， $a(t)$  是接收信号的包络线， $f_1$  是接收信号的中心频率。放大器 8 输出非反向输出信号  $a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ 、反向输出信号  $-a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ 。通过交叉点切换单元 81 的非反向输出和反向输出的连接状态，可变振幅部 10 将系数  $w(0)$  与非反向输出信号、或反向输出信号相乘，输出  $\pm w(0) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ 。此外，通过交叉点切换单元 81 的非反向输出和反向输出的连接状态，可变振幅部 11 将系数  $w(1)$  与非反向输出信号、或反向输出信号相乘，输出  $X_1(t) = \pm w(1) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ 。固定延迟部 14 将接收信号的 1 周期  $T_1 = 1/f_1$  的  $1/4$  的延迟时间  $\Delta T = T_1/4$  的延迟时间赋予可变振幅部 10 的输出信号，通过交叉点切换单元 81 的连接状态，生成如下式所示的输出信号  $X_0(t)$ 。

$$X_0(t) = \pm w(0) \cdot a(t - \Delta T) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot (t - \Delta T)) \quad \dots\dots (1)$$

另外，作为固定延迟部 14，优选可以通过时钟高精度地可变控制延迟时间的电荷耦合元件或取样保持电路那样的部件。 $2\pi \cdot f_1 \cdot \Delta T = \pi/2$ ，如果近似为  $a(t - \Delta T) \approx a(t)$ ，则 (1) 式可以表示为如下。

$$X_0(t) = \pm w(0) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - \pi/2) \quad \dots\dots (2)$$

固定延迟部 14 的输出信号  $X_0(t)$  与可变振幅部 11 的输出信号  $X_1(t)$  在加法运算部 15 中相加，成为子波束形成器的输出信号  $Z_0(t)$ 。该子波束形成器的输出信号，在例如为  $w(0) = 0$ 、 $w(1) = 1$ ，并且放大部 8 的非反向输出与可变振幅部 11 连接的情况下，成为如下。

$$Z_0(t) \approx a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t) \quad \dots\dots (3)$$

此外，在  $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$ ，并且放大部 8 的非反向输出与可变振幅部 10 连接、放大部 8 的非反向输出与可变振幅部 11 连接的情况下，成为如下。

$$Z_0(t) \approx a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - \pi/4) \quad \dots\dots (4)$$

此外，在  $w(0) = 1$ 、 $w(1) = 0$ ，并且放大部 8 的非反向输出与可

变振幅部 10 连接的情况下，成为如下。

$$Z_0(t) \approx a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - \pi/2) \quad \dots\dots (5)$$

此外，在  $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$ ，并且放大部 8 的非反向输出与可变振幅部 10 连接、放大部 8 的反向输出与可变振幅部 11 连接的情况下，成为如下。

$$Z_0(t) \approx a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - 3\pi/4) \quad \dots\dots (6)$$

此外，在  $w(0) = 0$ 、 $w(1) = 1$ ，并且放大部 8 的反向输出与可变振幅部 11 连接的情况下，成为如下。

$$Z_0(t) \approx a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - \pi) \quad \dots\dots (7)$$

此外，在  $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$ ，并且放大部 8 的反向输出与可变振幅部 10 连接、放大部 8 的反向输出与可变振幅部 11 连接的情况下，成为如下。

$$Z_0(t) \approx a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - 5\pi/4) \quad \dots\dots (8)$$

此外，在  $w(0) = 1$ 、 $w(1) = 0$ ，并且放大部 8 的反向输出与可变振幅部 10 连接的情况下，成为如下。

$$Z_0(t) \approx a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - 3\pi/2) \quad \dots\dots (9)$$

此外，在  $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$ ，并且放大部 8 的反向输出与可变振幅部 10 连接、放大部 8 的非反向输出与可变振幅部 11 连接的情况下，成为如下。

$$Z_0(t) \approx a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - 7\pi/4) \quad \dots\dots (10)$$

这样，可以控制振子 1 的接收信号  $a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$  的相位  $\phi_a$ 。

接着，对于振子 2 的接收信号  $b(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ ，可变振幅部 12 产生系数  $w(2)$ 、可变振幅部 13 产生系数  $w(3)$ ，在还考虑振子 1 的接收信号的情况下，加法运算部 15 的输出信号为，

$$\begin{aligned} Z_0(t) \approx & a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t + \phi_a) \\ & + b(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t + \phi_b) \quad \dots\dots (11) \end{aligned}$$

还能够控制振子 2 的接收信号  $b(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$  的相位  $\phi_b$ ，能够

将子阵列 5 的振子 1、2 的接收信号在子波束形成器 16 中定相相加。另外，在 (11) 式中，示出了通过相位的控制的定相相加，但是因为实际上有固定延迟部 14 的接收信号的延迟，所以可以进行更好的定相相加。

同样，能够将子阵列 6 的振子 3、4 的接收信号在子波束形成器 17 中定相相加。子波束形成器 16 和子波束形成器 17 的输出信号在主波束形成器 18 中延迟相加。这样，形成 2 维阵列 7 的振子 1~4 的接收信号的波束。

如上所述，根据本发明的第 1 实施方式的超声波诊断装置，通过设置由放大部 8、9、交叉点切换单元 81、91、可变振幅部 10~13、固定延迟部 14、和加法运算部 15 构成的子波束形成器 16，能够将接收信号高精度地定相相加。

## (第 2 实施方式)

图 2 是表示有关本发明的第 2 实施方式的超声波诊断装置中的接收部的子波束形成器的内部结构例的框图。另外，在本实施方式中用图 2 所示的子波束形成器 26 替换在第 1 实施方式的说明中参照的图 1 所示的子波束形成器 16。其它结构与第 1 实施方式相同。

在图 2 中，放大部 8、9 分别输出接收信号的非反向输出信号 (+)、反向输出信号 (-)。可变振幅部 10、11 经由交叉点切换单元 81 与放大部 8 连接，可变振幅部 12、13 经由交叉点切换单元 91 与放大部 9 连接。将可变振幅部 10、12 的输出信号相加，将该相加后的信号 (第 1 信号) 供给到可变延迟部 24 中。将可变振幅部 11、13 的输出信号相加，将该相加后的信号 (第 2 信号) 在加法运算部 15 中与可变延迟部 24 的输出信号相加。由放大部 8、9、交叉点切换单元 81、91、可变振幅部 10、11、12、13、可变延迟部 24、和加法运算部 15 构成子波束形成器 26。

接着，说明如上构成的超声波诊断装置的动作。

首先，在基波影像模式中，接收信号的频率是  $f_1$ ，可变延迟部 24 将接收信号的 1 周期  $T_1 = 1/f_1$  的  $1/4$  的延迟时间  $\Delta T = T_1/4$  赋予将来自可变

振幅部 10、12 的信号相加后的信号中，在加法运算部 15 中，按照在第 1 实施方式中的说明的式 (1) ~ (11) 进行振子 1、2 的接收信号的定相相加。

接着，在高次谐波影像模式中，接收信号的频率是  $f_2$ ，可变延迟部 24 将接收信号的 1 周期  $T_2 = 1/f_2$  的  $1/4$  的延迟时间  $\Delta T = T_2/4$  赋予将来自可变振幅部 10、12 的信号相加后的信号中，在加法运算部 15 中，按照在第 1 实施方式中的说明的式 (1) ~ (11) 进行振子 1、2 的接收信号的定相相加。

如上所述，根据本发明的第 2 实施方式的超声波诊断装置，通过设置可变延迟部 24，可以根据接收信号的中心频率改变延迟时间，可以分别显示基波影像和高次谐波影像。

### (第 3 实施方式)

图 3 是表示有关本发明的第 3 实施方式的超声波诊断装置的接收部的子波束形成器的内部结构例的框图。另外，在本实施方式中用图 3 所示的子波束形成器 36 替换在第 1 实施方式的说明中参照的图 1 所示的子波束形成器 16。其它结构与第 1 实施方式相同。

在图 3 中，放大部 8、9 分别输出接收信号的非反向输出信号 (+)、反向输出信号 (-)。可变振幅部 10、11 经由交叉点切换单元 81 与放大部 8 连接，可变振幅部 12、13 经由交叉点切换单元 91 与放大部 9 连接。将可变振幅部 10、12 的输出信号相加，将该相加后的信号 (第 1 信号) 供给到移相器 34 中。此外，将可变振幅部 11、13 的输出信号相加，将该相加后的信号 (第 2 信号) 在加法运算部 15 中与移相器 34 的输出信号相加。由放大部 8、9、交叉点切换单元 81、91、可变振幅部 10、11、12、13、移相器 34、和加法运算部 15 构成子波束形成器 36。

接着，说明如上构成的超声波诊断装置的动作。

振子 1、2 的接收信号的频率是  $f_1$ ，移相器 34 将移相赋予可变振幅部 10、12 的输出信号中，以使接收信号的移相  $90$  度 ( $\pi/2$ )，在加法运

算部 15 中,按照在第 1 实施方式中的说明的式(2)~(11)进行振子 1、2 的接收信号的定相相加。

图 4 是表示移相器 34 的内部结构例的详细框图。

在图 4 中,移相器 34 设置 2 级具有 45 度的移相量的移相电路而构成。可变振幅部 10、12 的输出信号被放大部 41 放大,通过由电容器 42 和电阻 43 构成的第 1 级的移相电路将移相 $-45$ 度。经由该第 1 级的移相电路的信号被放大部 44 放大,通过由电容器 45 和电阻 46 构成的第 2 级的移相电路被移相 $-45$ 度,被放大部 47 放大而输出到加法运算部 15 中。放大部 47 的输出信号相对于放大部 41 的输出信号,相位被移动了 $-90$ 度。

如上所述,根据本发明的第 3 实施方式的超声波诊断装置,通过将一个移相器 34 设置在各子波束形成器中,可以对接收信号高精度地进行定相相加。进而,因为不使用电感器而实现 90 度的相位差,所以在小型化及噪音方面是有利的。

#### (第 4 实施方式)

图 5 是表示本发明的第 4 实施方式的超声波诊断装置的接收部的一结构例的框图。

在图 5 中,振子 1~4 由电声变换元件构成,将回声信号变换为接收信号。由振子 1 和 2 构成子阵列 5,由振子 3 和 4 构成子阵列 6,由子阵列 5 和子阵列 6 构成 2 维阵列 7。放大部 8、9 分别输出接收信号的非反向输出信号(+)、反向输出信号(-)。可变振幅部 10、11 经由交叉点切换单元 81 与放大部 8 连接,可变振幅部 12、13 经由交叉点切换单元 91 与放大部 9 连接。将可变振幅部 10、12 的输出信号相加而成为相加输出信号  $Y_0(t)$  (第 1 信号)。将可变振幅部 11、13 的输出信号相加而成为相加输出信号  $Y_1(t)$  (第 2 信号)。由放大部 8、9、交叉点切换单元 81、91、和可变振幅部 10、11、12、13 构成并列加法运算部 27。

此外,来自振子 3、4 的接收信号被输入到并列加法运算部 28 中。

并列加法运算部 28 的内部结构与并列加法运算部 27 的内部结构相同。

并列加法运算部 27 和 28 的非反向相加输出信号在第 1 主波束形成器 51 中被延迟相加。并列加法运算部 27 和 28 的反向相加输出信号在第 2 主波束形成器 53 中被延迟相加。第 1 主波束形成器 51 的输出信号在延迟部 52 中被延迟。延迟部 52 和第 2 主波束形成器 53 的输出信号在加法运算部 54 中相加，将加法运算部 54 的输出信号在信号处理部 55 中作为图像信号进行信号处理。来自信号处理部 55 的图像信号在显示部 56 上显示。

接着，说明如上构成的超声波诊断装置的动作。

首先，振子 1 产生接收信号  $a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ 。这里， $t$  是时间， $a(t)$  是接收信号的包络线， $f_1$  是接收信号的中心频率。放大器 8 输出非反向输出信号  $a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$  以及反向输出信号  $-a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ 。通过交叉点切换单元 81 的状态，可变振幅部 10 将系数  $w(0)$  与非反向输出信号、或反向输出信号相乘，输出  $Y_0(t) = \pm w(0) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ 。通过交叉点切换单元 91 的状态，可变振幅部 11 将系数  $w(1)$  与非反向输出信号、或反向输出信号相乘，输出  $Y_1(t) = \pm w(1) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ 。

可变振幅部 10 的相加后的输出信号以及可变振幅部 11 的相加后的输出信号分别在第 1 主波束形成器 51 以及第 2 主波束形成器 53 中被赋予相同的延迟时间  $\delta$ ，所以，在第 1 主波束形成器 51、第 2 主波束形成器 53 中，各输出  $Y_0(t)$ 、 $Y_1(t)$  的相位关系没有改变。

在延迟部 52 中，因为将接收信号的 1 周期  $T_1 = 1/f_1$  的  $1/4$  的延迟时间  $\Delta T = T_1/4$  赋予第 1 主波束形成器 51 的输出信号，所以输出信号  $Y_0(t)$  比  $Y_1(t)$  移相  $-\pi/2$ 。如果将具有这样的相位关系的延迟部 52 的输出信号、和第 2 主波束形成器 53 的输出信号在加法运算部 54 中相加，则如第 1 实施方式中说明的式 (3) ~ (11) 所示，能够将子阵列 5 的振子 1、2 的接收信号定相相加。同样，也能够将子阵列 6 的振子 3、4 的接收信号定相相加。这样，形成 2 维阵列 7 的振子 1~4 的接收信号的波

束。

另外，在以上的说明中，说明了对第 1 主波束形成器 51 的输出信号设置延迟部 52 的例子，但是，如图 6 所示，对第 1 主波束形成器 51 的输出信号设置移相器 62，也能够同样地实施。

如上所述，根据本发明的第 4 实施方式的超声波诊断装置，通过设置并列加法运算部 27、28、第 1 主波束形成器 51、第 2 主波束形成器 53、和延迟部 52，可以更对接收信号高精度地进行定相相加。

#### 产业上的可利用性

有关本发明的超声波诊断装置具有可以对来自 2 维排列的电声变换器的接收信号高精度地进行定相的优点，作为具有 2 维阵列、3 维地扫描被检查体的超声波诊断装置等是有实用性，可以适用于医疗等用途。

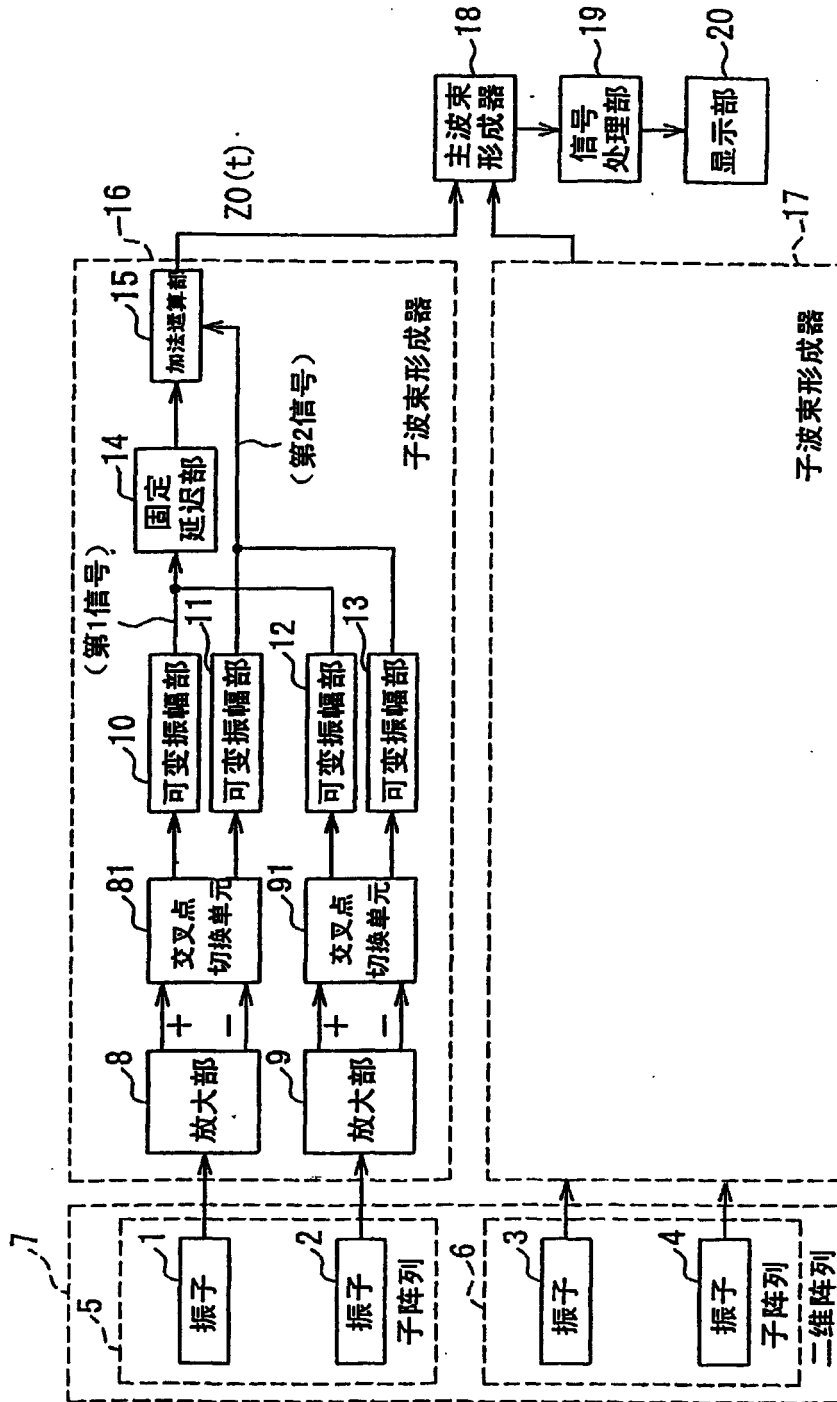


图1A

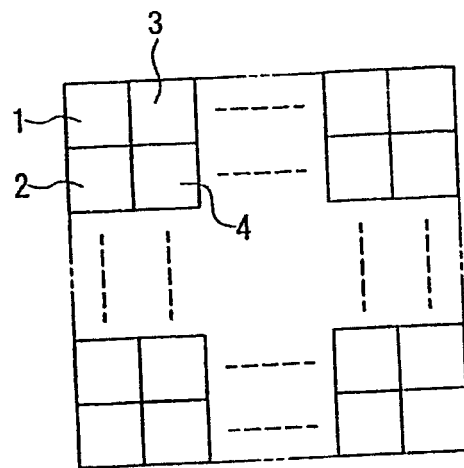


图1B

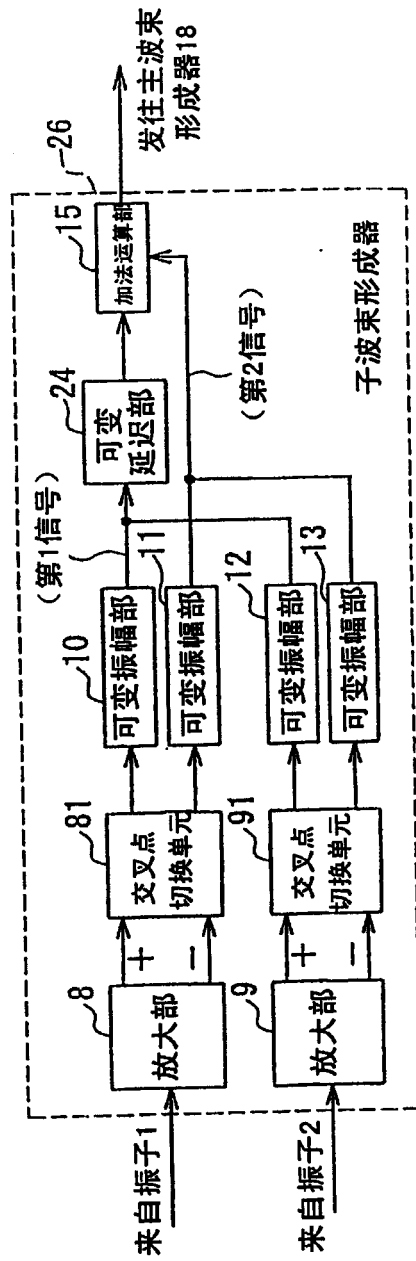


图2

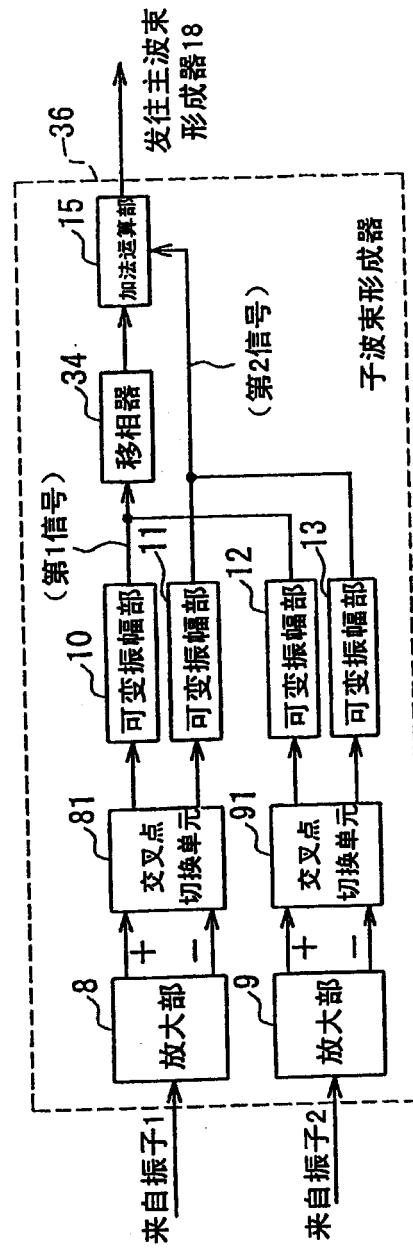


图3

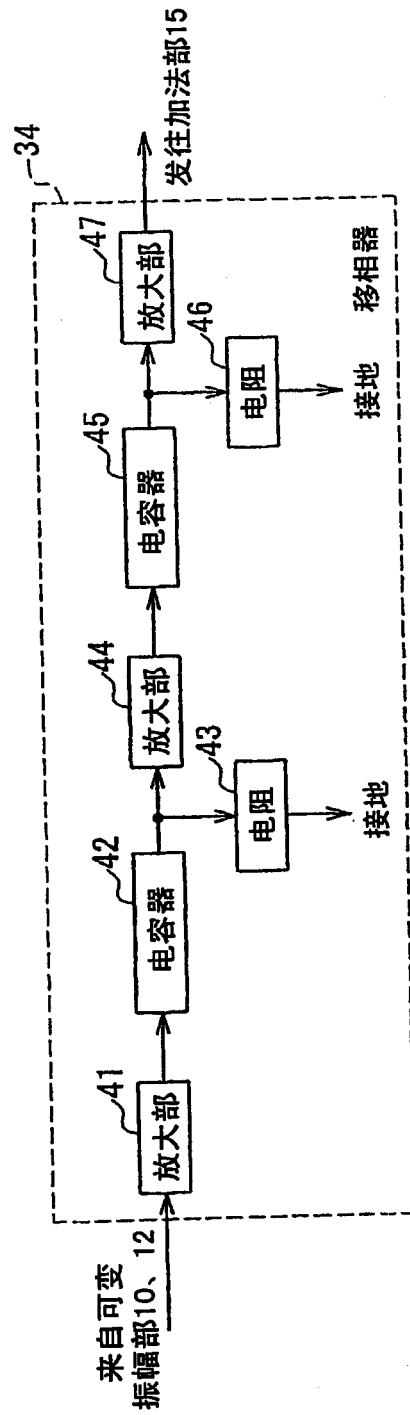


图4

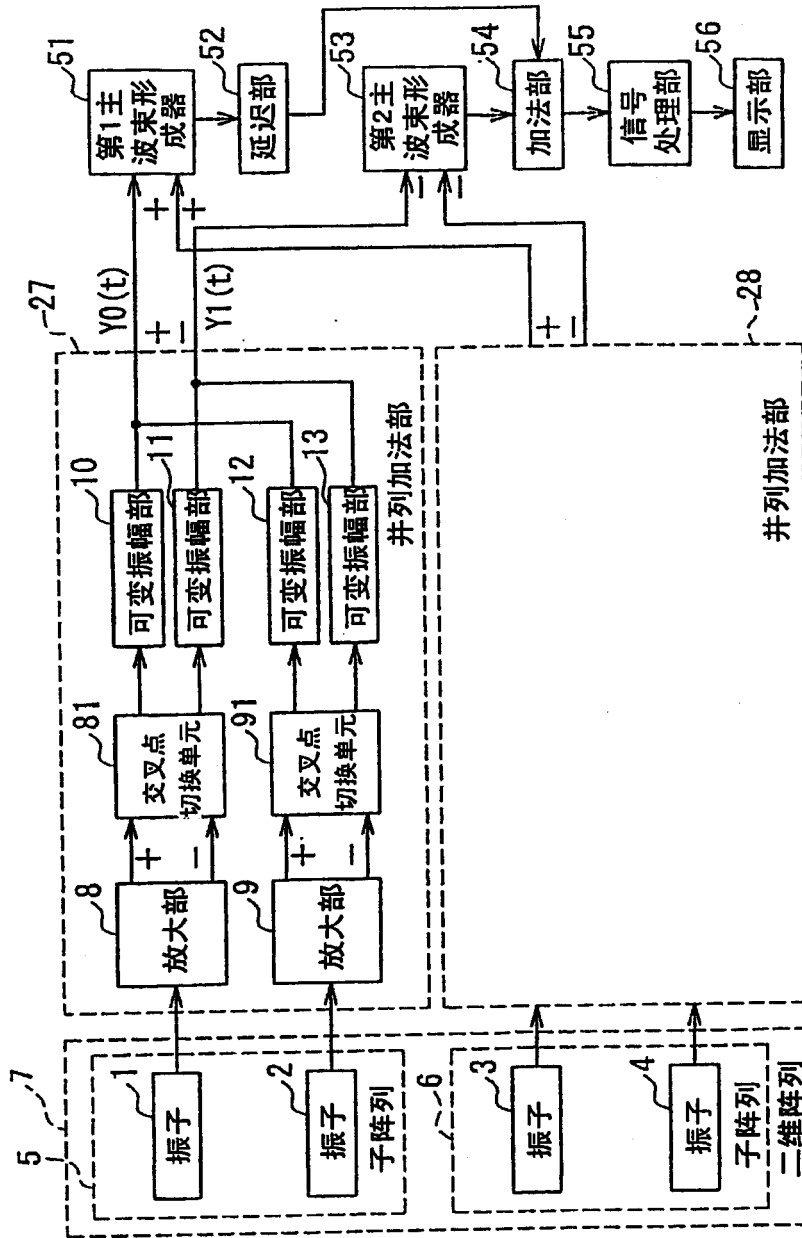


图5

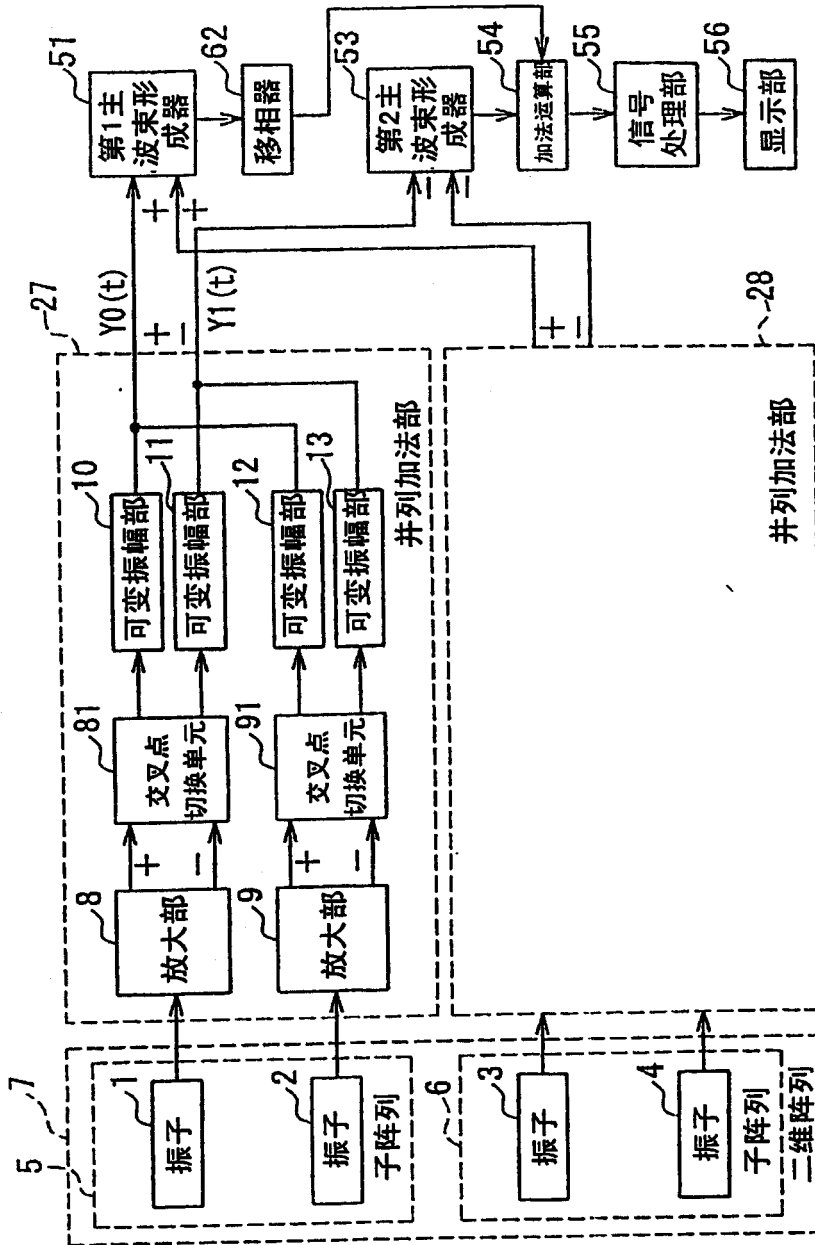


图6

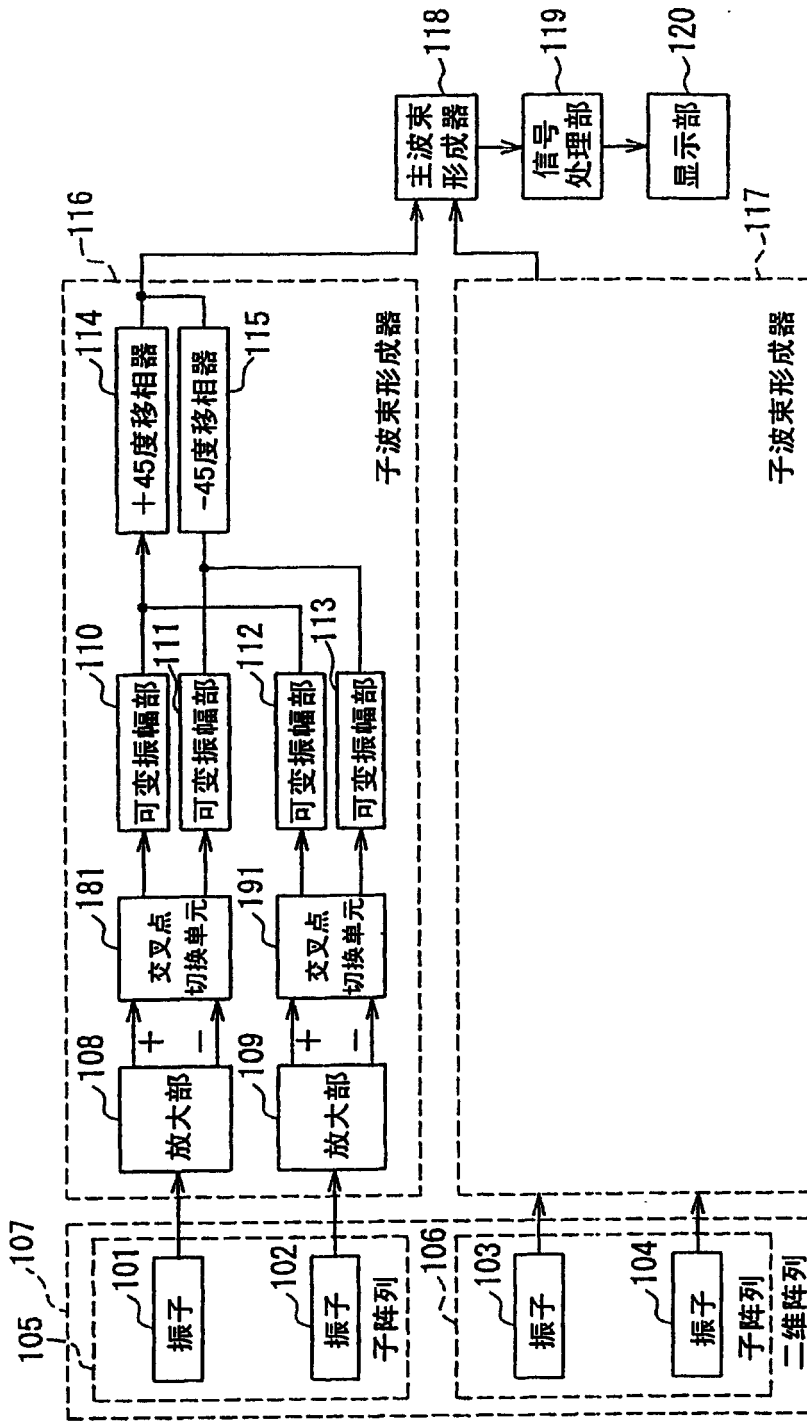


图7

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN1856274A</a>	公开(公告)日	2006-11-01
申请号	CN200480027685.3	申请日	2004-03-08
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)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	福喜多博		
发明人	福喜多博		
IPC分类号	A61B8/00 G10K11/34		
CPC分类号	G10K11/346		
代理人(译)	胡建新		
优先权	2003336108 2003-09-26 JP		
其他公开文献	CN100431499C		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种可以对来自2维排列的电声变换器的接收信号进行定相的超声波诊断装置。设有：子波束形成器(16)，具有放大振子(1、2)的接收信号的放大部(8、9)、进行放大部的反向输出信号及非反向输出信号的振幅控制的可变振幅部(10~13)、将接收信号的1周期的1/4的延迟时间赋予可变振幅部的相加信号的固定延迟部(14)、和将可变振幅部的相加信号和固定延迟部的输出信号相加的加法运算部(15)；子波束形成器(17)，具有与子波束形成器(16)相同的结构；由主波束形成器(18)对子波束形成器(16、17)的输出信号进行延迟相加。

