

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-102717

(P2005-102717A)

(43) 公開日 平成17年4月21日(2005.4.21)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2003-336108 (P2003-336108)  
 (22) 出願日 平成15年9月26日(2003.9.26)

(71) 出願人 000005821  
 松下電器産業株式会社  
 大阪府門真市大字門真1006番地  
 (74) 代理人 110000040  
 特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ  
 (72) 発明者 福喜多 博  
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内  
 Fターム(参考) 4C601 BB03 EE01 GB06 HH21 JB05 JB09 JB45

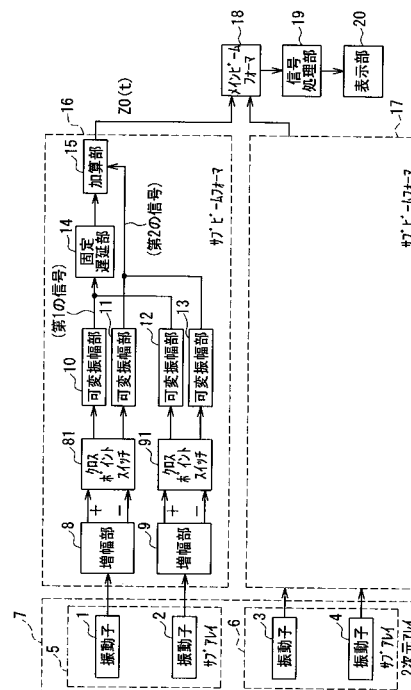
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 2次元に配列された電気音響変換器からの受信信号を高精度で整相できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 振動子1、2の受信信号を増幅する増幅部8、9と、増幅部8、9の反転出力信号及び非反転出力信号の振幅制御を行う可変振幅部10~13と、可変振幅部10、12の加算信号に、受信信号の1周期の1/4の遅延時間を与える固定遅延部14と、可変振幅部11、13の加算信号と固定遅延部14の出力信号を加算する加算部15とを有するサブビームフォーマ16と、振動子3、4の受信信号に対する、サブビームフォーマ16と同様の構成を有するサブビームフォーマ17とを設け、サブビームフォーマ16、17の出力信号をメインビームフォーマ18で遅延加算する。

【選択図】 図1A



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも 2 次元に配列されて成る電気音響変換手段と、

前記サブアレイ単位で設けられ、前記サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、前記サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第 1 の信号と振幅制御し加算された第 2 の信号を得、内部に設けられた遅延手段により、第 1 の信号と第 2 の信号との間に、受信信号の 1 周期の  $1/4$  に相当する遅延時間差を与え、遅延時間差が与えられた第 1 の信号と第 2 の信号を加算するサブビームフォーマと、

10

前記サブビームフォーマから出力される信号を遅延加算するメインビームフォーマとを備えた超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記遅延手段は、前記遅延時間差を受信信号の基本波の 1 周期の  $1/4$  相当、または受信信号の高調波の 1 周期の  $1/4$  相当に切り替え可能である請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記遅延手段は、前記第 1 の信号または前記第 2 の信号の一方に対し、受信信号の 1 周期の  $1/4$  に相当する遅延時間を与える請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも 2 次元に配列されて成る電気音響変換手段と、

20

前記サブアレイ単位で設けられ、前記サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、前記サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第 1 の信号と振幅制御し加算された第 2 の信号を得、内部に設けられた位相シフト手段により、第 1 の信号または第 2 の信号の一方に対して所定の位相シフト量を与え、前記所定の位相シフト量が与えられた第 1 の信号または第 2 の信号を互いに加算するサブビームフォーマと、

前記サブビームフォーマから出力される信号を遅延加算するメインビームフォーマとを備えた超音波診断装置。

30

## 【請求項 5】

前記位相シフト手段は、 $45$  度の位相シフト量を有する位相シフト回路を 2 段設けて構成され、前記 2 段の位相シフト回路はコンデンサーと抵抗を含んで構成される請求項 4 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも 2 次元に配列されて成る電気音響変換手段と、

前記サブアレイ単位で設けられ、前記サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、前記サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第 1 の信号と振幅制御し加算された第 2 の信号を得る並列加算手段と、

40

前記並列加算手段により加算された第 1 の信号を遅延加算する第 1 のメインビームフォーマと、

前記並列加算手段により加算された第 2 の信号を遅延加算する第 2 のメインビームフォーマと、

前記第 1 のメインビームフォーマの出力信号と前記第 2 のメインビームフォーマの出力信号との間に、受信信号の 1 周期の  $1/4$  に相当する遅延時間差を与える遅延手段と、

前記遅延手段により遅延時間差が与えられた前記第 1 のメインビームフォーマの出力信号と前記第 2 のメインビームフォーマの出力信号を加算する加算手段とを備えた超音波診断装置。

50

## 【請求項 7】

複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも 2 次元に配列されて成る電気音響変換手段と、

前記サブアレイ単位で設けられ、前記サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、前記サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第 1 の信号と振幅制御し加算された第 2 の信号を得る並列加算手段と、

前記並列加算手段により加算された第 1 の信号を遅延加算する第 1 のメインビームフォーマと、

前記並列加算手段により加算された第 2 の信号を遅延加算する第 2 のメインビームフォーマと、 10

前記第 1 のメインビームフォーマの出力信号と前記第 2 のメインビームフォーマの出力信号との間に、90 度の位相差を与える位相シフト手段と、

前記位相シフト手段により 90 度の位相差が与えられた前記第 1 のメインビームフォーマの出力信号と前記第 2 のメインビームフォーマの出力信号を加算する加算手段とを備えた超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、振動子が配列された 2 次元アレイを有し、被検体を 3 次元的に走査する超音波診断装置に関するものである。 20

## 【背景技術】

## 【0002】

従来 of 超音波診断装置は、図 7 に示すように、振動子 101、102 から成るサブアレイ 105 と、振動子 103、104 から成るサブアレイ 106 とが 2 次元に配列された 2 次元アレイ 107 を有する。サブアレイ 105 を構成する振動子 101、102 からの受信信号は、それぞれ、増幅部 108、109 に入力され、増幅部 108、109 は、非反転出力信号 (+) および反転出力信号 (-) を出力する。増幅部 108 からの非反転出力信号 (+) および反転出力信号 (-) は、クロスポイントスイッチ 181 を介して、それぞれ可変振幅部 110、111 に供給され、それらの出力信号が加算されて、+45 度位相シフタ 114 に入力される。 30

## 【0003】

また、増幅部 109 からの非反転出力信号 (+) および反転出力信号 (-) は、クロスポイントスイッチ 191 を介して、それぞれ可変振幅部 112、113 に供給され、それらの出力信号が加算されて、-45 度位相シフタ 115 に入力される。

## 【0004】

+45 度位相シフタ 114 と -45 度位相シフタ 115 の出力信号は加算され、メインビームフォーマ 118 に入力される。ここで、増幅部 108、109 と、クロスポイントスイッチ 181、191 と、可変振幅部 110、111、112、113 と、+45 度位相シフタ 114 と、-45 度位相シフタ 115 とからサブビームフォーマ 116 が構成される。 40

## 【0005】

また、サブアレイ 106 を構成する振動子 103、104 からの受信信号は、サブビームフォーマ 117 に入力される。サブビームフォーマ 117 の内部構成は、サブビームフォーマ 116 の内部構成と同じである。サブビームフォーマ 116 と 117 からの信号は、メインビームフォーマで遅延加算され、信号処理部 119 で信号処理が施されて画像信号に変換され、表示部 120 に表示される。

## 【0006】

上記のサブビームフォーマ構成において、クロスポイントスイッチ 181、191 と可変振幅部 110 ~ 113 により受信信号の振幅を制御することで受信信号の位相を制御し 50

、サブアレイ内の振動子からの受信信号の整相を行っている（例えば、特許文献1参照）。

【特許文献1】米国特許第6,013,032号明細書（第8-10欄、第6図、第7図、第9図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来の超音波診断装置においては、受信信号の位相シフトを行うために、2チャンネルの $\pm 45$ 度（ $\pm / 4$ ）の位相シフトが用いられ、位相を精度良く調整することが困難である、という問題があった。

【0008】

本発明は、従来の問題を解決するためになされたもので、精度良く受信信号を整相することのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

前記の目的を達成するため、本発明に係る第1の超音波診断装置は、複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも2次元に配列されて成る電気音響変換手段と、サブアレイ単位で設けられ、サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第1の信号と振幅制御し加算された第2の信号を得、内部に設けられた遅延手段により、第1の信号と第2の信号との間に、受信信号の1周期の $1/4$ に相当する遅延時間差を与え、遅延時間差が与えられた第1の信号と第2の信号を加算するサブビームフォーマと、サブビームフォーマから出力される信号を遅延加算するメインビームフォーマとを含んで構成される。

【0010】

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

【0011】

また、本発明に係る第1の超音波診断装置において、遅延手段は、遅延時間差を受信信号の基本波の1周期の $1/4$ 相当、または受信信号の高調波の1周期の $1/4$ 相当に切り替え可能である。

【0012】

この構成により、基本波映像の表示と高調波映像の表示の切り替えが可能となる。

【0013】

さらに、本発明に係る第1の超音波診断装置において、遅延手段は、第1の信号または第2の信号の一方に対し、受信信号の1周期の $1/4$ に相当する遅延時間を与える。

【0014】

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

【0015】

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第2の超音波診断装置は、数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも2次元に配列されて成る電気音響変換手段と、サブアレイ単位で設けられ、サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第1の信号と振幅制御し加算された第2の信号を得、内部に設けられた位相シフト手段により、第1の信号または第2の信号の一方に対して所定の位相シフト量を与え、所定の位相シフト量を与えられた第1の信号または第2の信号を互いに加算するサブビームフォーマと、サブビームフォーマから出力される信号を遅延加算するメインビームフォーマとを含んで構成される。

【0016】

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

【0017】

10

20

30

40

50

また、本発明に係る第2の超音波診断装置において、位相シフト手段は、45度の位相シフト量を有する位相シフト回路を2段設けて構成され、2段の位相シフト回路はコンデンサーと抵抗を含んで構成される。

【0018】

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

【0019】

また、前記の目的を達成するため、本発明に係る第3の超音波診断装置は、複数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも2次元に配列されて成る電気音響変換手段と、サブアレイ単位で設けられ、サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第1の信号と振幅制御し加算された第2の信号を得る並列加算手段と、並列加算手段により加算された第1の信号を遅延加算する第1のメインビームフォーマと、並列加算手段により加算された第2の信号を遅延加算する第2のメインビームフォーマと、第1のメインビームフォーマの出力信号と第2のメインビームフォーマの出力信号との間に、受信信号の1周期の1/4に相当する遅延時間差を与える遅延手段と、遅延手段により遅延時間差が与えられた第1のメインビームフォーマの出力信号と第2のメインビームフォーマの出力信号を加算する加算手段とを含んで構成される。

10

【0020】

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

20

【0021】

さらに、前記の目的を達成するため、本発明に係る第4の超音波診断装置は、数の電気音響変換素子より構成されたサブアレイが複数個少なくとも2次元に配列されて成る電気音響変換手段と、サブアレイ単位で設けられ、サブアレイ内の電気音響変換素子からの受信信号に対して互いに極性の異なる信号を生成し、サブアレイ内の各電気音響変換素子の互いに極性の異なる信号を振幅制御し加算された第1の信号と振幅制御し加算された第2の信号を得る並列加算手段と、並列加算手段により加算された第1の信号を遅延加算する第1のメインビームフォーマと、並列加算手段により加算された第2の信号を遅延加算する第2のメインビームフォーマと、第1のメインビームフォーマの出力信号と第2のメインビームフォーマの出力信号との間に、90度の位相差を与える位相シフト手段と、位相シフト手段により90度の位相差が与えられた第1のメインビームフォーマの出力信号と第2のメインビームフォーマの出力信号を加算する加算手段とを含んで構成される。

30

【0022】

この構成により、受信信号を高精度で整相することができる。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、2次元に配列された電気音響変換器からの受信信号を高精度で整相することのできる超音波診断装置を提供できる、という格別な効果を奏する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

40

【0025】

(第1の実施の形態)

図1Aは、本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部の一構成例を示すブロック図である。

【0026】

図1Aにおいて、振動子1~4は、電気音響変換素子で構成され、音響エコー信号を受信信号に変換する。振動子1と振動子2とでサブアレイ5が、振動子3と振動子4とでサブアレイ6が、サブアレイ5とサブアレイ6とで2次元アレイ7が構成される。なお、図1Aには、振動子1~4しか例示していないが、実際には、図1Bに示すように、多数の

50

振動子が 2 次元に配列される。

【 0 0 2 7 】

増幅部 8、9 はそれぞれ振動子 1、2 からの受信信号の非反転出力信号 (+)、反転出力信号 (-) を出力する。可変振幅部 10、11 は、クロスポイントスイッチ 81 を介して増幅部 8 に、可変振幅部 12、13 は、クロスポイントスイッチ 91 を介して増幅部 9 に接続される。可変振幅部 10、12 の出力信号は加算され、この加算された信号 (第 1 の信号) は固定遅延部 14 に供給される。また、可変振幅部 11、13 の出力信号は加算され、この加算された信号 (第 2 の信号) は、加算部 15 において固定遅延部 14 の出力信号と加算される。増幅部 8、9 と、クロスポイントスイッチ 81、91 と、可変振幅部 10、11、12、13 と、固定遅延部 14 と、加算部 15 とからサブビームフォーマ 16 が構成される。 10

【 0 0 2 8 】

また、振動子 3、4 からの受信信号は、サブビームフォーマ 17 に入力される。サブビームフォーマ 17 の内部構成は、サブビームフォーマ 16 の内部構成と同じである。

【 0 0 2 9 】

サブビームフォーマ 16、17 の出力信号はメインビームフォーマ 18 において遅延加算される。メインビームフォーマ 18 の出力信号は信号処理部 19 において画像信号として信号処理される。信号処理部 19 からの画像信号は表示部 20 に表示される。

【 0 0 3 0 】

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。 20

【 0 0 3 1 】

まず、振動子 1 は、受信信号  $a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$  を発生する。ここで、 $t$  は時間、 $a(t)$  は受信信号の包絡線、 $f_1$  は受信信号の中心周波数である。増幅器 8 は、非反転出力信号  $a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$ 、反転出力信号  $-a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$  を出力する。クロスポイントスイッチ 81 における非反転出力と反転出力の接続状態により、可変振幅部 10 は、係数  $w(0)$  を非反転出力信号、あるいは反転出力信号に乘じ、 $\pm w(0) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$  を出力する。また、クロスポイントスイッチ 81 における非反転出力と反転出力の接続状態により、可変振幅部 11 は、係数  $w(1)$  を非反転出力信号、あるいは反転出力信号に乘じ、 $X_1(t) = \pm w(1) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t)$  を出力する。固定遅延部 14 は、受信信号の 1 周期  $T_1 = 1/f_1$  の  $1/4$  の遅延時間  $T = T_1/4$  の遅延時間を可変振幅部 10 の出力信号に与え、クロスポイントスイッチ 81 の接続状態により次式に示す出力信号  $X_0(t)$  を生成する。 30

【 0 0 3 2 】

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

なお、固定遅延部 14 としては、クロックにより遅延時間が高精度に可変制御できる電荷結合素子やサンプルホールド回路のような部品が望ましい。 $2\pi \cdot f_1 \cdot T = \pi/2$  であり、 $a(t - T) \approx a(t)$  と近似すれば、(1) 式は、

$$X_0(t) = \pm w(0) \cdot a(t) \cos(2\pi \cdot f_1 \cdot t - \pi/2) \quad \dots (2) \quad 40$$

と表せる。固定遅延部 14 の出力信号  $X_0(t)$  は、可変振幅部 11 の出力信号  $X_1(t)$  と加算部 15 において加算され、サブビームフォーマ出力信号  $Z_0(t)$  となる。このサブビームフォーマ出力信号は、例えば  $w(0) = 0$ 、 $w(1) = 1$  であり、かつ可変振幅部 11 に増幅部 8 の非反転出力が接続される場合、

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

となる。

【 0 0 3 3 】

また、 $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$  であり、かつ可変振幅部 10 に増幅部 8 の非反転出力が接続され、可変振幅部 11 に増幅部 8 の非反転出力が接続される場合、 50

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

となる。

【0034】

また、 $w(0) = 1$ 、 $w(1) = 0$ であり、かつ可変振幅部10に増幅部8の非反転出力が接続される場合、

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

となる。

【0035】

また、 $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$ であり、かつ可変振幅部10に増幅部8の非反転出力が接続され、可変振幅部11に増幅部8の反転出力が接続される場合、

10

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

となる。

【0036】

また、 $w(0) = 0$ 、 $w(1) = 1$ であり、かつ可変振幅部11に増幅部8の反転出力が接続される場合、

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

となる。

【0037】

また、 $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$ であり、かつ可変振幅部10に増幅部8の反転出力が接続され、可変振幅部11に増幅部8の反転出力が接続される場合、

20

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

となる。

【0038】

また、 $w(0) = 1$ 、 $w(1) = 0$ であり、かつ可変振幅部10に増幅部8の反転出力が接続される場合、

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

となる。

【0039】

また、 $w(0) = 0.71$ 、 $w(1) = 0.71$ であり、かつ可変振幅部10に増幅部8の反転出力が接続され、可変振幅部11に増幅部8の非反転出力が接続される場合、

30

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

となる。

このようにして、振動子1の受信信号  $a(t) \cos(2 \cdot f_1 \cdot t)$  の位相  $a$  を制御できる。

【0040】

次に、振動子2の受信信号  $b(t) \cos(2 \cdot f_1 \cdot t)$  に対し、可変振幅部12が係数  $w(2)$ 、可変振幅部13が係数  $w(3)$  を発生し、振動子1の受信信号も考慮した場合、加算部15の出力信号は、

$$Z_0(t) = a(t) \cos(2 \cdot f_1 \cdot t + \quad a) + b(t) \cos(2 \cdot f_1 \cdot t + \quad b) \quad \dots (11)$$

となり、振動子2の受信信号  $b(t) \cos(2 \cdot f_1 \cdot t)$  の位相  $b$  も制御でき、サブアレイ5の振動子1、2の受信信号がサブビームフォーマ16において整相加算できる。なお、(11)式には、位相の制御による整相加算を示したが、実際には固定遅延部14による受信信号の遅延があるため、より優れた整相加算が行われる。

【0041】

同様にして、サブアレイ6の振動子3、4の受信信号がサブビームフォーマ17において整相加算できる。サブビームフォーマ16とサブビームフォーマ17の出力信号はメインビームフォーマ18において遅延加算される。このようにして、2次元アレイ7の振動子1～4の受信信号がビームフォームされる。

【0042】

以上のように、本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置によれば、増幅部 8、9 と、クロスポイントスイッチ 8 1、9 1 と、可変振幅部 1 0 ~ 1 3 と、固定遅延部 1 4 と、加算部 1 5 とから構成されるサブビームフォーマ 1 6 を設けることにより、高精度に受信信号を整相加算することができる。

【 0 0 4 3 】

( 第 2 の実施の形態 )

図 2 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部のサブビームフォーマの内部構成例を示すブロック図である。なお、本実施の形態は、第 1 の実施の形態の説明で参照した図 1 に示すサブビームフォーマ 1 6 を、図 2 に示すサブビームフォーマ 2 6 で置き換えたものである。その他の構成は、第 1 の実施の形態と同様である。

10

【 0 0 4 4 】

図 2 において、増幅部 8、9 はそれぞれ受信信号の非反転出力信号 (+)、反転出力信号 (-) を出力する。可変振幅部 1 0、1 1 はクロスポイントスイッチ 8 1 を介して増幅部 8 に、可変振幅部 1 2、1 3 はクロスポイントスイッチ 9 1 を介して増幅部 9 に接続される。可変振幅部 1 0、1 2 の出力信号は加算され、この加算された信号 ( 第 1 の信号 ) は可変遅延部 2 4 に供給される。可変振幅部 1 1、1 3 の出力信号は加算され、この加算された信号 ( 第 2 の信号 ) は加算部 1 5 において可変遅延部 2 4 の出力信号と加算される。増幅部 8、9 と、クロスポイントスイッチ 8 1、9 1 と、可変振幅部 1 0、1 1、1 2、1 3 と、可変遅延部 2 4 と、加算部 1 5 とからサブビームフォーマ 2 6 が構成される。

【 0 0 4 5 】

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。

20

【 0 0 4 6 】

まず、基本波映像モードにおいて、受信信号の周波数は  $f_1$  であり、可変遅延部 2 4 は、受信信号の 1 周期  $T_1 = 1 / f_1$  の  $1 / 4$  の遅延時間  $T = T_1 / 4$  を可変振幅部 1 0、1 2 からの信号を加算した信号に与え、加算部 1 5 において、振動子 1、2 の受信信号の整相加算を、第 1 の実施の形態で説明した式 ( 1 ) ~ ( 1 1 ) に従って行う。

【 0 0 4 7 】

次に、高調波映像モードにおいて、受信信号の周波数は  $f_2$  であり、可変遅延部 2 4 は、受信信号の 1 周期  $T_2 = 1 / f_2$  の  $1 / 4$  の遅延時間  $T = T_2 / 4$  を可変振幅部 1 0、1 2 からの信号を加算した信号に与え、加算部 1 5 において、振動子 1、2 の受信信号の整相加算を、第 1 の実施の形態で説明した式 ( 1 ) ~ ( 1 1 ) に従って行う。

30

【 0 0 4 8 】

以上のように、本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置によれば、可変遅延部 2 4 を設けることにより、受信信号の中心周波数に応じて遅延時間を可変にでき、基本波映像と高調波映像をそれぞれ表示することができる。

【 0 0 4 9 】

( 第 3 の実施の形態 )

図 3 は、本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部のサブビームフォーマの内部構成例を示すブロック図である。なお、本実施の形態は、第 1 の実施の形態の説明で参照した図 1 に示すサブビームフォーマ 1 6 を、図 3 に示すサブビームフォーマ 3 6 で置き換えたものである。その他の構成は、第 1 の実施の形態と同様である。

40

【 0 0 5 0 】

図 3 において、増幅部 8、9 はそれぞれ受信信号の非反転出力信号 (+)、反転出力信号 (-) を出力する。可変振幅部 1 0、1 1 は、クロスポイントスイッチ 8 1 を介して増幅部 8 に、可変振幅部 1 2、1 3 は、クロスポイントスイッチ 9 1 を介して増幅部 9 に接続される。可変振幅部 1 0、1 2 の出力信号は加算されて、この加算された信号 ( 第 1 の信号 ) は位相シフタ 3 4 に供給される。また、可変振幅部 1 1、1 3 の出力信号は加算され、この加算された信号 ( 第 2 の信号 ) が、加算部 1 5 において位相シフタ 3 4 の出力信号と加算される。増幅部 8、9 と、クロスポイントスイッチ 8 1、9 1 と、可変振幅部 1 0、1 1、1 2、1 3 と、位相シフタ 3 4 と、加算部 1 5 とからサブビームフォーマ 3 6

50

が構成される。

【0051】

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。

【0052】

振動子1、2の受信信号の周波数は $f_1$ であり、位相シフタ34は、受信信号の位相が90度( $\pi/2$ )シフトするように、可変振幅部10、12の出力信号に位相シフトを与え、加算部15において、振動子1、2の受信信号の整相加算を、第1の実施の形態で説明した式(2)~(11)に従って行う。

【0053】

図4は、位相シフタ34の内部構成例を示す詳細なブロック図である。

10

【0054】

図4において、位相シフタ34は、45度の位相シフト量を有する位相シフト回路を2段設けて構成される。可変振幅部10、12の出力信号は、増幅部41により増幅され、コンデンサ42と抵抗器43から成る1段目の位相シフト回路で位相が-45度シフトされる。この1段目の位相シフト回路を介した信号は、増幅部44により増幅され、コンデンサ45と抵抗器46から成る2段目の位相シフト回路で位相が-45度シフトされ、増幅部47により増幅されて加算部15に出力される。従って、増幅部47の出力信号は、増幅部41の出力信号に対して、位相が-90度シフトされる。

【0055】

以上のように、本発明の第3の実施の形態の超音波診断装置によれば、位相シフタ34を各サブビームフォーマに一つ設けることにより、高精度で受信信号を整相加算することが出来る。さらに、インダクターを用いずに90度の位相差を実現しているため、小型化やノイズの点で有利である。

20

【0056】

(第4の実施形態)

図5は、本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部の一構成例を示すブロック図である。

【0057】

図5において、振動子1~4は、電気音響変換素子で構成され、音響エコー信号を受信信号に変換する。振動子1と2とでサブアレイ5が、振動子3と4とでサブアレイ6が、サブアレイ5とサブアレイ6とで2次元アレイ7が構成される。増幅部8、9は、それぞれ、受信信号の非反転出力信号(+)、反転出力信号(-)を出力する。可変振幅部10、11は、クロスポイントスイッチ81を介して増幅部8に、可変振幅部12、13は、クロスポイントスイッチ91を介して増幅部9に接続される。可変振幅部10、12の出力信号は加算され加算出力信号 $Y_0(t)$ (第1の信号)となる。可変振幅部11、13の出力信号は加算され加算出力信号 $Y_1(t)$ (第2の信号)となる。増幅部8、9と、クロスポイントスイッチ81、91と、可変振幅部10、11、12、13とから並列加算部27が構成される。

30

【0058】

また、振動子3、4からの受信信号は、並列加算部28に入力される。並列加算部28の内部構成は、並列加算部27の内部構成と同じである。

40

【0059】

並列加算部27と28の非反転加算出力信号は、第1のメインビームフォーマ51において遅延加算される。並列加算部27と28の反転加算出力信号は、第2のメインビームフォーマ53において遅延加算される。第1のメインビームフォーマ51の出力信号は、遅延部52において遅延される。遅延部52と第2のメインビームフォーマ53の出力信号は加算部54において加算され、加算部54の出力信号は信号処理部55において画像信号として信号処理される。信号処理部55からの画像信号は表示部56に表示される。

【0060】

次に、以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。

50

## 【0061】

まず、振動子1は、受信信号  $a(t) \cos(2 \cdot f_1 \cdot t)$  を発生する。ここで、 $t$  は時間、 $a(t)$  は受信信号の包絡線、 $f_1$  は受信信号の中心周波数である。増幅器8は、非反転出力信号  $a(t) \cos(2 \cdot f_1 \cdot t)$  および反転出力信号  $-a(t) \cos(2 \cdot f_1 \cdot t)$  を出力する。クロスポイントスイッチ81の状態により、可変振幅部10は、係数  $w(0)$  を非反転出力信号、あるいは反転出力信号に乘じ、 $Y_0(t) = \pm w(0) \cdot a(t) \cos(2 \cdot f_1 \cdot t)$  を出力する。クロスポイントスイッチ91の状態により、可変振幅部11は、係数  $w(1)$  を非反転出力信号、あるいは反転出力信号に乘じ、 $Y_1(t) = \pm w(1) \cdot a(t) \cos(2 \cdot f_1 \cdot t)$  を出力する。

10

## 【0062】

可変振幅部10の加算された出力信号および可変振幅部11の加算された出力信号は、それぞれ、第1のメインビームフォーマ51および第2のメインビームフォーマ53において同一の遅延時間  $\tau$  が与えられるので、第1のメインビームフォーマ51、第2のメインビームフォーマ53において、各出力  $Y_0(t)$ 、 $Y_1(t)$  の位相関係は変わらない。

## 【0063】

遅延部52において、受信信号の1周期  $T_1 = 1/f_1$  の  $1/4$  の遅延時間  $T = T_1/4$  が第1のメインビームフォーマ51の出力信号に与えられるので、出力信号  $Y_0(t)$  は  $Y_1(t)$  に比べ  $\pi/2$  だけ位相シフトする。このような位相関係を有する遅延部52の出力信号と、第2のメインビームフォーマ53の出力信号を加算部54において加算すると、第1の実施の形態で説明した式(3)~(11)に示すように、サブアレイ5の振動子1、2の受信信号を整相加算することができる。同様にして、サブアレイ6の振動子3、4の受信信号も整相加算することができる。このようにして、2次元アレイ7の振動子1~4の受信信号がビームフォームされる。

20

## 【0064】

なお、以上の説明では、第1のメインビームフォーマ51の出力信号に対して遅延部52を設ける例について説明したが、図6に示すように、第1のメインビームフォーマ51の出力信号に対して位相シフタ62を設けても、同様に実施可能である。

## 【0065】

以上のように、本発明の第4の実施の形態の超音波診断装置によれば、並列加算部27、28と、第1のメインビームフォーマ51と、第2のメインビームフォーマ53と、遅延部52を設けることにより、より高精度で受信信号を整相加算することが出来る。

30

## 【産業上の利用可能性】

## 【0066】

本発明に係る超音波診断装置は、2次元に配列された電気音響変換器からの受信信号を高精度で整相できるという利点を有し、2次元アレイを有し、被検体を3次的に走査する超音波診断装置等として有用であり、医療等の用途に適用できる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0067】

【図1A】本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部の一構成例を示すブロック図

40

【図1B】図1Aの振動子1~4を含む多数の振動子から成る2次元アレイの構成例を示す模式図

【図2】本発明の第2の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部のサブビームフォーマの内部構成例を示すブロック図

【図3】本発明の第3の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部のサブビームフォーマの内部構成例を示すブロック図

【図4】図3に示す位相シフタの内部構成例を示す詳細なブロック図

【図5】本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部の一構成例を示

50

すブロック図

【図6】本発明の第4の実施の形態に係る超音波診断装置における受信部の変形例を示すブロック図

【図7】従来の超音波診断装置の一構成例を示すブロック図

【符号の説明】

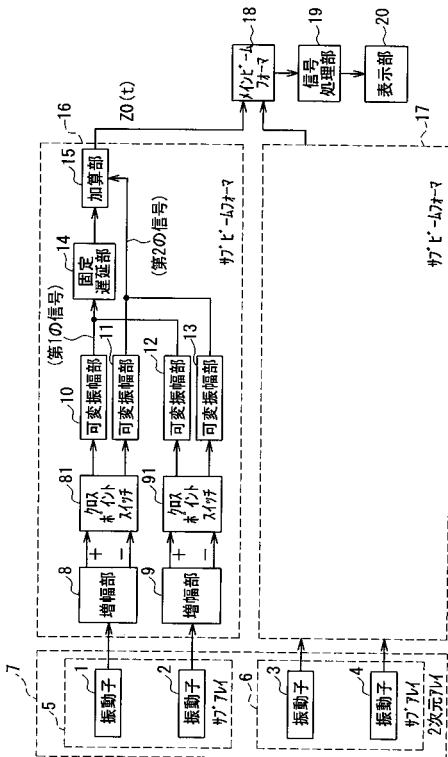
【0068】

- 1 ~ 4 振動子
- 8、9 増幅部
- 10 ~ 13 可変振幅部
- 14 固定遅延部
- 15 加算部
- 18 メインビームフォーマ
- 24 可変遅延部
- 34 位相シフト
- 42、45 コンデンサー
- 43、46 抵抗器
- 27、28 並列加算部
- 51 第1のメインビームフォーマ
- 52 遅延部
- 53 第2のメインビームフォーマ
- 54 加算部
- 62 位相シフト

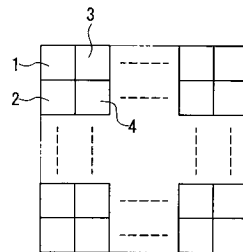
10

20

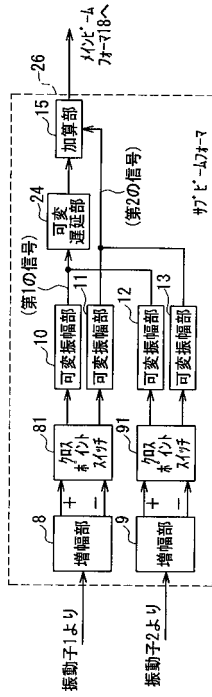
【図1A】



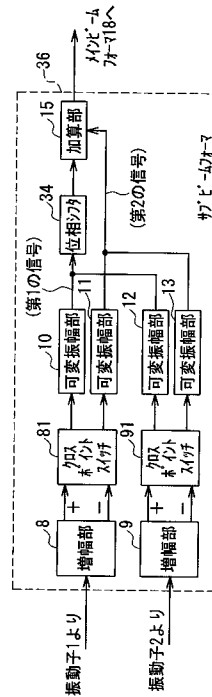
【図1B】



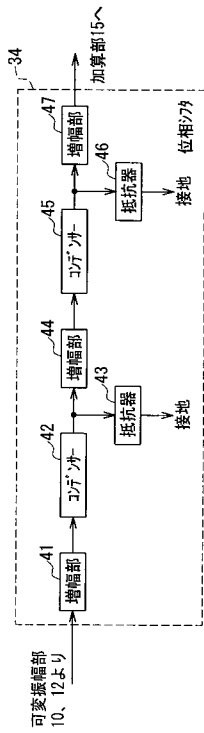
【 図 2 】



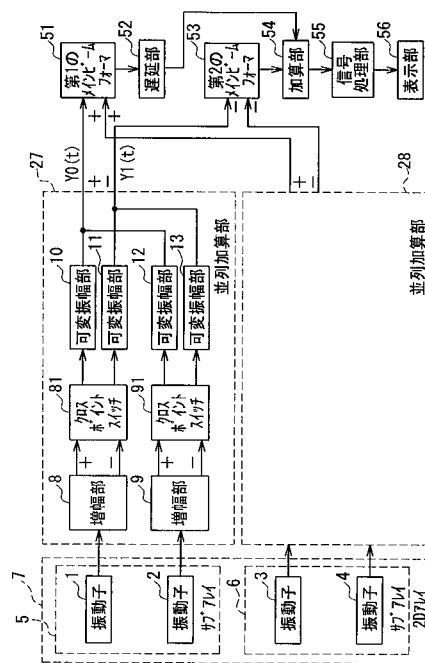
【 図 3 】



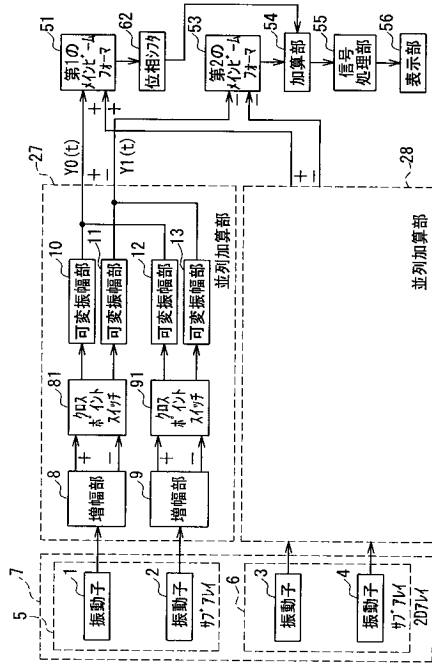
【 図 4 】



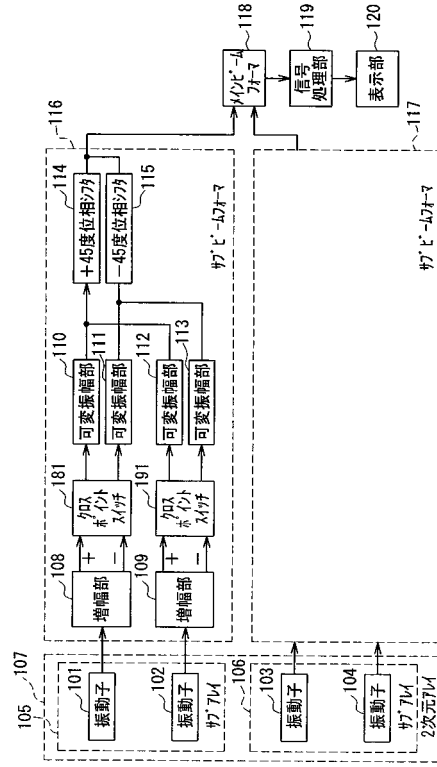
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2005102717A</a>	公开(公告)日	2005-04-21
申请号	JP2003336108	申请日	2003-09-26
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[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		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE01 4C601/GB06 4C601/HH21 4C601/JB05 4C601/JB09 4C601/JB45		
其他公开文献	JP4495430B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该设备能够对来自二维排列的电声换能器的接收信号进行高精度定相。解决方案：放大部分8和9用于放大振荡器1和2的接收信号，可变幅度部分10至13用于对放大器部分8和9的反相输出信号和非反相输出信号进行幅度控制，并且可变 将给出接收信号的一个周期的1/4的延迟时间的固定延迟单元14，可变幅度单元11和13的相加信号以及固定延迟单元14的输出信号与幅度单元10和12的相加信号相加。设置具有加法器15的子束形成器16和具有与子束形成器16类似的配置的子束形成器17，以用于换能器3和4的接收信号，并且将子束形成器16和17的输出信号提供给主束形成器18。增加延迟。[选型图]图1A

