

(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2005-168902

(P2005-168902A)

(43) 公開日 平成17年6月30日(2005.6.30)

(51) Int.Cl.⁷

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 4 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2003-415221 (P2003-415221)

(22) 出願日 平成15年12月12日 (2003.12.12)

(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 西垣 森緒

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 BB06 EE12 EE13 GB06

HH29 HH31 JB02 JB08 JB10

JB11 JB36 JB37

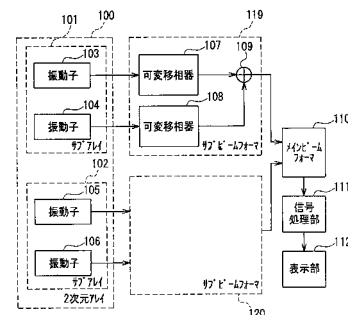
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 より簡易な回路でかつ少ない制御で、複数の振動子からの受信信号を整相加算することができ、物量の少ない超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 2次元アレイ100内のサブアレイ101の振動子103、104で得られた受信信号に対して、それぞれ、サブビームフォーマ119内の可変移相器107、108により位相量を変化させて整相し、可変移相器107と108からの出力信号を加算器109により加算することで整相加算を行う。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の振動子が 2 次元に配列された 2 次元アレイと、

前記複数の振動子は複数のグループに分けられ、それぞれのグループ内の複数の振動子からの受信信号の整相加算を行ないグループ毎の受信信号を生成し、さらに前記複数のグループからの受信信号を整相加算することにより受信ビームの偏向、集束を行なう受信ビームフォーマとを備えた超音波診断装置であって、

前記受信ビームフォーマは、受信信号の位相を変化させてグループ内の受信信号の整相加算を行う可変移相器を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

前記可変移相器に対する位相制御信号を抵抗分割により前記可変移相器の位相制御線数より少ない本数の制御信号から生成する位相制御電圧発生回路を備えた請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

複数の振動子が 2 次元に配列された 2 次元アレイと、

前記複数の振動子は複数のグループに分けられ、それぞれのグループ内の複数の振動子からの受信信号の整相加算を行ないグループ毎の受信信号を生成し、さらに前記複数のグループからの受信信号を整相加算することにより受信ビームの偏向、集束を行なう受信ビームフォーマとを備えた超音波診断装置であって、

前記受信ビームフォーマは、グループ毎の受信信号の整相加算を行うために、

20

振動子からの受信信号を受けて正相および逆相の信号を出力する増幅部と、

前記増幅部からの出力信号のいずれか一方を選択するスイッチと、

前記スイッチで選択された信号の位相を変化させる可変移相器とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記可変移相器は、受信信号の中心周波数に基づいて移相量を変化させる請求項 1 から 3 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、複数の振動子が 2 次元に配列された 2 次元アレイを用いて超音波ビームを送受信することにより電子走査を行なう超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

配列振動子を用いて体内に超音波の送受信を繰り返し行うことで、体内の 2 次元情報を得る電子走査式の超音波診断装置の原理はよく知られている。近年、カラーフロー血流映像装置や複合走査、さらに 2 次元走査の手法などが開発されており、一度に信号を得るための振動子の数は飛躍的に多くなっている。このことから、振動子で得た信号を受信し、ビーム形成を行なうための回路部分も増大するため、例えば特許文献 1 に示されたような方法により、受信回路の規模を低減する方法が提案されている。

40

【0003】

図 7 は、かかる従来の超音波診断装置の構成例を示す概略ブロック図である。図 7 において、従来の超音波診断装置は、2 次元アレイ 100 と、2 次元アレイ 100 を構成するサブアレイ 101、102 からの受信信号をそれぞれ整相加算するサブビームフォーマ 119、120 と、サブビームフォーマ 119、120 からの出力信号を整相加算するメインビームフォーマ 110 と、メインビームフォーマ 110 からの出力信号を映像信号に変換する信号処理部 111 と、信号処理部 111 からの映像信号を表示する表示部 112 とから構成される。

【0004】

50

以下、サブビームフォーマ１１９の構成について説明する。なお、サブアレイ１０２を構成する振動子１０５、１０６からの受信信号を整相加算するサブビームフォーマ１２０も、サブビームフォーマ１１９と同じ構成を有する。

【０００５】

サブビームフォーマ１１９は、サブアレイ１０１を構成する振動子１０３、１０４からの受信信号をそれぞれ増幅して、正相（＋）および逆相（－）の信号を出力する増幅部１２１、１２２と、増幅部１２１、１２２からの正相または逆相の出力信号をそれぞれ選択するクロスポイントスイッチ（ＣＰＳ）１２５、１２６と、クロスポイントスイッチ１２５からの出力信号を増幅率を変化させて増幅する可変増幅部１２７、１２８と、クロスポイントスイッチ１２６からの出力信号を増幅率を変化させて増幅する可変増幅部１２９、
１３０と、可変増幅部１２７と１２９からの出力信号を加算する加算器１３１と、可変増幅部１２８と１３０からの出力信号を加算する加算器１３２と、加算器１３１からの出力信号の位相を＋４５度だけ変化させる位相シフタ（ＰＳ）１３３と、加算器１３２からの出力信号の位相を－４５度だけ変化させる位相シフタ（ＰＳ）１３４と、位相シフタ１３３と１３４の出力信号を加算する加算器１０９とから構成されている。

10

【０００６】

この構成により、サブビームフォーマ内のクロスポイントスイッチと可変増幅部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、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。

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

20

【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、上記従来の方法では、サブビームフォーマは、増幅器、クロスポイントスイッチ、可変増幅部、加算器、位相シフタ等で構成されており、回路の構成が複雑で回路規模が大きくなるという問題があった。また、制御する要素として、クロスポイントスイッチの切り替えや可変増幅部での増幅率というように、複数の箇所の制御を必要としていた。

【０００８】

30

本発明は、上記従来の問題を解決し、従来の方式に比べて、より簡易な回路で、かつ少ない制御で、複数の振動子からの受信信号を整相加算することができ、物量の少ない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、２次元アレイの各振動子で得られた受信信号を、可変移相器を用いて整相加算するという構成を有している。

【００１０】

この構成により、従来より少ない回路構成で、かつ少ない制御で、受信信号の整相加算が実現できる。

40

【００１１】

また、本発明に係る第１の超音波診断装置は、可変移相器に対する位相制御信号を抵抗分割により可変移相器の位相制御線数より少ない本数の制御信号から生成する位相制御電圧発生回路を備えた構成を有している。

【００１２】

この構成により、可変移相器の数よりも少ない制御線で整相加算を行なうことができ、振動子と本体を接続するケーブルの接続本数を低減することができる。

【００１３】

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、受信ビーム

50

フォーマ内のサブビームフォーマが、２次元アレイを構成する各振動子で得たエコー信号を正・逆２つの位相で出力する増幅部と、増幅部からのいずれか一方の出力信号を選択して可変移相器に供給するクロスポイントスイッチとを備えた構成を有している。

【００１４】

この構成により、従来より少ない回路構成で、かつ高い精度で、受信信号の整相加算を行なうことが可能となる。

【００１５】

さらに、本発明に係る第１および第２の超音波診断装置において、２次元アレイを用いて各振動子からの受信信号の整相加算を行なう際に、送信パルスの中心周波数や、体内における周波数依存性減衰による周波数の変化に基づいて、可変移相器の移相量を変化させる構成を有している。 10

【００１６】

この構成により、送信間隔に合わせて可変移相器の位相制御電圧を変化させることで、浅い部位からの受信信号でも深い部位からの受信信号でも、精度のよい整相加算を行なうことができる。これにより、整相加算による誤差を小さくすることができ、より精密な整相加算を実現させるとともに、画質を向上させることができる。

【発明の効果】

【００１７】

本発明によれば、従来の方式に比べて、より簡易な回路で、かつ少ない制御で、複数の振動子からの受信信号を整相加算することができ、物量の少ない超音波診断装置を提供することが可能になる。 20

【発明を実施するための最良の形態】

【００１８】

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詳細に説明する。

【００１９】

（第１の実施の形態）

図１は、本発明の第１の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す概略ブロック図である。

【００２０】

図１において、超音波診断装置の２次元アレイ１００は、複数のサブアレイ、例えばサブアレイ１０１、１０２、および図示されない複数のサブアレイに分割されている。サブアレイ１０１は、振動子１０３、１０４から構成されている。振動子１０３で受信された信号は、サブビームフォーマ１１９内の可変移相器１０７へ、振動子１０４で受信された信号は、サブビームフォーマ１１９内の可変移相器１０８に供給される。 30

【００２１】

可変移相器１０７および１０８は、図２に示すように、オペアンプ１１３と、容量可変ダイオード１１５と、抵抗１１４、１１６、１１７、１１８と、コンデンサ１４０、１４１とから構成される。容量可変ダイオード１１５の両端には、抵抗１１７、１１８を介して、図示されない制御回路から位相制御電圧 V_{c1} 、 V_{c2} が供給され、この位相制御電圧 V_{c1} 、 V_{c2} により容量可変ダイオード１１５の容量値は変化する。なお、制御端子は２本あるが、いずれかの制御端子をグランドに接続することで、１本の制御端子による位相制御が可能である。以下の実施の形態では、１本の制御端子を使用した場合について説明する。 40

【００２２】

ダイオード１１５の容量値が変化することにより、オペアンプ１１３の出力信号は振幅を変えことなくその位相が回転する。これにより、図１の可変移相器１０７、１０８の出力信号の位相が回転する。

【００２３】

可変移相器１１７、１１８により位相が合わされた信号は加算器１０９により加算される。加算器１０９により加算された信号は、メインビームフォーマ１１０において、他の 50

サブビームフォーマ１２０の出力信号と加算され、２次元アレイ全体の受信ビーム形状が形成される。なお、サブビームフォーマ１２０は、サブビームフォーマ１１９と同じ構成を有している。

【００２４】

メインビームフォーマの出力信号は、信号処理部１１１により映像信号に変換されて、表示部１１２に表示される。

【００２５】

以上のように、本実施の形態によれば、従来より少ない回路構成で、かつ少ない制御で、受信信号の整相加算が実現できる。

【００２６】

（第２の実施の形態）

図３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２次元アレイ内の１つのサブアレイおよび可変移相器の構成を示す模式図で、図４は、図３の可変移相器に位相制御電圧を供給する位相制御電圧発生回路の構成例を示す回路図である。

【００２７】

図３において、サブアレイは、振動子２１１、２１２、２１３、２１４と、振動子２２１、２２２、２２３、２２４と、振動子２３１、２３２、２３３、２３４と、振動子２４１、２４２、２４３、２４４とから構成されている。さらに、これらの振動子には、可変移相器３１１、３１２、３１３、３１４と、可変移相器３２１、３２２、３２３、３２４と、可変移相器３３１、３３２、３３３、３３４と、可変移相器３４１、３４２、３４３、３４４がそれぞれ接続されており、受信信号の位相を変化させることができる構成になっている。

【００２８】

なお、サブアレイの出力信号が整相加算される部分以降については、第１の実施の形態と構成および機能が同様であるので説明を省略する。

【００２９】

可変移相器３１１～３１４、３２１～３２４、３３１～３３４、３４１～３４４には、それぞれ、位相制御電圧入力端子Ｃ１１～Ｃ１４、Ｃ２１～Ｃ２４、Ｃ３１～Ｃ３４、Ｃ４１～Ｃ４４が設けられており、これらの端子は、図４に示す位相制御電圧発生回路１３５の各タップに接続される。図４において、位相制御電圧発生回路１３５は、抵抗Ｒ１１～Ｒ１３、Ｒ２１～Ｒ２３、Ｒ３１～Ｒ３３、Ｒ４１～Ｒ４３、Ｒ１０１～Ｒ１０４、Ｒ１１１～Ｒ１１４、Ｒ１２１～Ｒ１２４から構成され、制御電圧は、端子Ａ１、Ａ２、Ａ３、Ａ４の４ヶ所から入力され、抵抗分割により生成された位相制御電圧が各可変移相器の位相制御に用いられる。

【００３０】

以上のように、本実施の形態によれば、例えばこの例のように、可変移相器の位相制御信号の本数が１６本であるのに対し、位相制御信号を生成するもととなる制御信号の本数を４本と大幅に少なくでき、振動子と本体を接続する図示されないケーブルの接続本数を低減することができる。

【００３１】

（第３の実施の形態）

図５は、本発明の第３の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す概略ブロック図である。本実施の形態では、振動子１０３、１０４で得られた受信信号はそれぞれ、増幅部１２１、１２２に入力され、正相（０度）と逆相（１８０度）という２つの位相の信号が出力される。スイッチ１２３、１２４では、それぞれ、増幅部１２１、１２２の２つの出力信号のうち一方を選択し、可変移相器１０７、１０８に送る。この例では、可変移相器の位相可変範囲が狭く３６０度の位相回転が難しい場合に、スイッチ１２３、１２４により、増幅部からの０度および１８０度の位相の出力信号のいずれか一方を選択することにより、可変移相器１０７、１０８の位相回転範囲が１８０度あれば、本発明を実現可能にするものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

本実施の形態においても、スイッチ 1 2 3、1 2 4 は、従来例のクロスポイントスイッチより物量が少ないスイッチで構成することができ、また、従来例の可変振幅部が不要になるというメリットがある。

【 0 0 3 3 】

以上のように、本実施の形態によれば、従来より少ない回路構成で、かつ高い精度で、受信信号の整相加算を行なうことが可能となる。

【 0 0 3 4 】

(第 4 の実施の形態)

図 6 A 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可変移相器に対する位相制御電圧を生成する位相制御電圧発生回路の構成例を示すブロック図である。なお、図 6 A に示さない他の構成は、図 1 に示す第 1 の実施の形態、または図 5 に示す第 3 の実施の形態の構成と同様である。

【 0 0 3 5 】

体内において超音波が伝搬する際に、周波数に依存した減衰が生じ、深い部位からの受信信号ほど中心周波数が低くなるという現象はよく知られている。このため、サブビームフォーマにおいて、つねに同一の位相により整相加算を行なったとすると、例えば浅い部位からの受信信号の位相が合うように設定すると、深い部位からの受信信号の位相がずれるという問題が発生する。本実施の形態は、この問題を解決する位相制御電圧発生回路を提供するものである。

【 0 0 3 6 】

図 6 A において、位相制御電圧発生回路は、制御器 4 0 1 と、メモリ 4 0 2 と、D / A 変換器 4 0 3 とから構成される。制御器 4 0 1 は、図 6 B に示す送信タイミングと連動させた位相データをメモリ 4 0 2 に出力し、メモリ 4 0 2 は、位相データを電圧データに変換して出力する。メモリ 4 0 2 からの出力データは、D / A 変換器によりアナログ信号の位相制御電圧 (図 6 B) に変換されて、この位相制御電圧により可変移相器の位相が制御される。

【 0 0 3 7 】

以上のように、本実施の形態によれば、送信間隔に合わせて可変移相器の位相制御電圧を変化させることで、浅い部位からの受信信号でも深い部位からの受信信号でも、精度のよい整相加算を行なうことができる。これにより、整相加算による誤差を小さくすることができ、より精密な整相加算を実現させるとともに、画質を向上させることができる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 3 8 】

以上のように、本発明に係る超音波診断装置は、可変移相器を用いてサブビームフォーマ内の受信信号の整相加算を行なうことで、少ない回路規模で 2 次元アレイにおけるビーム形成を行なうことができ、安価なリアルタイム 3 次元表示を実現するに極めて有用である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 9 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す概略ブロック図

【 図 2 】 図 1 の可変移相器の内部構成例を示す回路図

【 図 3 】 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 2 次元アレイ内の 1 つのサブアレイおよび可変移相器の構成を示す模式図

【 図 4 】 図 3 の可変移相器に位相制御電圧を供給する位相制御電圧発生回路の構成例を示す回路図

【 図 5 】 本発明の第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置の一構成例を示す概略ブロック図

【 図 6 A 】 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可変移相器に対する

10

20

30

40

50

位相制御電圧を生成する位相制御電圧発生回路の構成例を示すブロック図

【図 6 B】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送信タイミングに対する位相制御電圧の変化を示すタイミングチャート

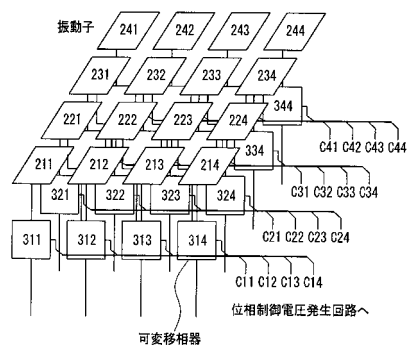
【図 7】従来の超音波診断装置の構成例を示す概略ブロック図

【符号の説明】

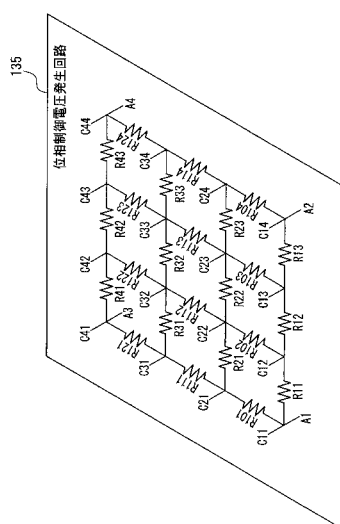
【 0 0 4 0 】

1 0 0	2 次元アレイ	
1 0 1、1 0 2	サブアレイ	
1 0 3 ~ 1 0 6	振動子	
1 0 7、1 0 8	可変移相器	10
1 0 9	加算器	
1 1 0	メインビームフォーマ	
1 1 1	信号処理部	
1 1 2	表示部	
1 1 3	オペアンプ	
1 1 4、1 1 6、1 1 7、1 1 8	抵抗	
1 1 5	容量可変ダイオード	
1 1 9、1 2 0	サブビームフォーマ	
1 2 1、1 2 2	増幅部	
1 2 3、1 2 4	スイッチ	20
1 2 5、1 2 6	クロスポイントスイッチ (C P S)	
1 2 7 ~ 1 3 0	可変制御部	
1 3 1、1 3 2	加算器	
1 3 3、1 3 4	位相シフタ	
1 3 5	制御電圧発生回路	
1 4 0、1 4 1	コンデンサ	
2 1 1 ~ 2 1 4、2 2 1 ~ 2 2 4、2 3 1 ~ 2 3 4、2 4 1 ~ 2 4 4	振動子	
3 1 1 ~ 3 1 4、3 2 1 ~ 3 2 4、3 3 1 ~ 3 3 4、3 4 1 ~ 3 4 4	可変移相器	
4 0 1	制御器	
4 0 2	メモリ	30
4 0 3	D / A 変換器	
R 1 1 ~ R 1 3、R 2 1 ~ R 2 3、R 3 1 ~ R 3 3、R 4 1 ~ R 4 3、R 1 0 1 ~ R 1 0 4、R 1 1 1 ~ R 1 1 4、R 1 2 1 ~ R 1 2 4	抵抗	

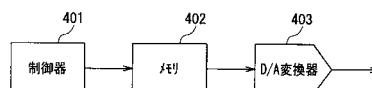
【 図 3 】



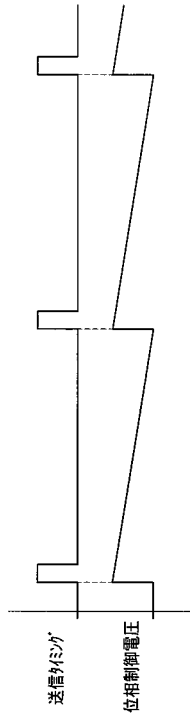
【 図 5 】



【 図 6 A 】



【 図 6 B 】



【圖 7】

