

(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2005-58532

(P2005-58532A)

(43) 公開日 平成17年3月10日(2005.3.10)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/06

F I

A61B 8/06

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 8 頁)

(21) 出願番号	特願2003-293546 (P2003-293546)	(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
(22) 出願日	平成15年8月14日 (2003.8.14)	(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 DD03 DE01 EE04 EE09 GB03 GB04 HH22 JB02 JB03 JB10 JB19 JB20

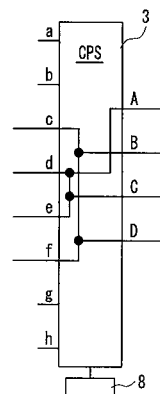
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 開口が小さい場合にも見かけ上の量子化精度を向上させることで、ダイナミックレンジの広い、画質の良好な画像を得ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 開口が小さい場合に、クロスポイントスイッチ(CPS) 3により、反射体からの距離が等しく同じ遅延時間を有する受信信号cとf(dとe)が加算され、同一の出力信号BとD(AとC)が2つのA/D変換器によりデジタル信号に変換される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の振動子が配列された配列振動子と、前記配列振動子のうち使用する複数の振動子を選択する複数のスイッチと、前記複数のスイッチで選択された複数の振動子からの受信信号のうち同一の遅延時間が与えられ遅延加算処理が適用される信号を加算するクロスポイントスイッチと、前記クロスポイントスイッチを制御し、加算すべき入力信号と、加算された信号の出力先をコントロールする制御手段と、前記クロスポイントスイッチにより加算された信号をデジタル信号に変換する複数の A / D 変換器と、前記複数の A / D 変換器からのデジタル信号を遅延加算するビームフォーマとを備えた超音波診断装置であって、

10

前記複数のスイッチによる前記複数の振動子の選択により設定される開口がその装置で実現可能な最大開口に比較して小さい場合に、前記クロスポイントスイッチからの一つの出力信号が複数の A / D 変換器に供給されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

複数の振動子が配列された配列振動子と、前記配列振動子のうち使用する複数の振動子を選択する複数のスイッチと、前記複数のスイッチで選択された複数の振動子からの受信信号のうち同一の遅延時間が与えられ遅延加算処理が適用される信号を加算するクロスポイントスイッチと、前記クロスポイントスイッチを制御し、加算すべき入力信号と、加算された信号の出力先をコントロールする制御手段と、前記クロスポイントスイッチにより加算された信号をデジタル信号に変換する複数の A / D 変換器と、前記複数の A / D 変換器からのデジタル信号を遅延加算するビームフォーマとを備えた超音波診断装置であって、

20

前記複数のスイッチによる前記複数の振動子の選択により設定される開口がその装置で実現可能な最大開口に比較して小さい場合に、前記クロスポイントスイッチにより同一の遅延処理が適用された出力信号はそれぞれ異なる A / D 変換器に供給されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

複数の振動子が配列された配列振動子と、前記配列振動子のうち使用する複数の振動子を選択する複数のスイッチと、前記配列振動子のチャンネルピッチに対応して入力端子数が出力端子数の 2 倍より多く、前記複数のスイッチで選択された複数の振動子からの受信信号のうち同一の遅延時間が与えられ遅延加算処理が適用される信号を加算するクロスポイントスイッチと、前記クロスポイントスイッチを制御し、加算すべき入力信号と、加算された信号の出力先をコントロールする制御手段と、前記クロスポイントスイッチにより加算された信号をデジタル信号に変換する複数の A / D 変換器と、前記複数の A / D 変換器からのデジタル信号を遅延加算するビームフォーマとを備えた超音波診断装置であって、

30

前記クロスポイントスイッチは、前記複数のスイッチによる前記複数の振動子の選択により設定される開口がその装置で実現可能な最大開口の 2 分の 1 より大きい場合には、前記複数の振動子のうち隣り合う 2 つの振動子からの受信信号を加算して、また前記複数のスイッチによる前記複数の振動子の選択により設定される開口がその装置で実現可能な最大開口の 2 分の 1 より小さい場合には、開口が大きい場合に比べて半分のピッチで並んだ振動子からの受信信号をそのまま前記 A / D 変換器に供給することを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 4】

複数の振動子が配列された配列振動子と、前記配列振動子のうち使用する複数の振動子を選択する複数のスイッチと、前記複数のスイッチで選択された複数の振動子からの受信信号のうち同一の遅延時間が与えられ遅延加算処理が適用される信号を加算するクロスポイントスイッチと、前記クロスポイントスイッチを制御し、加算すべき入力信号と、加算された信号の出力先をコントロールする制御手段と、前記クロスポイントスイッチにより加算された信号をデジタル信号に変換する複数の A / D 変換器と、前記複数の A / D 変換

50

器からのデジタル信号を遅延加算するビームフォーマとを備えた超音波診断装置であって、

開口の中心付近の受信信号が入力される A / D 変換器は、開口の端部の受信信号が入力される A / D 変換器より高い分解能を有することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、配列振動子により超音波の送受信を行ない被検体の情報を得るための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被検体に超音波の送受信を繰り返し行うことで、被検体の 2 次元情報を得る超音波診断装置の原理はすでに公知のものとなっている。

【0003】

ここでは、従来の超音波診断装置における受信部について、図 6 および図 7 を参照して説明する。図 6 は、従来の超音波診断装置における受信部の構成例を示すブロック図で、図 7 は、図 6 のクロスポイントスイッチ (CPS) 3 内の接続関係の一例を示す模式図である。

【0004】

図 6 に示すように、複数の振動子 1 a ~ 1 p で構成される探触子 7 により被検体からの信号が受信される。このとき、開口位置の選択は、複数のスイッチとしてのマルチプレクサ (MUX) 2 a ~ 2 h により行なわれる。MUX 2 a ~ 2 h がすべて a 側入力を選択したときには開口中心は 1 d と 1 e の中間になり、MUX 2 a ~ 2 h がすべて b 側入力を選択したときには開口中心は 1 l と 1 m の中間となる。MUX 2 a ~ 2 h を順番に a 側入力から b 側入力に切り替えていくことで振動子 1 つ分ずつ開口が移動する。

【0005】

ここで、MUX 2 a ~ 2 h によりすべて a 側入力を選択されているとする。このとき、クロスポイントスイッチ (CPS) 3 の接続は、図 7 のようになる。受信ビームの方向が振動子の配列方向に対し垂直である場合、a と h、b と g、c と f、d と e のそれぞれの信号には同じ遅延が必要であり、これらの組み合わせは加算してから遅延することが可能である。なお、CPS 3 は、制御部 80 により、加算すべき入力信号と、加算された信号の出力先が制御される。

【0006】

CPS 3 で選択、加算された信号 A ~ D は、A / D 変換器 4 a ~ 4 d に入力され、デジタル信号に変換される。デジタル信号はビームフォーマ (BF) 5 により遅延加算され、1 つにまとめられる。

【特許文献 1】特開平 7 - 171152 号公報

【特許文献 2】特開平 7 - 241287 号公報

【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、上記従来例において、A / D 変換を行なう場合、量子化誤差が発生する。すなわち、複数の A / D 変換器を用いるため、同一反射点からの信号 (同一の信号とみなす) を異なるスレッシュホールドレベルで、あるいは異なるサンプリングタイミングで変換するため、見かけの量子化精度は A / D 変換器を単体で使用する場合に比べ向上するが、フォーカス深度と開口径の比率をほぼ同一にすることにより均一な画像が得られるため、装置の持つ最大開口が必要な深さに比べ、フォーカス深度が浅い場合には開口が小さくなり、使用する A / D 変換器の数が少なくなるために、見かけの量子化精度が劣化するという問題が生じていた。

【0008】

10

20

30

40

50

本発明は、上記の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、開口が小さい場合にも見かけ上の量子化精度を向上させることで、ダイナミックレンジの広い、画質の良好な画像を得ることができる超音波診断装置を提供することにある。

【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、本発明は、装置が持つ最大開口に比較して、開口が小さい場合に使用するA/D変換器の数を増やすことで見かけの精度を向上させるものであり、具体的には、以下の態様を有する。

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、開口が小さい場合に、クロスポイントスイッチにより同じ遅延時間を有する信号が加算され1つになった出力信号が複数のA/D変換器によりデジタル信号に変換される。これにより、見かけ上の量子化精度を向上させることができる。

【0011】

本発明に係る超音波診断装置は、開口が小さい場合に、クロスポイントスイッチにより同じ遅延時間を有する信号は加算されることなく、そのままそれぞれ異なるA/D変換器によりデジタル信号に変換される。これにより、開口が小さい場合にも、見かけ上の量子化精度を向上させることができる。

【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、複数の振動子のチャンネルピッチに対応して入力端子数が出力端子数の2倍より多いクロスポイントスイッチにより、開口が大きい場合には、複数の振動子のうち隣り合う2つの振動子からの受信信号が加算されて、また開口が小さい場合には、開口が大きい場合に比べて半分のピッチで並んだ振動子からの受信信号が加算されることなくそのままA/D変換器に供給される。これにより、開口が小さい場合にも、見かけ上の量子化精度を向上させることができる。

【0013】

本発明に係る超音波診断装置は、開口中心部に対応するA/D変換器の量子化分解能を開口端部に対応するA/D変換器の量子化分解能より高くする。これにより、開口が小さい場合にも、見かけ上の量子化精度を向上させることができる。

【発明の効果】

【0014】

以上説明したように、本発明によれば、開口が小さい場合に、単一の信号を複数のA/D変換器でデジタル信号に変換することで、見かけ上の量子化精度を向上させることができ、ダイナミックレンジの広い、画質の良好な画像を得ることができる超音波診断装置を提供することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

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。

【0016】

(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におけるクロスポイントスイッチ(CPS)3内の接続関係の一例を示す模式図である。なお、本実施の形態における受信部の全体構成は、従来例の説明で参照した図6と同様であるが、制御部8による制御方法が異なりCPS3内部の接続方法が異なっている。

【0017】

図6において、例えば開口の中心を振動子1dと1eの間に位置させ、振動子1c~1fまでの4つを用いてエコー信号を受信する場合について説明する。このとき、従来の接続方法によれば、図7に示すように同じ遅延時間を有する振動子1cと1fからの受信信号がCPS3により加算され、単一のA/D変換器(例えば4a)に入力され、また同じ遅延時間を有する振動子1dと1eからの受信信号がCPS3により加算され、単一のA

/D変換器(例えば4b)に入力され、それぞれA/D変換器4a、4bによりデジタル信号に変換された信号がビームフォーマ5により遅延加算される。

【0018】

これに対して、本実施の形態では、反射体からの距離が等しく同じ遅延時間を有する振動子1cと1fからの受信信号がCPS3により加算され、少なくとも2つのA/D変換器(例えば4bと4d)に入力され、また同様に反射体からの距離が等しく同じ遅延時間を有する振動子1dと1eからの受信信号がCPS3により加算され、少なくとも2つのA/D変換器(例えば4aと4c)に入力される。このように、CPS3からの同一の出力信号を複数のA/D変換器を用いてデジタル信号に変換することで、見かけ上の量子化誤差を減らし、分解能を向上させる。

10

【0019】

以上のように、本実施の形態によれば、その装置で実現可能な最大開口に比較して、例えば振動子が数個のように開口が小さい場合にも、より広いダイナミックレンジが確保でき、例えば強エコーと微弱な血流信号から血流を抽出し表示するドプラ血流計などにおいて、良好な画像を得ることができる。

【0020】

(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CPS3内の接続関係の一例を示す模式図である。なお、本実施の形態における受信部の全体構成は、従来例の説明で参照した図6と同様であるが、制御部8による制御方法が異なりCPS3内部の接続方法が異なっている。

20

【0021】

図6において、例えば開口の中心を振動子1dと1eの間に位置させ、振動子1c~1fまでの4つを用いてエコー信号を受信する場合について説明する。このとき、従来の接続方法によれば、同じ遅延時間を有する振動子1cと1fからの受信信号がCPS3により加算され、単一のA/D変換器(例えば4a)に入力され、また同じ遅延時間を有する振動子1dと1eからの受信信号がCPS3により加算され、単一のA/D変換器(例えば4b)に入力され、それぞれA/D変換器4a、4bによりデジタル信号に変換された信号がビームフォーマ5により遅延加算される。

【0022】

これに対して、本実施の形態では、反射体からの距離が等しく同じ遅延時間を有する振動子1cと1fからの受信信号がCPS3の内部では加算されず、それぞれ独立した2系統の信号として別々のA/D変換器(例えば4aと4d)に入力され、また同じ遅延時間を有する振動子1dと1eからの受信信号も加算されず、それぞれ独立した2系統の信号として別々のA/D変換器(例えば4bと4c)に入力される。このように、使用するA/D変換器を増やすことで、見かけ上の量子化誤差を減らし、分解能を向上させる。

30

【0023】

以上のように、本実施の形態によれば、開口が小さい場合にも、より広いダイナミックレンジが確保でき、例えば強エコーと微弱な血流信号から血流を抽出し表示するドプラ血流計などにおいて、良好な画像を得ることができる。

40

【0024】

(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全体構成を示すブロック図である。図3において、本実施の形態は、従来例、第1の実施の形態および第2の実施の形態の説明で参照した図6とは、複数の振動子1aa~1pbを有する配列振動子のチャンネルピッチを半分にし、これに合わせて、図6のMUX2a~2hの2倍の個数のMUX2aa~2hbと、図6のCPS3の入力端子数の2倍の入力端子数を有するCPS30とが設けられている点が異なる。

【0025】

図4Aは、通常モード(開口がその装置で実現できる最大開口(CPS30への入力

50

数)に比べて半分以上の場合)におけるC P S 3 0内の接続関係を示す模式図である。このモードでは、隣り合う2つの振動子からの受信信号がC P S 3 0内で加算される。つまり、配列振動子は通常のチャンネルピッチで使用される。

【0026】

これに対して、図4Bは、開口が小さい場合におけるC P S 3 0内の接続関係を示す模式図である。このモードでは、図4Aのように隣り合った振動子の信号加算されないため、通常の半分のピッチで並んだ振動子からの受信信号が独立して処理される。この結果、デジタル変換に用いられるA/D変換器の数は2倍になり、加算出力のビット数が1ビット増えるため、見かけ上の量子化誤差を減らし、分解能を向上させることができる。

10

【0027】

以上のように、本実施の形態によれば、開口が小さい場合にも、より広いダイナミックレンジが確保でき、例えば強エコーと微弱な血流信号から血流を抽出し表示するドプラ血流計などにおいて、良好な画像を得ることができる。

【0028】

(第4の実施の形態)

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全体構成を示すブロック図である。図5において、本実施の形態は、従来例、第1の実施の形態1および第2の実施の形態の説明で参照した図6とは、出力ビット数が異なるA/D変換器を混在させている点異なる。

20

【0029】

図5において、A/D変換器4a、4dは10ビットの分解能、A/D変換器6b、6cは12ビットの分解能を持っており、C P S 3の設定により、開口の中心に対応する信号B、Cは12ビットのA/D変換器6b、6cに供給され、開口端部に対応する信号A、Dは10ビットのA/D変換器4a、4dに供給される。

【0030】

この結果、開口が小さい場合に12ビットのA/D変換器6b、6cが使用されることで、少ないチャンネル数に起因した量子化分解能の低下を防ぐことができ、かつ、10ビットのA/D変換器と混在させて使うことで、コストの増大を少なくすることができる。つまり、この方法では、特に分解能が不足する開口が小さい場合において、小さい開口で使用する振動子から得た信号を、10ビットのA/D変換器と比較して分解能の高い(ダイナミックレンジの広い)12ビットのA/D変換器でデジタル信号に変換することで、全て12ビットのA/D変換器を使う場合に比べて安価に、全て12ビットのA/D変換器を使う場合に近い性能を提供できる。

30

【0031】

以上のように、本実施の形態によれば、開口が小さい場合にも、より広いダイナミックレンジが確保でき、例えば強エコーと微弱な血流信号から血流を抽出し表示するドプラ血流計などにおいて、良好な画像を得ることができる。

【産業上の利用可能性】**【0032】**

本発明に係る超音波診断装置は、開口が小さい場合に、単一の信号を複数のA/D変換器でデジタル信号に変換することで、見かけ上の量子化精度を向上させることができ、ダイナミックレンジの広い、画質の良好な画像を得ることができるという利点を有し、医療等の用途に適用できる。

40

【図面の簡単な説明】**【0033】**

【図1】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C P S 3内の接続関係の一例を示す模式図

【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C P S 3内の接続関係の一例を示す模式図

50

【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全体構成を示すブロック図

【図4A】開口が大きい場合における図3のCPS30内の接続関係を示す模式図

【図4B】開口が小さい場合における図3のCPS30内の接続関係を示す模式図

【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全体構成を示すブロック図

【図6】従来の超音波診断装置における受信部の全体構成を示すブロック図

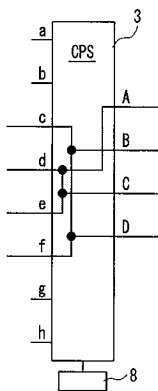
【図7】図6の従来のCPS3内の接続関係の一例を示す模式図

【符号の説明】

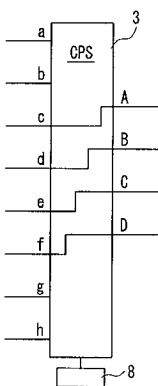
【0034】

- 1 a ~ 1 p、1 a a ~ 1 p b 振動子
- 2 a ~ 2 h、2 a a ~ 2 h b マルチプレクサ (M U X)
- 3、3 0 クロスポイントスイッチ (C P S)
- 4 a ~ 4 d、6 b、6 c A / D変換器
- 5 ビームフォーマ (B F)
- 7 探触子
- 8、8 0 制御部

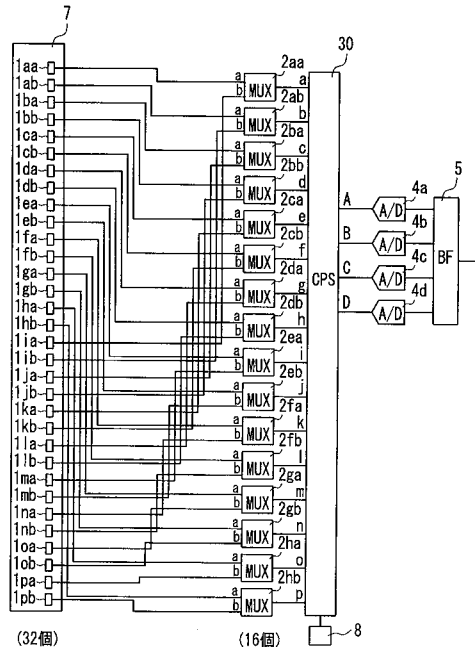
【図1】



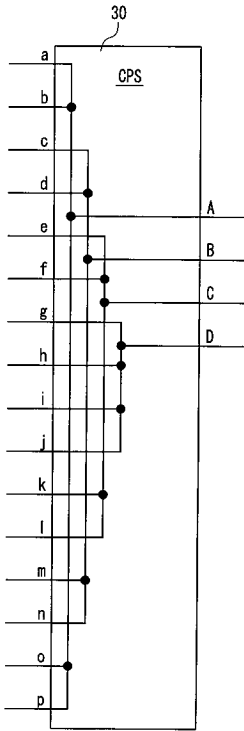
【図2】



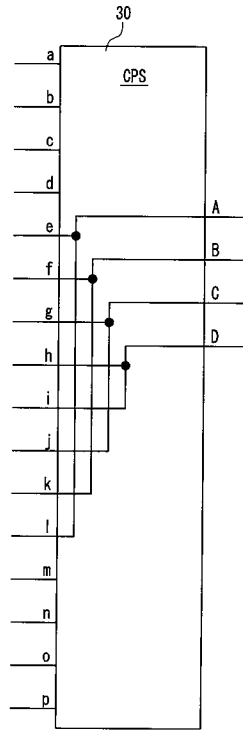
【図3】



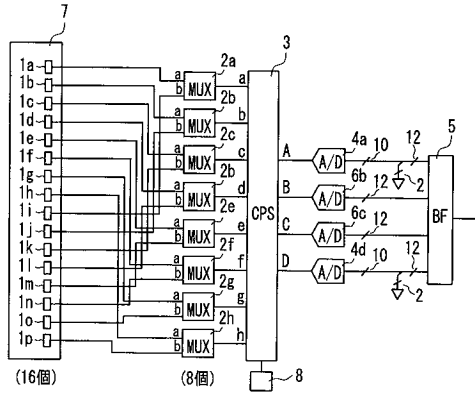
【 図 4 A 】



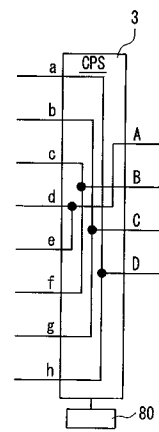
【 図 4 B 】



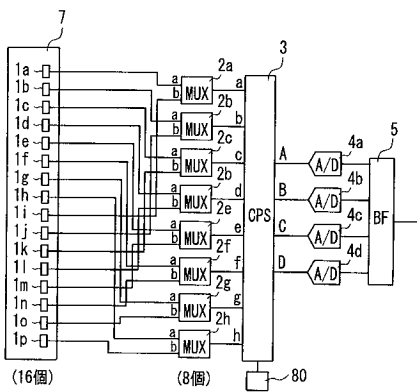
【 図 5 】



【 図 7 】



【 図 6 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005058532A	公开(公告)日	2005-03-10
申请号	JP2003293546	申请日	2003-08-14
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	西垣森緒		
发明人	西垣 森緒		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH22 4C601/ JB02 4C601/ JB03 4C601/ JB10 4C601/ JB19 4C601/ JB20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，即使在孔径小的情况下，也能够通过提高表观量化精度来获得具有宽动态范围和良好图像质量的图像。 解决方案：当孔径较小时，通过交叉点开关 (CPS) 3和相同的输出信号B添加具有相同延迟时间和与反射器相等距离的接收信号c和f (d和e) 并且D (A和C) 由两个A / D转换器转换成数字信号。 [选图]图1

