

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4557575号
(P4557575)

(45) 発行日 平成22年10月6日(2010.10.6)

(24) 登録日 平成22年7月30日(2010.7.30)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-89924 (P2004-89924)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成16年3月25日(2004.3.25)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2005-270423 (P2005-270423A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成17年10月6日(2005.10.6)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成19年3月9日(2007.3.9)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブに設けられる複数の超音波振動子と、前記超音波振動子を所定数毎に一纏まりのサブアレイとして分割し、各サブアレイに含まれる前記超音波振動子から得られる超音波の受信信号をサブアレイ毎に遅延加算処理する第1の遅延加算手段と、

超音波診断装置本体に設けられ、前記第1の遅延加算手段によりサブアレイ毎に遅延加算処理された超音波の受信信号に追加遅延加算処理を施し、所望の超音波ビームを形成する第2の遅延加算手段と、前記第2の遅延加算手段の遅延加算処理により形成された受信情報に基づいて超音波画像を形成する画像処理手段とを具備し、

前記第1の遅延加算手段は、複数の遅延時間の各々に対応する複数のCCD遅延素子を備え、前記複数のCCD遅延素子のうちの同一の遅延時間に対応する所望数の遅延素子を同時に選択することにより遅延時間毎に受信信号の振幅を調整することを特徴する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第1の遅延加算手段は、遅延された信号の加算を共通の電位井戸により電荷の集積として行なうことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第1の遅延加算手段は、加算された信号電荷を電圧に変換して取り出す手段を備えたことを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

10

20

複数の超音波振動子からなる複数のサブアレイを有する超音波プローブと、
前記複数の超音波振動子からの受信信号に対して前記サブアレイ毎に第１の遅延加算処理を施す第１の遅延加算手段と、
前記第１の遅延加算処理が施された受信信号に対して第２の遅延加算処理を施し、超音波ビームに対応する受信信号を出力する第２の遅延加算手段と、
前記超音波ビームに対応する受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像処理手段と
、を具備し、
前記第１の遅延加算手段は、複数の遅延時間にそれぞれ対応する複数のＣＣＤ遅延素子を前記超音波振動子毎に備え、前記第１の遅延加算処理を施すために、前記複数のＣＣＤ遅延素子のうちの所望遅延時間のＣＣＤ遅延素子を選択する、
ことを特徴する超音波診断装置。

10

【請求項５】

前記第１の遅延加算手段は、同一の遅延時間に関する複数のＣＣＤ遅延素子を前記超音波振動子毎にさらに備え、前記遅延時間毎に受信信号の振幅を調整するために、前記同一の遅延時間に関する複数のＣＣＤ遅延素子のうちの所望数のＣＣＤ遅延素子を同時に選択する、ことを特徴とする請求項４に記載の超音波診断装置。

【請求項６】

前記第１の遅延加算手段は、前記第１の遅延加算処理をするために、前記サブアレイ毎の前記所望遅延時間のＣＣＤ遅延素子により遅延された受信信号を共通の電位井戸により加算する、ことを特徴とする請求項４又は５に記載の超音波診断装置。

20

【請求項７】

前記第１の遅延加算手段は、前記第１の遅延加算処理が施された受信信号の電荷の電圧を出力することを特徴とする請求項４、５又は６に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、医療等の分野に用いられる超音波診断装置に係り、特に超音波ビームを３次元的に走査してリアルタイムに生体内の３次元画像を得る超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

超音波プローブは、対象物内部の画像化等を目的として、超音波を対象物に向けて照射し、その対象物における音響インピーダンスの異なる界面からの反射波を受信するための装置である。このような超音波プローブが採用された超音波画像装置として、人体内部を検査するための医用診断装置が実用化されている（例えば、特許文献１、２参照。）。

30

【０００３】

上記医用診断装置として用いられる超音波診断装置は、図６に示すように超音波プローブ１と超音波診断装置本体１０とから構成され、両者間がプローブケーブル５により接続される。上記超音波プローブ１は、１次元アレイトランスデューサ２及びプローブ内送受信回路３により構成される。このプローブ内送受信回路３には、詳細を後述するサブアレイ受信遅延加算回路４が設けられる。

40

【０００４】

上記１次元アレイトランスデューサ２は、複数例えば１２８個の超音波振動子が１次元アレイ配列されており、その受信信号がプローブ内送受信回路３内のサブアレイ受信遅延加算回路４に入力される。このサブアレイ受信遅延加算回路４は、１次元アレイトランスデューサ２で検出された信号を遅延処理し、プローブケーブル５を介して超音波診断装置本体１０へ送出する。

【０００５】

上記超音波診断装置本体１０には、メインビームフォーマ１１を備えた本体側送受信部１２、画像処理ユニット１３及び表示部１４が設けられる。上記メインビームフォーマ１１は、本体側の遅延加算回路であり、超音波プローブ１からプローブケーブル５を介して

50

送られてくる信号を遅延処理して画像処理ユニット 13 へ出力する。この画像処理ユニット 13 は、メインビームフォーマ 11 の出力信号を処理して 2 次元の超音波画像を生成して表示部 14 に表示する。

【0006】

上記のように超音波プローブ 1 に設けたサブアレイ受信遅延加算回路 4 により超音波受信信号を遅延処理し、その後、超音波診断装置本体 10 に設けたメインビームフォーマ 11 により追加遅延処理を行なうことで、所望の超音波ビームを形成する。

【0007】

上記サブアレイ受信遅延加算回路 4 は、遅延素子として C C D 遅延素子が一般に使用され、図 7 に示すように構成されている。なお、受信遅延素子としては、L C (コイル、コンデンサ)、C C D 遅延素子、デジタル遅延線があるが、サブアレイ受信遅延加算回路 4 に用いる素子としては、超音波プローブ 1 への組込みが必要であるので、大きさ、消費電力を可能な限り抑えることが必須であることなどから C C D 遅延素子の適性が高い。

【0008】

上記 1 次元アレイトランスデューサ 2 は、複数例えば 128 個の超音波振動子 2a を 1 次元アレイ配列して設けている。上記各超音波振動子 2a の受信信号は、それぞれサブアレイ受信遅延加算回路 4 へ送られ、前置増幅器 21 で所定の信号レベルに増幅された後、遅延回路 22 に入力される。

【0009】

上記遅延回路 22 は、遅延時間を選択するためにタップを設けた C C D 遅延素子 23、信号電荷を電圧波形に変換するための F G A (Floating Gate Amplifier) 24、及びマルチプレクサ 25 により構成している。この例では、C C D 遅延素子 23 として 5 段の転送ステージを持つものを示している。遅延回路 22 に入力された信号電圧は、入力ゲートにより信号電荷に変換されて初段の電位井戸に注入され、図 8 に示す電荷転送用の 2 相のクロック C L K 1、C L K 2 により、クロック周期 T 例えば 10 n s e c 毎に次段の電位井戸に順次転送される。

【0010】

C C D 遅延素子 23 の各段の電位井戸には、信号を取り出すための電極が設けられており、これらの各電極に信号電荷を電圧波形に変換するための F G A 24 が接続される。この F G A 24 の出力信号は、タップ 1 ~ タップ 5 の出力としてマルチプレクサ 25 へ送られる。また、このマルチプレクサ 25 には、C C D 遅延素子 23 への入力信号がタップ 0 の出力として入力される。

【0011】

また、上記マルチプレクサ 25 には、超音波診断装置本体 10 側から出力されるタップ選択信号がサブアレイ受信遅延加算回路 4 に設けられている制御回路 (図示せず) を介して与えられる。マルチプレクサ 25 は、タップ 0 ~ タップ 5 の信号を上記タップ選択信号により選択して出力する。上記マルチプレクサ 25 のタップ選択により所要の遅延時間のものを設定することができる。上記マルチプレクサ 25 の出力信号が遅延回路 22 の出力信号として取り出され、それぞれ抵抗 26 を介してアナログ増幅器 27 に入力される。

【0012】

すなわち、1 次元アレイトランスデューサ 2 の各超音波振動子 2a から出力される各チャンネルの信号がそれぞれ遅延回路 22 で遅延処理された後、抵抗 26 及びアナログ増幅器 27 からなるアナログ加算回路 28 に入力されて加算処理される。そして、上記アナログ増幅器 27 の電圧出力がサブアレイ受信遅延加算回路 4 の出力信号として取り出される。

【特許文献 1】特開平 8 - 182680 号公報

【特許文献 2】特開 2001 - 161689 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

10

20

30

40

50

上記従来の超音波プローブ 1 は、CCD 遅延素子 23 を用いて遅延回路 22 を構成しているが、CCD 遅延素子 23 の内部で信号が電荷として転送されるため、タップから信号を取り出すためには FGA 24 等を用いて電気信号に変換する必要がある。従って、遅延回路 22 に多数の FGA 24 が使用されると共に、それ以降の回路にマルチプレクサ 25、抵抗 26、アナログ増幅器 27 等の通常のアナログ回路が使用されるので、消費電力が非常に大きいという問題がある。また、アナログ加算回路 28 には、信号を加算するために多数の抵抗 26 が設けられるので、この抵抗 26 が発生するノイズの影響が問題となる。

【0014】

また、超音波の受信信号を得るための特性いわゆる受信音場を改善するために、通常個々の超音波振動子 2a での受信信号の振幅を変化させる重み付け処理が行なわれるが、タップから信号を取り出す方式においては、マルチプレクサ 25 の後にアナログ増幅器を設けたり、信号加算用の抵抗 26 の値を切替え可能にするなどの方法が用いられる。これらの重み付け処理方法は、通常のアナログ回路での増幅または減衰処理となるためにノイズの影響は避けられず、扱うことが可能な信号レベルの範囲（ダイナミックレンジ）を劣化させるなどの問題がある。

【0015】

従来の超音波診断装置では、上記したように 1 次元アレイトランスデューサが用いられ、2 次元画像を表示しているが、最近では 2 次元アレイトランスデューサによる 3 次元画像の表示が望まれている。しかし、上記図 7 に示した従来のサブアレイ受信遅延加算回路 4 を使用して 2 次元アレイトランスデューサの信号を処理しようとすると、回路素子数やケーブル本数等が著しく増加することになり、実用化が非常に困難である。

【0016】

本発明は上記の課題を解決するためになされたもので、超音波プローブ内に設けられるサブアレイ受信遅延加算回路の消費電力を低減できると共にノイズの発生を抑えることが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】

【0017】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0018】

本発明の第 1 局面に係る超音波診断装置は、超音波プローブに設けられる複数の超音波振動子と、前記超音波振動子を所定数毎に一纏まりのサブアレイとして分割し、各サブアレイに含まれる前記超音波振動子から得られる超音波の受信信号をサブアレイ毎に遅延加算処理する第 1 の遅延加算手段と、

超音波診断装置本体に設けられ、前記第 1 の遅延加算手段によりサブアレイ毎に遅延加算処理された超音波の受信信号に追加遅延加算処理を施し、所望の超音波ビームを形成する第 2 の遅延加算手段と、前記第 2 の遅延加算手段の遅延加算処理により形成された受信情報に基づいて超音波画像を形成する画像処理手段とを具備し、

前記第 1 の遅延加算手段は、複数の遅延時間の各々に対応する複数の CCD 遅延素子を備え、前記複数の CCD 遅延素子のうちの同一の遅延時間に対応する所望数の遅延素子を同時に選択することにより遅延時間毎に受信信号の振幅を調整することを特徴する。

本発明の第 2 局面に係る超音波診断装置は、複数の超音波振動子からなる複数のサブアレイを有する超音波プローブと、前記複数の超音波振動子からの受信信号に対して前記サブアレイ毎に第 1 の遅延加算処理を施す第 1 の遅延加算手段と、

前記第 1 の遅延加算処理が施された受信信号に対して第 2 の遅延加算処理を施し、超音波ビームに対応する受信信号を出力する第 2 の遅延加算手段と、前記超音波ビームに対応する受信信号に基づいて超音波画像を形成する画像処理手段と、を具備し、

前記第 1 の遅延加算手段は、複数の遅延時間にそれぞれ対応する複数の CCD 遅延素子を前記超音波振動子毎に備え、前記第 1 の遅延加算処理を施すために、前記複数の CCD 遅延素子のうちの所望遅延時間の CCD 遅延素子を選択する、ことを特徴する。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、超音波プローブ内に設けられるサブアレイ受信遅延加算回路の消費電力を低減できると共にノイズの発生を抑えることができ、その結果、高品位なリアルタイム超音波画像を収集することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

以下、図面を参照して本発明の一実施形態を説明する。

図1は、本発明の一実施形態に係る3次元のリアルタイム超音波診断装置の全体の概略構成を示すブロック図である。

10

本実施形態に係る3次元の超音波診断装置は、生体の3次元画像を収集する超音波プローブ30と超音波診断装置本体40とから構成され、両者間がプローブケーブル34により接続される。上記超音波プローブ30は、2次元アレイトランスデューサ31及びプローブ内送受信回路32により構成される。このプローブ内送受信回路32には、詳細を後述するサブアレイ受信遅延加算回路33が設けられる。

【0024】

上記2次元アレイトランスデューサ31は、図2に示すように複数例えば「 $64 \times 64 = 4096$ 素子」の超音波振動子35を2次元アレイ配列したもので、この 64×64 素子のアレイ配列を更に数素子～十数素子、例えば「 $4 \times 4 = 16$ 素子」のサブアレイ36に分割して3次元超音波ビーム37を発生させる。

20

【0025】

上記超音波プローブ30により生体の3次元画像を収集する場合、超音波診断装置本体40の制御指令に基づいて2次元アレイトランスデューサ31の各超音波振動子35に送信パルスが供給され、各超音波振動子35により3次元的に形成された超音波ビーム37が生体に向けて送出される。これにより、生体内から3次元超音波ビーム37の反射波が生じ、2次元アレイトランスデューサ31の超音波振動子35でそれぞれ検出される。

【0026】

上記超音波振動子35により検出された信号、すなわち受信信号は、プローブ内送受信回路32内のサブアレイ受信遅延加算回路33に入力される。このサブアレイ受信遅延加算回路33は、上記超音波振動子35の各サブアレイ36毎に設けられており、2次元アレイトランスデューサ31で検出された信号を遅延処理し、プローブケーブル34を介して超音波診断装置本体40へ送出する。

30

【0027】

上記2次元アレイトランスデューサ31の超音波振動子35をサブアレイ36に分割すると共に、各サブアレイ36毎にサブアレイ受信遅延加算回路33を設けて遅延処理することで、プローブケーブル34の本数を低減している。例えば「 $64 \times 64 = 4096$ 素子」の超音波振動子35により2次元アレイトランスデューサ31を構成した場合、直接接続すると4096本のプローブケーブルが必要であるが、サブアレイ36を「 $4 \times 4 = 16$ 」の素子群により構成した場合、プローブケーブル34の本数を「 $4096 / 16 = 256$ 本」に減少することができる。

40

【0028】

上記超音波診断装置本体40には、メインビームフォーマ41を備えた本体側送受信部42、画像処理ユニット43及びCRTや液晶表示パネル等の表示部44が設けられる。上記メインビームフォーマ41は、本体側の遅延加算回路であり、超音波プローブ30からプローブケーブル34を介して送られてくる信号を更に追加遅延加算処理して画像処理ユニット43へ出力する。この画像処理ユニット43は、メインビームフォーマ41の出力信号を処理し、3次元の超音波画像を生成して表示部44に表示する。

【0029】

上記のように2次元アレイトランスデューサ31の超音波振動子35をサブアレイ36に分割すると共に、各サブアレイ36毎にサブアレイ受信遅延加算回路33を設けてビー

50

ムパターンに従った遅延処理を行ない、その後、更に超音波診断装置本体40側に設けたメインビームフォーマ41で追加遅延加算処理を行なうことで、ビーム形成の段階を分けて超音波プローブ30における3次元超音波ビーム37を形成する。

【0030】

次に、上記超音波プローブ30におけるサブアレイ受信遅延加算回路33の詳細な構成について図3を参照して説明する。なお、図3は、サブアレイ受信遅延加算回路33の一部、すなわちサブアレイ36を単位とする超音波振動子35の受信信号を遅延する回路部分について示したもので、その他のサブアレイ36に対する遅延回路部分も同様の構成となっている。

【0031】

2次元アレイトランスデューサ31を構成する超音波振動子35の受信信号は、サブアレイ36を単位としてサブアレイ受信遅延加算回路33へ送られ、それぞれ前置増幅器51で所定の信号レベルに増幅された後、遅延回路52に入力される。

【0032】

上記遅延回路52は、複数例えば6個の入力ゲートCG0～CG5、入力ゲートCG1～CG5に対して設けられるCCD遅延素子53a～53e、加算部を構成する共通の電位井戸54からなっている。上記入力ゲートCG0～CG5は、入力信号を電荷に変換するものであり、制御部(図示せず)からの制御信号(イネーブル信号)によってオン/オフ制御される。この場合、入力ゲートCG0の出力は電位井戸54に直接入力され、入力ゲートCG1～CG5の出力はCCD遅延素子53a～53eを介して共通の電位井戸54へ送られる。

【0033】

上記CCD遅延素子53a～53eは、異なる遅延時間に設定、すなわち異なる素子数に設定されており、例えばCCD遅延素子53aが1個の素子で構成され、以下、CCD遅延素子53eまで素子を1個ずつ増加させている。

【0034】

上記前置増幅器51で増幅された超音波の受信信号は、入力ゲートCG1～CG5において電荷に変換されてCCD遅延素子53a～53eに入力され、図4に示す電荷転送用の2相のクロックCLK1、CLK2によりクロック周期例えば10ns毎に次段の電位井戸に順次転送される。入力ゲートCG1～CG5により選択されたCCD遅延素子53a～53eの転送段数及びクロックCLK1、CLK2の周期を調整することにより、必要な受信遅延が付与される。上記入力ゲートCG1～CG5の何れかを開くことにより、所望の遅延時間のCCD遅延素子53a～53eを選択する。なお、入力ゲートCG0を開いた場合は、超音波受信信号が直接共通の電位井戸54に導かれるので、遅延処理は行なわれない。

【0035】

上記共通の電位井戸54には、電荷を電圧の波形に変換するFGA(Floating Gate Amplifier)55が接続されており、このFGA55の出力信号がサブアレイ36を単位とするサブアレイ受信遅延加算回路33の出力信号として取り出される。

【0036】

また、上記各CCD遅延素子53a～53eは、それぞれ図5に示すように同じ遅延時間毎にCCD遅延素子が複数個並列に接続されており、同一の遅延時間を有するCCD遅延素子を複数選択することにより、同時に転送する電荷の量を増減して信号の振幅を調整できるようにしている。

【0037】

図5は、4クロックの遅延を行なうCCD遅延素子53dの構成例について示したものである。CCD遅延素子53dは、複数例えば3個のCCD遅延素子53d-1、53d-2、53d-3を並列に設けたもので、各信号入力端に入力ゲートCG4-1、CG4-2、CG4-3を備えている。また、上記CCD遅延素子53d-1、53d-2、53d-3の出力端は、共通の電位井戸54に接続される。上記入力ゲートCG4-1、C

10

20

30

40

50

G 4 - 2、C G 4 - 3 をオープンする数を選択することにより、信号の振幅を調整、すなわち各受信信号の振幅調整（重み付け）を行なって超音波の受信特性を改善できるようになっている。

【 0 0 3 8 】

次に、上記のように構成された超音波診断装置の動作を説明する。

まず、図 1 に示した超音波診断装置において、超音波プローブ 3 0 により生体の 3 次元画像の収集が開始されると、2 次元アレイトランスデューサ 3 1 の超音波振動子 3 5 に対してそれぞれ送信パルスが供給され、各超音波振動子 3 5 により 3 次元的に形成された超音波ビーム 3 7 が生体に向けて送出される。これにより、生体内から 3 次元超音波ビーム 3 7 の反射波が生じ、2 次元アレイトランスデューサ 3 1 の超音波振動子 3 5 でそれぞれ

10

【 0 0 3 9 】

上記超音波振動子 3 5 により検出された信号、すなわち超音波微小振動子 3 5 の受信信号は、サブアレイ 3 6 の単位でサブアレイ受信遅延加算回路 3 3 に送られ、図 3 に示したように前置増幅器 5 1 で所定の信号レベルに増幅された後、遅延回路 5 2 に入力される。

【 0 0 4 0 】

上記遅延回路 5 2 は、各超音波振動子 3 5 毎に形成されている C C D 遅延素子 5 3 a ~ 5 3 e から必要な遅延時間の C C D 遅延素子を、図 5 に示したように重み付けに必要なチャンネル数（本数）分の入力入力ゲートを開けることにより、各受信信号の振幅調整を行ない超音波の受信特性を改善する。各超音波振動子 3 5 の受信信号は、C C D 遅延素子 5 3 a ~ 5 3 e に入力される際に入力ゲート C G 1 ~ C G 5 において電荷に変換され、電荷転送用の 2 相のクロック C L K 1、C L K 2 によりクロック周期例えば 1 0 n s e c 毎に次段の電位井戸に順次転送される。この場合、入力ゲート C G 1 ~ C G 5 により選択された C C D 遅延素子 5 3 a ~ 5 3 e の転送段数及びクロック C L K 1、C L K 2 の周期を調整することにより、必要な受信遅延が付与される。各 C C D 遅延素子 5 3 a ~ 5 3 e は、その出力が共通の電位井戸 5 4 に導かれているので、受信遅延が付与されたサブアレイ 3 6 の各超音波振動子 3 5 の受信信号が電荷の状態に加算される。この共通の電位井戸 5 4 で加算された電荷は、F G A 5 5 で電圧の波形に変換されて出力される。従って、サブアレイ受信遅延加算回路 3 3 からは、各サブアレイ 3 6 毎に遅延加算された信号電圧が得ら

20

30

【 0 0 4 1 】

上記サブアレイ受信遅延加算回路 3 3 により遅延処理された信号は、プローブケーブル 3 4 を介して超音波診断装置本体 4 0 へ送られる。超音波診断装置本体 4 0 は、超音波プローブ 3 0 から送られてくる遅延された超音波受信信号をメインビームフォーマ 4 1 で更に追加遅延加算処理して画像処理ユニット 4 3 へ出力する。この画像処理ユニット 4 3 は、メインビームフォーマ 4 1 の出力信号を処理し、3 次元の超音波画像を生成して表示部 4 4 に表示する。

【 0 0 4 2 】

上記実施形態で示したように超音波プローブ 3 0 のプローブ内送受信回路 3 2 におけるサブアレイ受信遅延加算回路 3 3 を、入力ゲート C G 1 ~ C G 5 により選択可能な C C D 遅延素子 5 3 a ~ 5 3 e と、この C C D 遅延素子 5 3 a ~ 5 3 e により遅延された信号を電荷の状態に加算処理する共通の電位井戸 5 4 とにより構成し、かつ、上記 C C D 遅延素子 5 3 a ~ 5 3 e で重み付け処理できるように構成することにより、従来の C C D 遅延素子にタップを設けて各タップ毎に電荷を F G A で電気信号に変換するアナログ回路を用いた場合に比較して F G A の使用数を少なくでき、消費電力を低減することができる。また、遅延した信号を加算するための抵抗が不要であるので、抵抗によるノイズの発生を防止することができる。この結果、高品位なリアルタイム超音波画像を収集することが可能になる。

40

【 0 0 4 3 】

また、2 次元アレイトランスデューサ 3 1 は、2 次元アレイ配置した超音波振動子 3 5

50

を例えば「 $4 \times 4 = 16$ 素子」等のサブアレイ 36 の単位に分割して遅延処理することにより、プロープケーブル 34 の本数（信号線数）を著しく減らすことができる。例えば上記実施形態で示したように「 $64 \times 64 = 4096$ 素子」の超音波振動子 35 を 2 次元アレイ配置し、サブアレイ 36 を「 $4 \times 4 = 16$ 」の素子構成とした場合、プロープケーブル 34 の本数を「 $4096 / 16 = 256$ 本」に減少することができる。従って、この場合には、上記超音波プロープ 30 からの信号を処理する超音波診断装置本体 40 内のメインビームフォーマ 41 は、回路数を「256」設ければよいことになる。

【0044】

なお、上記実施形態では、2 次元アレイトランスデューサ 31 の超音波振動子 35 を「 $64 \times 64 = 4096$ 素子」の 2 次元アレイ配置とした場合について示したが、その配置構成は上記実施形態に限定されるものではなく、任意に設定し得るものである。

10

【0045】

また、上記 2 次元サブアレイにおけるサブアレイ 36 は、「 $4 \times 4 = 16$ 素子」の配置構成とした場合について示したが、その他、例えば「 3×3 」、「 3×4 」、「 4×4 」、「 5×5 」等、任意に設定することが可能である。

【0046】

また、上記実施形態では、サブアレイ受信遅延加算回路 33 における遅延回路 52 を 5 系統の C C D 遅延素子 53 a ~ 53 e により構成した場合について示したが、この C C D 遅延素子 53 a ~ 53 e の系統数は任意に設定し得るものである。

【0047】

20

また、上記各 C C D 遅延素子 53 a ~ 53 e は、図 5 に示したように重み付け処理を行なわせるために 3 系統の C C D 遅延素子を並列に設けた場合について示したが、この C C D 遅延素子の系統数についても任意に設定し得るものである。

【0048】

また、上記実施形態では、2 次元アレイによるリアルタイム 3 次元超音波診断装置に適用した場合について示したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、その他、例えば通常の 1 次元アレイや 1.5 次元アレイなどの形態においても、その要旨を変更しない範囲で種々の変形・適用が可能であることは勿論である。

【図面の簡単な説明】

【0049】

30

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】同実施形態において、超音波プロープの 2 次元アレイトランスデューサにおける超音波振動子の 2 次元配置構成を説明するための図である。

【図 3】同実施形態におけるサブアレイ受信遅延加算回路の構成図である。

【図 4】同実施形態において、サブアレイ受信遅延加算回路の C C D 遅延素子を駆動する 2 相のクロックを示す図である。

【図 5】同実施形態において、サブアレイ受信遅延加算回路の各 C C D 遅延素子により重み付けを行なう場合の構成例を示す図である。

【図 6】従来の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 7】従来の超音波診断装置におけるサブアレイ受信遅延加算回路の構成図である。

40

【図 8】従来の超音波診断装置におけるサブアレイ受信遅延加算回路の C C D 遅延素子を駆動する 2 相のクロックを示す図である。

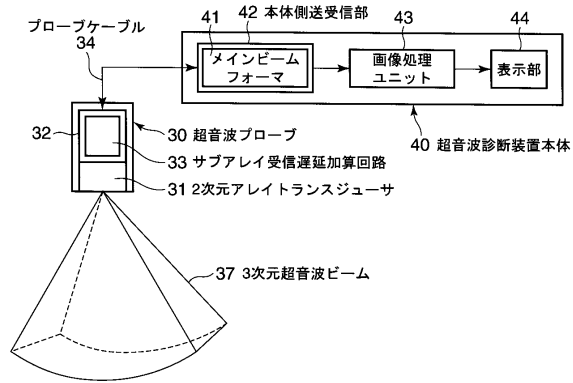
【符号の説明】

【0050】

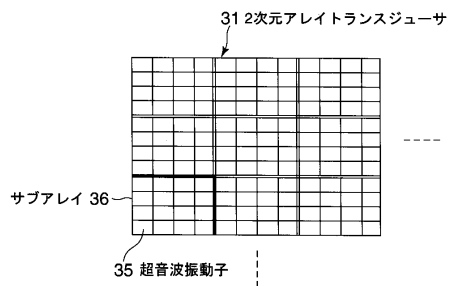
30 ... 超音波プロープ、31 ... 2 次元アレイトランスデューサ、32 ... プロープ内送受信回路、33 ... サブアレイ受信遅延加算回路、34 ... プロープケーブル、35 ... 超音波振動子、36 ... サブアレイ、37 ... 3 次元超音波ビーム、40 ... 超音波診断装置本体、41 ... メインビームフォーマ、42 ... 本体側送受信部、43 ... 画像処理ユニット、44 ... 表示部、51 ... 前置増幅器、52 ... 遅延回路、53 a ~ 53 d ... C C D 遅延素子、54 ... 共通の電位井戸、55 ... F G A。

50

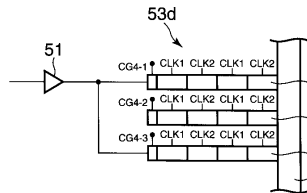
【図 1】



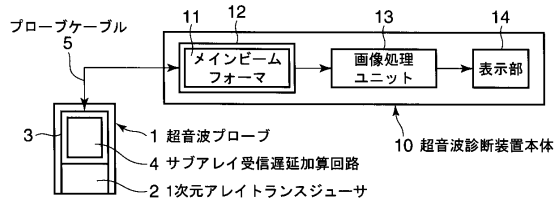
【図 2】



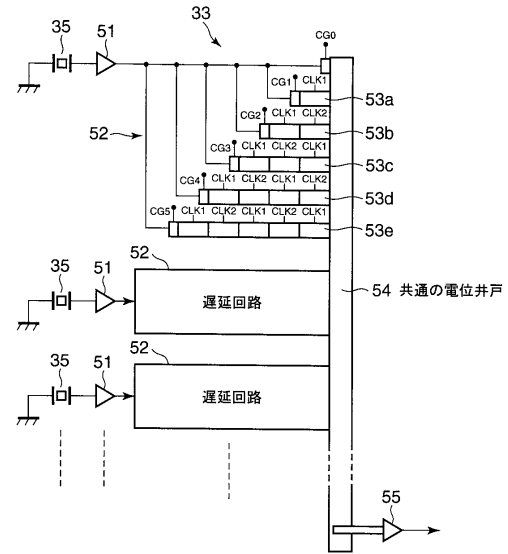
【図 5】



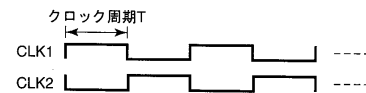
【図 6】



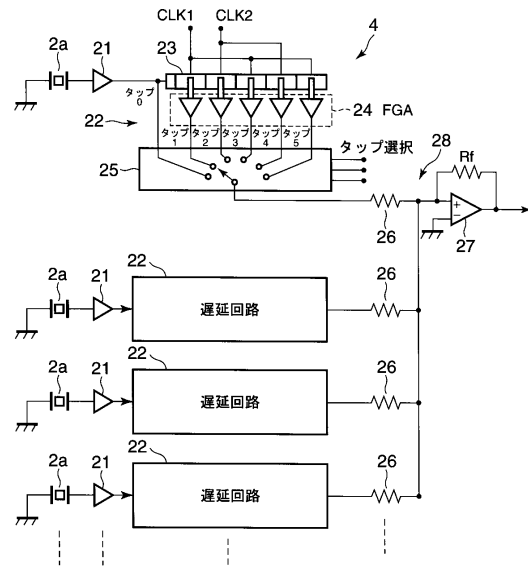
【図 3】



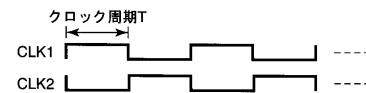
【図 4】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 本郷 宏信

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開平03-181877(JP,A)

特開平02-261436(JP,A)

特開平10-243296(JP,A)

特開2003-284087(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

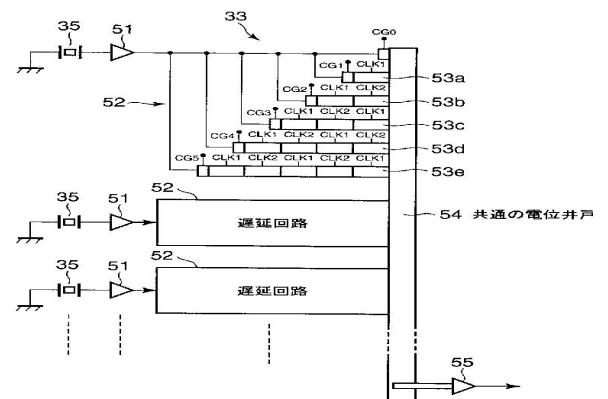
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4557575B2	公开(公告)日	2010-10-06
申请号	JP2004089924	申请日	2004-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	本郷宏信		
发明人	本郷 宏信		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE15 4C601/GB06 4C601/GB18 4C601/HH25 4C601/JB06 4C601/JB08		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP2005270423A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，用于降低超声波探头内部设置的子阵列接收延迟加法电路的电力消耗，并防止产生噪声。解决方案：以二维阵列布置的超声波振动器3的接收信号以子阵列为单位被发送到子阵列接收延迟加法电路33，并经由前置放大器51输入到CCD延迟元件53a-53e。当输入到CCD延迟元件53a-53e中时，接收信号在输入门CG1-CG5中被转换成电荷，并且通过两相时钟被发送到下一级的电势阱。在这种情况下，根据由输入门CG1-CG5选择的CCD延迟元件53a-53e的传输级数，对超声波接收信号给予必要的接收延迟。给出接收延迟的超声波接收信号在公共电位阱54中的电荷状态下相加，并在转换为电压波形后通过探测电缆传输到超声波诊断装置的主体。 FGA55.Ž

【图 3】



【图 4】