

(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2010-240131

(P2010-240131A)

(43) 公開日 平成22年10月28日(2010.10.28)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
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 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-91756 (P2009-91756)
(22) 出願日 平成21年4月6日 (2009.4.6)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
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 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(72) 発明者 椎名 孝行
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内
(72) 発明者 奥村 貴敏
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内

最終頁に続く

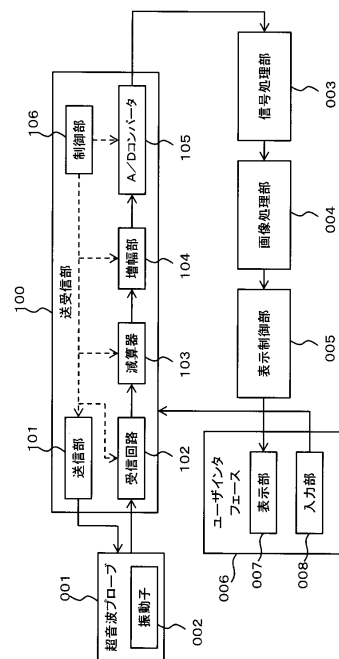
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法

(57) 【要約】

【課題】実際に回路に混入するノイズ信号を用いてアナログ信号に混入したノイズを除去する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】振動子002からエコー信号を受信する複数の受信回路102と、振動子002に接続され、エコー信号を受信していない状態で混入するノイズ信号を出力する受信回路102と、受信回路102がエコー信号を受信したとき、受信回路102の出力から受信回路102の出力を減算する減算器103と、ノイズ信号が減算された信号を増幅する増幅部104と、増幅された信号をデジタル信号に変更するA/Dコンバータ105と、デジタル信号に変換された信号に対し信号処理を施す信号処理部003と、信号処理を施された信号に対し画像処理を施し画像データを生成する画像処理部004と、画像データを基に超音波画像を表示部007に表示させる表示制御部005と、を備えた。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の振動子と、
前記振動子にパルス信号を送信する送信手段と、
前記振動子それぞれに接続され前記振動子からエコー信号を受信する複数の第 1 の受信回路と、
前記振動子に接続され、エコー信号を受信していない状態で混入するノイズ信号を出力する第 2 の受信回路と、
前記第 1 の受信回路がエコー信号を受信したとき、該エコー信号を受信した第 1 の受信回路の出力から前記第 2 の受信回路の出力を減算する減算手段と、
前記減算手段から出力された信号を増幅する増幅手段と、
前記増幅された信号をデジタル信号に変更する A/D 変換手段と、
前記デジタル信号に変換された信号に対し信号処理を施す信号処理手段と、
前記信号処理を施された信号に対し画像処理を施し画像データを生成する画像処理手段と、
前記画像データを基に超音波画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記第 2 の受信回路は、所定数の前記第 1 の受信回路に対応するように 1 つずつ配置され、前記第 2 の受信回路の出力は、前記対応する第 1 の受信回路のうちの前記エコー信号を受信する前記第 1 の受信回路に接続されたそれぞれの前記減算手段に順次切り替えて入力されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記切り替えは、各前記第 1 の受信回路が受信する前記エコー信号のそれぞれの遅延時間に合わせたタイミングで行われることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

複数の振動子と、
前記振動子にパルス信号を送信する送信手段と、
前記振動子にそれぞれ接続され前記振動子からエコー信号を受信する複数の受信回路と、
入力された信号を増幅する増幅手段と、
前記増幅された信号をデジタル信号に変更する A/D 変換手段と、
前記デジタル信号に変換された信号に対し信号処理を施す信号処理手段と、
前記信号処理を施された信号に対し画像処理を施し画像データを生成する画像処理手段と、
前記画像データを基に超音波画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、
を備えた超音波診断装置であって、
前記複数の受信回路と前記増幅手段との間に配置され、前記増幅手段に信号を出力する減算手段をさらに備え、
減算器調整モードと信号受信モードとを有し、
前記減算器調整モードでは、前記受信回路のうちの特定の前記受信回路は、前記エコー信号を受信しない状態で、前記エコー信号を受信した他の前記受信回路に接続されている前記減算手段にノイズ信号を出力し、
前記他の受信回路は、前記振動子からエコー信号を受信して前記減算手段へ出力し、
前記減算手段は、前記他の受信回路の出力から前記特定の受信回路の出力を減算し、
前記信号受信モードでは、全ての前記受信回路で、前記超音波プローブからエコー信号を受信して前記減算手段へ出力する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

40

【請求項 5】

前記特定の受信回路は、所定数の前記他の受信回路に対応するように 1 つずつ配置され

50

、前記特定の受信回路の出力は、前記対応する他の受信回路のうちの前記エコー信号を受信する前記他の受信回路に接続されたそれぞれの前記減算手段に順次切り替えて入力され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】

前記切り替えは、各前記他の受信回路が受信する前記エコー信号のそれぞれの遅延時間に合わせたタイミングで行われることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

複数の第 1 の受信回路に接続されているそれぞれの振動子にパルス信号を送信する送信段階と、

前記複数の第 1 の受信回路が、それぞれに接続されている振動子からエコー信号を順次受信する受信段階と、

第 2 の受信回路が、前記エコー信号を受信していない状態で、前記エコー信号を受信した前記第 1 の受信回路に接続されている減算器にノイズ信号を出力するノイズ出力段階と、

前記減算器が前記第 1 の受信回路の出力から前記第 2 の受信回路の出力を減算する減算段階と、

前記減算が施された信号を増幅する増幅段階と、

前記増幅された信号をデジタル信号に変更する A/D 変換段階と、

前記デジタル信号に変換された信号に対し信号処理を施す信号処理段階と、

前記信号処理を施された信号に対し画像処理を施し画像データを生成する画像処理段階と、

前記画像データを基に超音波画像を表示手段に表示させる表示制御段階と、

を有することを特徴とする超音波診断装置制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に対して超音波を送受信し、受信した超音波に基づくエコー信号を用いて診断部位についての超音波断層像を生成する超音波診断装置及びその制御方法に関する。さらに詳しくは、エコー信号に混入するノイズの除去を行う超音波診断装置及びその制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、被検体内に向けて超音波を送信し、該被検体の臓器などから反射した超音波（以下では、この反射した超音波を「超音波エコー」という。）を受信し、その超音波エコーを電気信号（以下では、この電気信号を「エコー信号」という。）に変換し、そのエコー信号に対して、対数圧縮、包絡線検波、や遅延加算処理などを施し、さらに座標変換などを行うなどして、被検体内の断面の画像である超音波断層像を生成する超音波診断装置が広く普及している。

【0003】

しかし、エコー信号は極めて小さい信号である。そのため、増幅器を通してエコー信号を増幅した後に信号処理を行う。そして、信号処理としては、エコー信号に対して遅延加算処理などを施すことで整相し、それぞれの信号を加算することで加算信号を得ている。この様にして得られた加算信号に対し画像処理を施すことで、超音波画像を得ている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【0004】

そして近年、超音波診断装置の小型化や軽量化が進められている。この小型化や軽量化に伴い、上述した処理を行うためのアナログ回路とデジタル回路が混在するハードウェアが用いられてきている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

【0005】

【特許文献1】特開2001-59872号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかし、特許文献1などに記載された従来の超音波診断装置では、以下の問題点がある。まず、電気系統やデジタル回路などで発生するノイズがアナログ信号に混入した場合、その後遅延加算などを行うとノイズが増大するために、 S/N が低下してしまい、取得される超音波画像の感度が劣化してしまう。また、ノイズ成分が混入した場合、ノイズに対応してダイナミックレンジを大きくとらなければならない、処理のために必要なビット数が増加する。そのため、 A/D コンバータのコストが上がってしまう。

10

【0007】

また、ノイズ信号などを記憶しておき、その記憶したノイズ信号を読み出して出力信号から除去する構成では、構成が複雑になり、小型化することが困難となる。

【0008】

この発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、実際に回路に混入するノイズ信号を用いてエコー信号に混入したノイズを、信号処理を施す前のアナログ信号の状態で除去する超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、複数の振動子と、前記振動子にパルス信号を送信する送信手段と、前記振動子それぞれに接続され前記振動子からエコー信号を受信する複数の第1の受信回路と、前記振動子に接続され、エコー信号を受信していない状態で混入するノイズ信号を出力する第2の受信回路と、前記第1の受信回路がエコー信号を受信したとき、該エコー信号を受信した第1の受信回路の出力から前記第2の受信回路の出力を減算する減算手段と、前記減算手段から出力された信号を増幅する増幅手段と、前記増幅された信号をデジタル信号に変換する A/D 変換手段と、前記デジタル信号に変換された信号に対し信号処理を施す信号処理手段と、前記信号処理を施された信号に対し画像処理を施し画像データを生成する画像処理手段と、前記画像データを基に超音波画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を備えたことを特徴とするものである。

20

30

【0010】

請求項4に記載の超音波診断装置は、複数の振動子と、前記振動子にパルス信号を送信する送信手段と、前記振動子にそれぞれ接続され前記振動子からエコー信号を受信する複数の受信回路と、入力された信号を増幅する増幅手段と、前記増幅された信号をデジタル信号に変換する A/D 変換手段と、前記デジタル信号に変換された信号に対し信号処理を施す信号処理手段と、前記信号処理を施された信号に対し画像処理を施し画像データを生成する画像処理手段と、前記画像データを基に超音波画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を備えた超音波診断装置であって、前記複数の受信回路と前記増幅手段との間に配置され、前記増幅手段に信号を出力する減算手段をさらに備え、減算器調整モードと信号受信モードとを有し、前記減算器調整モードでは、前記受信回路のうちの特定の前記受信回路は、前記エコー信号を受信しない状態で、前記エコー信号を受信した他の前記受信回路に接続されている前記減算手段にノイズ信号を出力し、前記他の受信回路は、前記振動子からエコー信号を受信して前記減算手段へ出力し、前記減算手段は、前記他の受信回路の出力から前記特定の受信回路の出力を減算し、前記信号受信モードでは、全ての前記受信回路で、前記超音波プローブからエコー信号を受信して前記減算手段へ出力する、ことを特徴とするものである。

40

【0011】

請求項7に記載の超音波診断装置制御方法は、複数の第1の受信回路に接続されているそれぞれの振動子にパルス信号を送信する送信段階と、前記複数の第1の受信回路が、そ

50

れぞれに接続されている振動子からエコー信号を順次受信する受信段階と、第2の受信回路が、前記エコー信号を受信していない状態で、前記エコー信号を受信した前記第1の受信回路に接続されている減算器にノイズ信号を出力するノイズ出力段階と、前記減算器が前記第1の受信回路の出力から前記第2の受信回路の出力を減算する減算段階と、前記減算が施された信号を増幅する増幅段階と、前記増幅された信号をデジタル信号に変更するA/D変換段階と、前記デジタル信号に変換された信号に対し信号処理を施す信号処理段階と、前記信号処理を施された信号に対し画像処理を施し画像データを生成する画像処理段階と、前記画像データを基に超音波画像を表示手段に表示させる表示制御段階と、を有することを特徴とするものである。

【発明の効果】

10

【0012】

本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断装置制御方法は、受信回路に混入するノイズ信号の入力を基に、超音波プローブから受信回路にエコー信号が入力された段階でその受信回路の出力からノイズ信号を除去する構成である。これにより、簡単な構成でノイズ成分の除去を行うことが可能となり、装置の小型化に対応できる。

【0013】

また、信号処理を行う前のアナログ信号の状態で、さらに増幅よりも前の段階でノイズ成分が除去されるため、S/N比を改善することができ、超音波画像の感度の劣化を抑えることが可能となる。また、ノイズ成分を除去できるため、ダイナミックレンジを小さくでき、処理のために必要なビット数が少なくてすみ、A/Dコンバータのコストを抑えることが可能となる。

20

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明に係る超音波診断装置のブロック図

【図2】第1の実施形態に係る送受信部のエコー信号の受信の機能を説明するための模式図

【図3】送受信を行わない振動子の位置を説明するための模式図

【図4】第1の実施形態に係る超音波診断装置での減算器調整モードにおける減算器の調整及び画像生成のフローチャート

【図5】第2の実施形態に係る超音波診断装置のエコー信号の受信の機能を説明するための構成を表す模式図

30

【発明を実施するための形態】

【0015】

〔第1の実施形態〕

以下、この発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。図1は本発明に係る超音波診断装置の機能を表すブロック図である。図1に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ001、送受信部100、信号処理部003、画像処理部004、及びユーザインタフェース006で構成されている。以下では、まず送受信部100の構成を説明し、その後超音波診断装置全体の構成を説明する。

【0016】

40

本実施形態に係る超音波診断装置における送受信部100は減算器調整モード及び信号受信モードの2つの動作モードを有している。この、2つの動作モードは後述する受信回路102bの動作が異なるものである。この動作モードの選択は操作者によりユーザインタフェース006を用いて行われる。

【0017】

図2は、送受信部100のエコー信号の受信の機能を説明するための模式図である。ここで、図2には送受信部100における送信部101は図示していない。送受信部100は、図1及び図2に示すように、送信部101、受信回路102、減算器103、増幅部104、A/Dコンバータ105、及び制御部106で構成されている。また、本実施形態に係る受信回路102には、図2に示すように受信回路102a及び受信回路102b

50

という２つの種類の受信回路が存在する。以下の説明では、受信回路１０２ a 及び受信回路１０２ b を区別しない時には単に「受信回路１０２」という。また、受信回路１０２ b とその受信回路１０２ b に対応する減算器１０３（以下では、この減算器１０３を「受信回路１０２ b に接続された減算器１０３」という。）との間に、スイッチ２００が配置されている。そして、スイッチ２００は、切り替えにより各受信回路１０２ a に接続されている減算器１０３に、受信回路１０２ b の接続を切り替える。

【００１８】

制御部１０６は、ＣＰＵ及びメモリで構成されている。制御部１０６は、送受信部１００に含まれる各機能部の動作やそのタイミング及び情報の受け渡しを行う。ただし、実際には制御部１０６を介して行われる情報の受け渡しを、以下の説明では説明の都合上、各機能部が直接行っているように説明する場合がある。

10

【００１９】

減算器調整モードでは、制御部１０６は、受信回路１０２ a に接続されている振動子００２へパルス信号を送信するよう送信部１０１を制御する。さらに、制御部１０６は、受信回路１０２ b に接続されている振動子００２へパルス信号を送信しないように、送信部１０１を制御する。すなわち、減算器調整モードでは、受信回路１０２ b に接続されている振動子００２には超音波の送受信を行わせない。

【００２０】

また、それぞれの振動子００２から被検体に向けた超音波の送信には、送信超音波を所定の深さに集束し、且つ所定の方向に送信するために遅延時間が与えられており、各振動子００２からの超音波の送信にはずれがある。そのため、振動子００２から受信回路１０２ a へのエコー信号の出力も遅延時間に基づくタイミングのずれを有している。そこで、制御部１０６は、減算器調整モードの場合、図２に示す受信回路１０２ b と対応する減算器１０３との間にあるスイッチ２００を、最初にエコー信号を受信する受信回路１０２ a に接続されている減算器１０３への接続に切り替える。そして、制御部１０６は、該受信回路１０２ a へのエコー信号の入力が終了すると、次にエコー信号を受信する受信回路１０２ a に接続されている減算器１０３への接続に切り替える。この様に制御部１０６は、エコー信号の受信を行う受信回路１０２ a に接続されている減算器１０３に接続するようにスイッチ２００を順次切り替えていく。そして、制御部１０６は、すべての減算器１０３へのノイズ信号の送信が終了するとスイッチ２００を受信回路１０２ b に対応する減算器１０３への接続に切り替える。

20

30

【００２１】

信号受信モードでは、制御部１０６は、全ての振動子００２（受信回路１０２ b に接続されている振動子００２を含む。）へパルス信号を送信するよう送信部１０１を制御する。

【００２２】

ここで、送受信部１００と超音波プローブ００１との間ではテスト信号の送受信や超音波プローブ００１の接続確認のための信号の送受信が必要であり、制御部１０６は、実際に撮像を行わない状態であっても送信部１０１及び受信回路１０２と振動子００２との間の信号の送受信を常に行わせている。

40

【００２３】

送信部１０１は、パルス信号を発生する。そして、送信部１０１は、送信超音波を所定の深さに集束するための遅延時間と所定の方向に送信するための遅延時間とを前記パルス信号に与える。そして、送信部１０１は、遅延時間を与えた該パルス信号を後述する超音波プローブ００１の振動子００２へ送信することで、振動子００２に超音波を発生させる。ただし、減算器調整モードの場合、送信部１０１は、受信回路１０２ b に接続されている振動子００２に対してはパルス信号を送信しない。この送信部１０１が本発明における「送信手段」にあたる。

【００２４】

受信回路１０２ a は、振動子００２から入力される超音波が被検体で反射したエコー信

50

号の入力を受ける。このエコー信号は、前述したように送信部 101 により送信超音波毎に遅延時間が与えられているため、それぞれずれて受信回路 102a に入力される。さらに、エコー信号の入力を受けた受信回路 102a は、接続されている減算器 103 へ信号の出力を行う。ここで、受信回路 102a へ入力されるエコー信号にはデジタル回路や電源供給ラインなどから混入しており、さらに受信回路 102a を通過中にも該エコー信号にノイズが混入してしまう。すなわち、受信回路 102a から出力される信号はエコー信号にノイズ成分が混入した状態となっている。この受信回路 102a が本発明における「第 1 の受信回路」にあたる。

【0025】

減算器調整モードの場合、受信回路 102b は、エコー信号の入力を受けないため、デジタル回路や電源供給ラインなどから混入するノイズ信号のみが入力される。各受信回路 102a 及び受信回路 102b はほぼ同じ位置に配置されており、外部からのノイズの混入などの影響はほぼ同程度となるので、各受信回路 102a 及び受信回路 102b の何れにおいてもほぼ同程度の強度を持ったノイズが入力される。そして、受信回路 102b は、入力されたノイズ信号を出力する。そして、制御部 106 によりスイッチ 200 が順次各受信回路 102a に接続された減算器 103 への接続に切り替えられるため、受信回路 102b から出力されたノイズ信号は、各減算器 103 へ順次入力される。そして、すべての減算器 103 への入力が終わると、受信回路 102b から出力されたノイズ信号は受信回路 102b に接続されている減算器 103 に入力される。この各減算器 103 へのノイズ信号の入力は受信回路 102a からの信号の出力と並行して行われる。

【0026】

信号受信モードの場合、受信回路 102b は、振動子 002 から入力される超音波が被検体で反射したエコー信号の入力を受ける。そして、エコー信号の入力を受けた受信回路 102b は、信号に対応する減算器 103 に出力する。この受信回路 102b が本発明における「第 2 の受信回路」にあたる。

【0027】

減算器 103 は、メモリなどの記憶領域を有している。減算器調整モードの場合、減算器 103 は、受信回路 102a から信号の入力を受けるとともに、受信回路 102b からノイズ信号の入力を受ける。そして、減算器 103 は、接続されている受信回路 102a から受けたエコー信号にノイズ信号が混入した信号の入力を受け、該入力された信号からノイズ信号を減算する。これによりエコー信号からノイズ成分が除去される。そして、減算器 103 は、ノイズ成分を除去した信号を増幅部 104 へ出力する。

【0028】

信号受信モードの場合、減算器 103 は、受信回路 102 から入力された信号からのノイズ信号の減算を行わない。そして、減算器 103 は、入力されたままの信号を増幅部 104 へ出力する。

【0029】

ここで、本実施形態では、医師や操作技師などの操作者（以下では、単に「操作者」という。）がノイズの除去が不要と考えた場合に信号受信モードを使用すると想定しているため、信号受信モードでは減算器 103 によるエコー信号からの信号の減算を行っていないが、減算を行う構成でもよい。例えば、減算器 103 は、所定の強度の信号を予め記憶しておき、その記憶している信号を入力されたエコー信号から減算する構成でもよい。他の構成としては、減算器 103 は、前回の撮像のときに使用したノイズ信号を記憶しておき、そのノイズ信号を入力されたエコー信号から減算する構成でもよい。

【0030】

増幅部 104 は、アンプなどで構成されている。減算器 103 から信号の入力を受ける。増幅部 104 は、入力された信号を増幅する。そして、増幅部 104 は、増幅した信号を A/D コンバータ 105 へ出力する。この増幅部 104 が本発明における「増幅手段」にあたる。

【0031】

A/Dコンバータ105は、増幅部104から信号の入力を受ける。この入力される信号はアナログ信号である。A/Dコンバータ105は、入力された信号をアナログ信号からデジタル信号に変換する。そして、A/Dコンバータ105は、デジタル信号に変換した信号を信号処理部003へ出力する。このA/Dコンバータ105が本発明における「A/D変換手段」にあたる。

【0032】

次に、超音波診断装置全体の構成について説明する。

【0033】

超音波プローブ001は、複数の振動子002を有している。各振動子002はそれぞれ対応する1つの受信回路102に接続されている。振動子002は、送信部101から入力されたパルス信号を超音波に変換し被検体に向けて送信する。さらに、振動子002は、被検体で反射した超音波エコーを受信し電気信号であるエコー信号に変換して受信回路102に出力する。ただし、減算器調整モードの場合、受信回路102bに接続されている振動子002は超音波の送受信は行わず、また信号を受信回路102bに出力することもしない。ここで、本実施形態で超音波プローブ001として、2次元アレイプローブを使用するとする。すなわち、図3のように超音波プローブ001に振動子002が配置されているとする。図3は、送受信を行わない振動子002の位置を説明するための模式図である。振動子002は、図2における一つ一つの格子それぞれにあたる。そして、この様な2次元アレイプローブでは、一般的な撮像においては、グレーで示す領域301の情報が重要であり、領域301の外側、すなわち2次元的に配置された振動子002のうちの端の方の部分にあたる領域302の情報の重要度は低い。そのため、受信回路102bに接続されている振動子002は、2次元的に配置されている振動子002の中なるべく端にあたる部分に配置されていることが好ましい。本実施形態では、受信回路102bに接続された振動子002は、領域302に含まれるように配置されているものとする。

【0034】

信号処理部003は、送受信部100から信号の入力を受ける。信号処理部003は、入力された信号にバンドパスフィルタ処理を施す。さらに、信号処理部003は、バンドパスフィルタ処理を施した信号に対し遅延加算、包絡線検波、及び対数圧縮といった処理を施す。そして、信号処理部003は、前述の処理を施した信号を画像処理部004へ出力する。ここで、本実施形態では、A/D変換後に信号処理部003においてバンドパスフィルタ処理を行っているが、これは、A/D変換前に行ってもよい。この場合、例えば、増幅部104とA/Dコンバータ105との間にバンドパスフィルタを配置してそこでバンドパスフィルタ処理を実施する構成などがある。この信号処理部003が本発明における「信号処理手段」にあたる。

【0035】

画像処理部004は、信号処理部003から信号の入力を受ける。そして、画像処理部004は、入力された信号に対し走査線の座標からモニタ上の座標への座標変換などを実施して画像データを生成する。画像処理部004は生成した画像データを表示制御部005へ出力する。この画像処理部004が本発明における「画像処理手段」にあたる。

【0036】

表示制御部005は、画像処理部004から画像データの入力を受ける。表示制御部005は、入力された画像データを基に表示部007に超音波画像を表示させる。この表示制御部005が本発明における「表示制御手段」にあたる。

【0037】

ユーザインタフェース006は、表示部007と入力部008を有しており、操作者は、ユーザインタフェース006を用いて撮像開始の命令やモード選択の指示を入力する。この表示部007が本発明における「表示手段」にあたる。

【0038】

次に、図4を参照して本実施形態に係る超音波診断装置での減算器調整モードにおける

減算器の調整及び画像生成の動作を説明する。図 4 は、本実施形態に係る超音波診断装置での減算器調整モードにおける減算器 103 の調整及び画像生成のフローチャートの図である。

【0039】

ステップ S001：操作者からの入力部 008 を用いた減算器調整モードを使用する指示を受けて、制御部 106 は、送信部 101、受信回路 102、及び減算器 103、のモードを減算器調整モードに切り替える。

【0040】

ステップ S002：操作者から撮像開始の入力を受けて、超音波画像の撮像を開始する。

10

【0041】

ステップ S003：送信部 101 は、超音波プローブ 001 に配置された受信回路 102a に接続されている各振動子 002 に遅延時間を与えたパルス信号を送信する。

【0042】

ステップ S004：制御部 106 は、受信回路 102b の出力がノイズ信号の入力が行われる受信回路 102a に接続された減算器 103 に入力するように、スイッチ 200 を切り替える。ここで、各受信回路 102a に入力されるエコー信号はそれぞれ遅延時間を与えられているため、各受信回路 102a がエコー信号を受信するタイミングにずれが発生する。そのため、エコー信号の入力が行われる受信回路 102a は順次変更されていくことになる。

20

【0043】

ステップ S005：受信回路 102a は、接続されている各振動子 002 からエコー信号を受信し、接続されている各減算器 103 へ出力する。上述したように、各受信回路 102a がエコー信号を受信するタイミングにはずれがある。

【0044】

ステップ S006：受信回路 102b は、スイッチ 200 によって接続されている減算器 103 へノイズ信号を出力する。ここで、説明の都合上、ステップ S005 及びステップ S006 は順番に説明しているがこの 2つのステップは、実際には同時に行われている。

【0045】

ステップ S007：減算器 103 は、受信回路 102a より出力された信号（エコー信号とノイズ信号とが混ざった信号）から受信回路 102b から出力されたノイズ信号を減算する。

30

【0046】

ステップ S008：制御部 106 は、受信回路 102a に接続されている全ての減算器 103 にノイズ信号を送信したか否かを判断する。受信回路 102a に接続されている全ての減算器 103 にノイズ信号を送信している場合にはステップ S009 へ進む、ノイズ信号を送信していない受信回路 102a に接続されている減算器 103 がある場合には、ステップ S004 に戻る。

【0047】

ステップ S009：増幅部 104 は、減算器 103 から信号の入力を受けて、該信号を増幅する。

40

【0048】

ステップ S010：A/Dコンバータ 105 は、増幅部 104 から信号の入力を受けて、該エコー信号をアナログ信号からデジタル信号に変換する。

【0049】

ステップ S011：信号処理部 003 は、送受信部 100 から入力された信号にバンドパスフィルタ処理、遅延加算、対数圧縮、及び包絡線検波などの処理を施す。

【0050】

ステップ S012：画像処理部 004 は、信号処理部 003 から信号の入力を受けて、

50

該信号に対し座標変換などの処理を施して超音波画像の画像データに変換する。

【0051】

ステップS013：表示制御部005は、画像処理部004から画像データの入力を受けて、該画像データを基に、表示部007に超音波画像を表示させる。

【0052】

ここで、本実施形態では、ノイズ信号検出のための部品を増やさないために、信号受信モードと減算器調整モードという2つのモードを用いて、信号受信モードでは受信回路102bもエコー信号を受信し、該信号を画像生成に用いることが可能な構成にしている。ただし、ある程度の大きさの増加を許容できるといった部品が増加してもよい場合には、ノイズ信号の検出に特化した受信回路102bを特別に設けてもよい。その場合には、常に減算器調整モードで動作する、もしくは、減算器を用いないモードとして信号受信モードを使用するなどとなる。

【0053】

以上で説明したように、本実施形態に係る超音波診断装置は、受信回路に混入するノイズ信号を減算器に送り、送られてくる信号からそのノイズ信号を減算することでノイズ成分を取り除く構成である。これにより、容易な構成で、電気系統やデジタル回路などといった外部から混入するノイズ成分を取り除くことができる。

【0054】

また、振動子から送られてきてすぐに信号からノイズ成分を取り除くため、S/N比を改善できる。さらに、ノイズ成分を取り除くことで信号処理のためのダイナミックレンジを小さくすることができ、A/Dコンバータに必要とされるビット数を減らすことができ、超音波診断装置の製造コストを削減することが可能となる。

【0055】

さらに、信号受信モードでは画像生成に使用できる受信回路をノイズ信号の検出に用いるため、ノイズ信号検出のための部品を増やす必要がなく、超音波診断装置のサイズを小さく抑えることが可能となる。

【0056】

〔第2の実施形態〕

以下、この発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は減算器に対してノイズ信号の入力を行うための受信回路が複数配置されている構成が第1の実施形態と異なるものである。そこで、受信回路の配置及び減算器の調整の動作について主に説明する。以下の説明では、第1の実施形態と同一の符号を付された機能部は特に説明のない限り同じ機能を有するものとする。

【0057】

本実施形態に係る超音波診断装置のブロック図も図1で示すものと同様である。ただし、送受信部100の内部の構成が図5のような構成になっている。ここで、図5は本実施形態に係る超音波診断装置のエコー信号の受信の機能を説明するための構成を表す模式図である。

【0058】

図5に示すように、本実施形態に係る送受信部100には、減算器103にノイズ信号を送るための受信回路102bが複数配置されている。この受信回路102bは、本実施形態では受信回路102aが9個毎に1つずつ配置されている。この9個毎の受信回路102aに受信回路102bが1つ配置される状態が、本発明における「所定数の第1の(他の)受信回路毎に1つずつ配置」にあたる。そして、図5における各受信回路102bは、図面に向かってその受信回路102bの上の9個の受信回路102aと対応している。この対応する9個の受信回路102a及び1つの受信回路102b、並びにそれらに接続されている減算器103、増幅部104、及びA/Dコンバータ105の組み合わせを受信回路群500という。この受信回路102aと受信回路102bとの組み合わせは、送受信部100の中の基板上でそれぞれなるべく近いところに配置され、かつなるべく近いところに配置された振動子002に接続しているものがよい。そのような組み合わせを

選ぶことで、受信回路群 500 に含まれる受信回路 102a 及び受信回路 102b に混入するノイズ信号が近似する。

【0059】

そして、各受信回路群 500 は、その受信回路群 500 の受信回路 102b からその受信回路群 500 の各受信回路 102a に接続されている各減算器 103 へ接続できるように、受信回路 102b と減算器 103 との間にスイッチ 200 を有している。すなわち、各受信回路群 500 は、図 2 に示す第 1 の実施形態の構成において、受信回路 102a の個数が減ったものであり、他の構成は同様の構成を有している。

【0060】

制御部 106 は、操作者より減算器調整モードが選択された場合、各受信回路群 500 の各受信回路 102a に接続されている減算器 103 へ受信回路 102b が接続するようにその受信回路群 500 のスイッチ 200 を順次切り替え、9 つの受信回路 102a に接続されているすべての減算器 103 にノイズ信号の入力が行われるように制御する。

【0061】

各受信回路群 500 の受信回路 102b は、制御部 106 によるスイッチ 200 の切り替えにより、その受信回路群 500 の受信回路 102a に接続されている減算器 103 にノイズを出力する。

【0062】

各受信回路群 500 の減算器 103 は、その受信回路群 500 の受信回路 102b から入力されたノイズ信号を、受信回路 102a から出力された信号から減算する。

【0063】

ここで、本実施形態では、スイッチ 200 を設けることによる余分なノイズの発生とノイズ成分の除去の信頼性の向上とを考慮して、受信回路 102a が 9 個に対し受信回路 102b を一つ設けたが、この比率は他の値を採用してもよい。具体的には、受信回路 102b を多く設ければスイッチ 200 が増えるため切り替え等によるノイズの発生が増加するが、より近くの受信回路 102b に混入するノイズ信号を使用して受信回路 102a のエコー信号からノイズ成分を除去することで、ノイズ成分の除去の信頼性が向上するとともに、時間も短縮することが可能となる。

【0064】

そして、それぞれの受信回路 102b に接続されている各振動子 002 は図 3 における領域 302 に配置されている。これにより、あまり超音波画像生成に重要でない振動子からの信号を使用しない構成にすることができ、超音波画像の画質の低下を軽減することが可能となる。

【0065】

以上で説明したように、本実施形態に係る超音波診断装置では、受信回路 102b を複数設け、各受信回路 102b に対応する受信回路 102a を設けて、受信回路 102a に接続された減算器 103 の調整に対応する受信回路 102b によって行う構成である。

【0066】

これにより、受信回路 102b から減算器 103 へのノイズ信号の入力の時間を短縮することができるとともに、いずれかのスイッチ 200 又は受信回路 102b が故障した場合でも、他のスイッチ 200 又は受信回路 102b に対応している減算器 103 の調整を行うことが可能である。

【0067】

さらに、受信回路 102a と受信回路 102b とを基板長の近い位置に配置し、かつそれぞれに接続されている振動子 002 も近い位置に配置することにより、より受信回路 102a 及び受信回路 102b に混入するノイズ信号が近似することになり、そのようなノイズ信号をノイズ成分の除去に使用することで、信号からのノイズ成分の除去の信頼性を向上することが可能となる。

【符号の説明】

【0068】

10

20

30

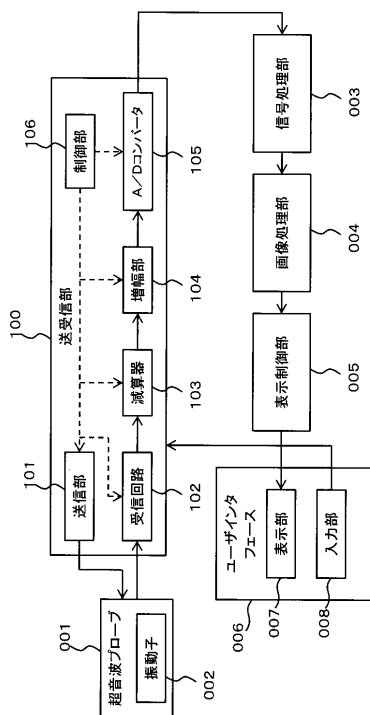
40

50

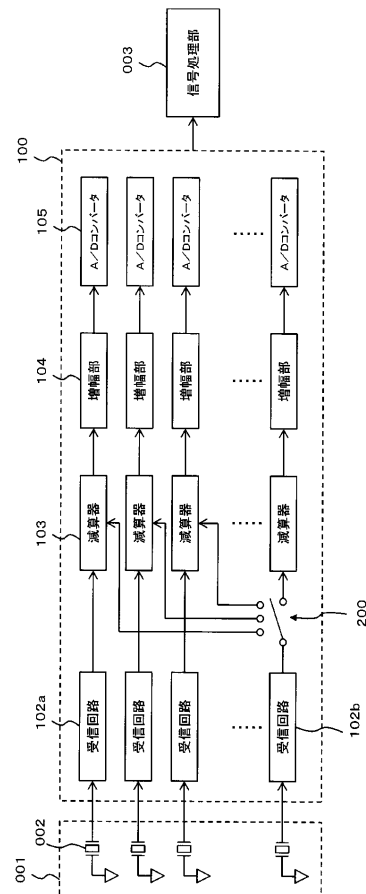
- 001 超音波プローブ
- 002 振動子
- 003 信号処理部
- 004 画像処理部
- 005 表示制御部
- 006 ユーザインタフェース
- 007 表示部
- 008 入力部
- 100 送受信部
- 101 送信部
- 102 受信回路
- 103 減算器
- 104 増幅部
- 105 A/Dコンバータ
- 106 制御部

10

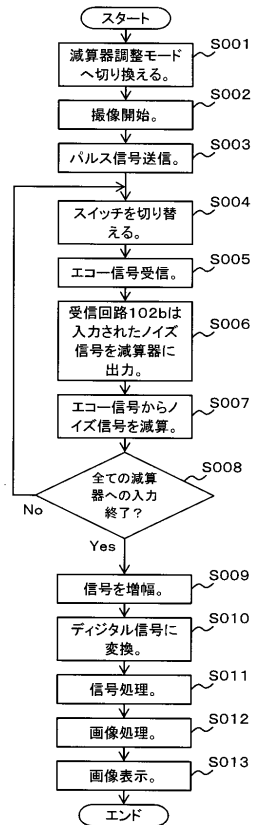
【図1】



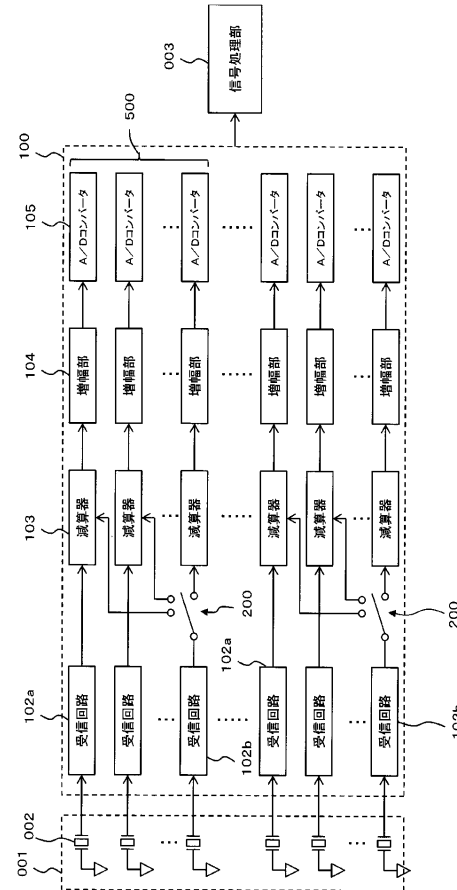
【図2】



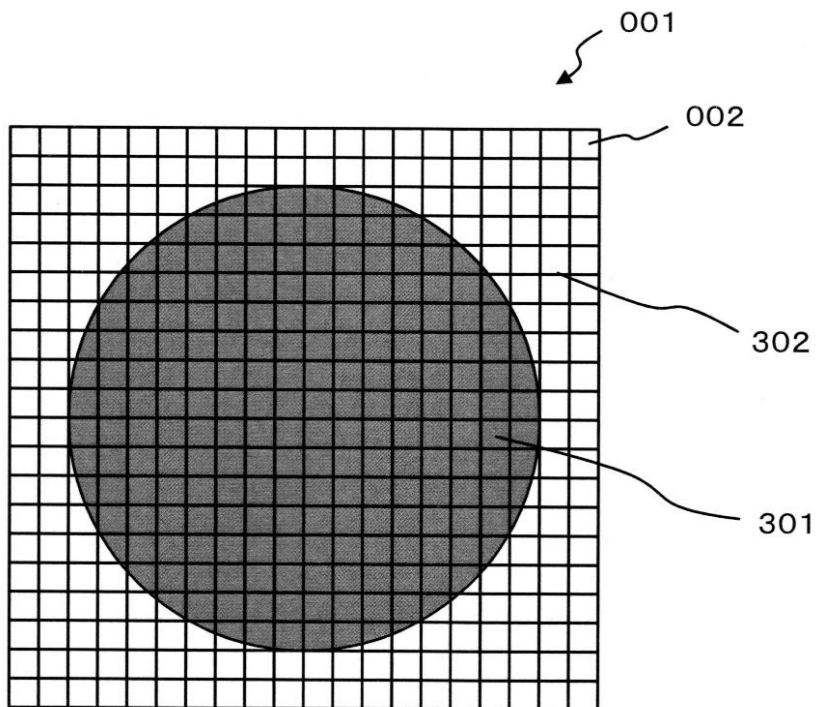
【図 4】



【図 5】



【図 3】



フロントページの続き

- (72)発明者 本郷 宏信
栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 中田 一人
栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 宇南山 憲一
栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 深澤 雄志
栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 望月 史生
栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- Fターム(参考) 4C601 BB06 EE02 EE12 EE13 JB45

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备控制方法		
公开(公告)号	JP2010240131A	公开(公告)日	2010-10-28
申请号	JP2009091756	申请日	2009-04-06
[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		
[标]发明人	椎名孝行 奥村貴敏 本郷宏信 中田一人 宇南山憲一 深澤雄志 望月史生		
发明人	椎名 孝行 奥村 貴敏 本郷 宏信 中田 一人 宇南山 憲一 深澤 雄志 望月 史生		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE02 4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/JB45		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其通过使用实际混入电路中的噪声信号来消除混入模拟信号中的噪声。 解决方案：多个接收电路102，用于从换能器002接收回声信号；连接到换能器002的接收电路102，用于在未接收到回声信号时输出混入的噪声信号；以及接收电路。当102接收回波信号时，减法器103从接收电路102的输出中减去接收电路102的输出，放大单元104对从中减去噪声信号的信号进行放大，并且放大后的信号是数字信号。转换为A / D转换器105，对转换为数字信号的信号进行信号处理的信号处理单元003，以及对信号处理后的信号进行图像处理以生成图像数据的图像处理单元 004和显示控制单元005，用于基于图像数据在显示单元007上显示超声图像。 [选型图]图1

