

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5250056号
(P5250056)

(45) 発行日 平成25年7月31日(2013.7.31)

(24) 登録日 平成25年4月19日(2013.4.19)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2011-19630 (P2011-19630)
 (22) 出願日 平成23年2月1日(2011.2.1)
 (65) 公開番号 特開2012-157567 (P2012-157567A)
 (43) 公開日 平成24年8月23日(2012.8.23)
 審査請求日 平成24年6月11日(2012.6.11)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100080159
 弁理士 渡辺 望穂
 (74) 代理人 100090217
 弁理士 三和 晴子
 (74) 代理人 100152984
 弁理士 伊東 秀明
 (74) 代理人 100148080
 弁理士 三橋 史生
 (72) 発明者 中村 賢治
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を処理し、処理された受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブの振動子アレイから出力された複数チャンネルの受信信号のうちNチャンネルの受信信号毎に1チャンネルの受信信号を順次選択するマルチプレクサと、

それぞれ前記マルチプレクサで選択されたNチャンネル分の受信信号を順次サンプリングして受信データを生成する複数の受信信号処理部と、

チャンネル毎に、順次サンプリングされた複数の受信データから、これら受信データの時間的な補間値を演算し、この補間値を用いることにより、前記複数の受信信号処理部で順次生成された時間差のある受信データに対してチャンネル間の時間差を解消した上でビームフォーミングを行うビームフォーマと

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記ビームフォーマは、各受信信号処理部で順次生成されたNチャンネル分の受信データのうち基本チャンネルの受信データ以外の受信データの補間値を演算し、これらの補間値と基本チャンネルの受信データを用いてビームフォーミングを行う請求項1に記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記ビームフォーマは、各受信信号処理部で順次生成されたNチャンネル分の受信データの補間値を演算し、これらの補間値を用いてビームフォーミングを行う請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を処理し、処理された受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、

前記超音波プローブの振動子アレイから出力された複数チャンネルの受信信号のうちNチャンネルの受信信号毎に1チャンネルの受信信号を順次選択し、

選択されたNチャンネル分の受信信号を順次サンプリングして受信データを生成し、チャンネル毎に、順次サンプリングされた複数の受信データから、これら受信データの時間的な補間値を演算し、この補間値を用いることにより、順次生成された時間差のある受信データに対してチャンネル間の時間差を解消した上でビームフォーミングを行う

ことを特徴とする超音波画像生成方法。

【請求項 5】

各受信信号処理部で順次生成されたNチャンネル分の受信データのうち基本チャンネルの受信データ以外の受信データの補間値を演算し、これらの補間値と基本チャンネルの受信データを用いてビームフォーミングを行う請求項4に記載の超音波画像生成方法。

【請求項 6】

各受信信号処理部で順次生成されたNチャンネル分の受信データの補間値を演算し、これらの補間値を用いてビームフォーミングを行う請求項4に記載の超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置および超音波画像生成方法に係り、特に、超音波プローブの振動子アレイから超音波を送受信することにより生成された超音波画像に基づいて診断を行う超音波診断装置の省電力化に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

近年、ベッドサイドや救急医療現場等に搬送して使用することができるポータブル型の超音波診断装置が開発されているが、このような超音波診断装置では、その電源にバッテリーが用いられており、装置の消費電力が連続使用時間に大きな影響を及ぼすこととなる。また、消費電力が大きいと、装置内の発熱量も大きくなるので、放熱対策のために装置サイズの大型化を余儀なくされ、ポータブル型という利便性が損なわれてしまう。

【0004】

特に、超音波プローブと装置本体とを無線接続するワイヤレスプローブ等では、振動子からの超音波の送信および超音波エコーの受信に関わる送受信回路を小さなプローブ内に配置する必要があるため、これらの回路の大幅な省電力化が要求される。

送受信回路の実装個数を削減すれば、それだけ省電力化を図ることができるが、送受信回路の数に伴って同時開口数が減少すると、高画質の画像を得ることができなくなってしまう。

【0005】

特許文献 1 には、微小角の偏向を行う場合でも広い開口での受信を可能にする目的で、隣接する複数の振動子の信号を不均等に加算して受信信号数を減少させた後にデジタル変換してビームフォーマで整相遅延加算を行うようにした超音波診断装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2000 - 139912 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0007】

しかしながら、特許文献 1 の装置では、受信信号数を減少させても、その減少した受信信号数に対応する数の受信信号処理部が必要となり、プローブ内の省電力化を図ることは困難である。

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、高画質の画像を得ながらも省電力化を図ることができる超音波診断装置および超音波画像生成方法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】

【0008】

この発明に係る超音波診断装置は、超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を処理し、処理された受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、超音波プローブの振動子アレイから出力された複数チャンネルの受信信号のうち N チャンネルの受信信号毎に 1 チャンネルの受信信号を順次選択するマルチプレクサと、それぞれマルチプレクサで選択された N チャンネル分の受信信号を順次サンプリングして受信データを生成する複数の受信信号処理部と、チャンネル毎に、順次サンプリングされた複数の受信データから、これら受信データの時間的な補間値を演算し、この補間値を用いることにより、複数の受信信号処理部で順次生成された時間差のある受信データに対してチャンネル間の時間差を解消した上でビームフォーミングを行うビームフォーマとを備えたものである。

20

30

【0009】

ビームフォーマは、各受信信号処理部で順次生成された N チャンネル分の受信データのうち基本チャンネルの受信データ以外の受信データの補間値を演算し、これらの補間値と基本チャンネルの受信データを用いてビームフォーミングを行う、あるいは、各受信信号処理部で順次生成された N チャンネル分の受信データの補間値を演算し、これらの補間値を用いてビームフォーミングを行うことができる。

【0010】

この発明に係る超音波画像生成方法は、超音波プローブの振動子アレイから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した超音波プローブの振動子アレイから出力された受信信号を処理し、処理された受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、超音波プローブの振動子アレイから出力された複数チャンネルの受信信号のうち N チャンネルの受信信号毎に 1 チャンネルの受信信号を順次選択し、選択された N チャンネル分の受信信号を順次サンプリングして受信データを生成し、チャンネル毎に、順次サンプリングされた複数の受信データから、これら受信データの時間的な補間値を演算し、この補間値を用いることにより、順次生成された時間差のある受信データに対してチャンネル間の時間差を解消した上でビームフォーミングを行う方法である。

40

【0011】

各受信信号処理部で順次生成された N チャンネル分の受信データのうち基本チャンネルの受信データ以外の受信データの補間値を演算し、これらの補間値と基本チャンネルの受

50

信データを用いてビームフォーミングを行う、あるいは、各受信信号処理部で順次生成されたNチャンネル分の受信データの補間値を演算し、これらの補間値を用いてビームフォーミングを行うことができる。

【発明の効果】

【0012】

この発明によれば、超音波プローブの振動子アレイから出力された複数チャンネルの受信信号のうちNチャンネルの受信信号毎に1チャンネルの受信信号をマルチプレクサで順次選択し、選択されたNチャンネル分の受信信号を複数の受信信号処理部で順次処理して受信データを生成し、順次生成された時間差のある受信データに対してビームフォーマがビームフォーミングを行うので、高画質の画像を得ながらも省電力化を図ることが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】実施の形態1における信号処理の様子を示すタイミングチャートである。

【図3】実施の形態2における信号処理の様子を示すタイミングチャートである。

【図4】実施の形態3に係る超音波診断装置の超音波プローブの構成を示すブロック図である。

【図5】実施の形態3における信号処理の様子を示すタイミングチャートである。

【発明を実施するための形態】

20

【0014】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態1

図1に、この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、超音波プローブ1と、この超音波プローブ1と無線通信により接続された診断装置本体2とを備えている。

【0015】

超音波プローブ1は、1次元又は2次元の振動子アレイの複数チャンネルを構成する複数の超音波トランスデューサ3を有し、これらトランスデューサ3に受信信号接続部4およびマルチプレクサ5を介して複数の受信信号処理部6が接続されている。これら複数の受信信号処理部6にデータ格納部7が接続され、さらにデータ格納部7に整相加算部8および信号処理部9を順次介して無線通信部10が接続されている。また、複数のトランスデューサ4に送信駆動部11を介して送信制御部12が接続され、複数の受信信号処理部6に受信制御部13が接続され、無線通信部10に通信制御部14が接続されている。そして、送信制御部12、受信制御部13および通信制御部14にプローブ制御部15が接続されている。

30

【0016】

複数のトランスデューサ3は、それぞれ送信駆動部11から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各トランスデューサ3は、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電素子等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

40

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0017】

送信駆動部11は、例えば、複数のパルサを含んでおり、送信制御部12によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数のトランスデューサ3から送信される超音波が

50

被検体内の組織のエリアをカバーする幅広の超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して複数のトランスデューサ 3 に供給する。

【 0 0 1 8 】

受信信号接続部 4 は、それぞれ対応するトランスデューサ 3 とマルチプレクサ 5 の入力端子との間を接続 / 遮断する複数のスイッチからなり、プローブ制御部 1 5 からの指令に基づいて、超音波の送信時はオフされ、受信時はオンされて各トランスデューサ 3 をマルチプレクサ 5 の対応する入力端子に接続する。

マルチプレクサ 5 は、一対の入力端子 a および b に対して 1 つの出力端子 c を有する 2 : 1 マルチプレクサであり、プローブ制御部 1 5 からの指令に基づき、予め設定された所定のサンプリング周期 T_s で入力端子 a および b を交互に出力端子 c に接続する。

10

すなわち、超音波の受信時にオン状態にされた受信信号接続部 4 の各スイッチを介して、複数チャンネルの受信信号のうち、互いに隣接する 2 つのトランスデューサ 3 からの 2 チャンネルの受信信号が所定のサンプリング周期 T_s で交互に各受信信号処理部 6 に接続される。

【 0 0 1 9 】

受信信号処理部 6 は、受信制御部 1 3 の制御の下で、受信信号接続部 4 およびマルチプレクサ 5 を介して接続されたトランスデューサ 3 から出力される受信信号に対して直交検波処理又は直交サンプリング処理を施すことにより複素ベースバンド信号を生成し、複素ベースバンド信号をサンプリングすることにより、組織のエリアの情報を含む受信データを生成する。受信信号処理部 6 は、複素ベースバンド信号をサンプリングして得られるデータに高能率符号化のためのデータ圧縮処理を施すことにより受信データを生成してもよい。

20

データ格納部 7 は、メモリ等によって構成され、複数の受信信号処理部 6 で生成された少なくとも 1 フレーム分の受信データを格納する。

【 0 0 2 0 】

整相加算部 8 は、この発明におけるビームフォーマを構成するもので、プローブ制御部 1 5 において設定された受信方向に応じて、予め記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンを選択し、選択された受信遅延パターンに基づいて、受信データによって表される複数の複素ベースバンド信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、複数の受信信号処理部 6 で生成された時間差のある受信データに対してビームフォーミングを行う。このビームフォーミングにより、超音波エコーの焦点が絞り込まれたベースバンド信号（音線信号）が生成される。

30

信号処理部 9 は、整相加算部 8 により生成された音線信号に対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）することにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。

【 0 0 2 1 】

無線通信部 1 0 は、信号処理部 9 で生成された B モード画像信号に基づいてキャリアを変調して伝送信号を生成し、伝送信号をアンテナに供給してアンテナから電波を送信することにより、B モード画像信号を送信する。変調方式としては、例えば、A S K（Amplitude Shift Keying）、P S K（Phase Shift Keying）、Q P S K（Quadrature Phase Shift Keying）、1 6 Q A M（16 Quadrature Amplitude Modulation）等が用いられる。

40

無線通信部 1 0 は、診断装置本体 2 との間で無線通信を行うことにより、B モード画像信号を診断装置本体 2 に送信すると共に、診断装置本体 2 から各種の制御信号を受信して、受信された制御信号を通信制御部 1 4 に出力する。通信制御部 1 4 は、プローブ制御部 1 5 によって設定された送信電波強度で B モード画像信号の送信が行われるように無線通信部 1 0 を制御すると共に、無線通信部 1 0 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 1 5 に出力する。

【 0 0 2 2 】

プローブ制御部 1 5 は、診断装置本体 2 から送信される各種の制御信号に基づいて、超

50

音波プローブ 1 の各部の制御を行う。

超音波プローブ 1 には、図示しないバッテリーが内蔵され、このバッテリーから超音波プローブ 1 内の各回路に電源供給が行われる。

なお、超音波プローブ 1 は、リニアスキャン方式、コンベックスキャン方式、セクタスキャン方式等の体外式プローブでもよいし、ラジアルスキャン方式等の超音波内視鏡用プローブでもよい。

【 0 0 2 3 】

一方、診断装置本体 2 は、無線通信部 2 1 を有し、この無線通信部 2 1 に画像処理部 2 2 が接続され、画像処理部 2 2 に表示制御部 2 3 と画像格納部 2 4 がそれぞれ接続され、表示制御部 2 3 に表示部 2 5 が接続されている。また、無線通信部 2 1 に通信制御部 2 6 が接続され、表示制御部 2 3 および通信制御部 2 6 に本体制御部 2 7 が接続されている。さらに、本体制御部 2 7 には、オペレータが入力操作を行うための操作部 2 8 と、動作プログラム等を格納する格納部 2 9 がそれぞれ接続されている。

10

【 0 0 2 4 】

無線通信部 2 1 は、超音波プローブ 1 との間で無線通信を行うことにより、各種の制御信号を超音波プローブ 1 に送信する。また、無線通信部 2 1 は、アンテナによって受信される信号を復調することにより、B モード画像信号を出力する。

通信制御部 2 6 は、本体制御部 2 7 によって設定された送信電波強度で各種の制御信号の送信が行われるように無線通信部 2 1 を制御する。

画像処理部 2 2 は、通信制御部 2 6 から入力される B モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号を表示制御部 2 3 に出力する、あるいは画像格納部 2 4 に格納する。

20

【 0 0 2 5 】

表示制御部 2 3 は、画像処理部 2 2 によって画像処理が施された B モード画像信号に基づいて、表示部 2 5 に超音波診断画像を表示させる。表示部 2 5 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 2 3 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

【 0 0 2 6 】

このような診断装置本体 2 において、画像処理部 2 2、表示制御部 2 3、通信制御部 2 6 および本体制御部 2 7 は、CPU と、CPU に各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。上記の動作プログラムは、格納部 2 9 に格納される。格納部 2 9 における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM または DVD-ROM 等を用いることができる。

30

【 0 0 2 7 】

次に、実施の形態 1 の動作について説明する。

超音波診断が開始されると、まず、プローブ制御部 1 5 により受信信号接続部 4 の各スイッチがオフ状態にされ、この状態で超音波プローブ 1 の送信駆動部 1 1 から供給される駆動信号に従って振動子アレイを構成する複数のトランスデューサ 3 から超音波が送信される。

40

【 0 0 2 8 】

複数のトランスデューサ 3 からの超音波の送信が終わると、直ちにプローブ制御部 1 5 により受信信号接続部 4 の各スイッチがオン状態にされ、各トランスデューサ 3 をマルチプレクサ 5 の対応する入力端子に接続する。このとき、マルチプレクサ 5 は、プローブ制御部 1 5 からの指令に基づき、予め設定された所定のサンプリング周期 T_s で一対の入力端子 a および b を交互に 1 つの出力端子 c に接続する。これにより、マルチプレクサ 5 の入力端子 a に接続されているチャンネルのトランスデューサ 3 からの受信信号が受信信号処理部 6 に供給されて受信データ A が生成された後、マルチプレクサ 5 の入力端子 b に接続されているチャンネルのトランスデューサ 3 からの受信信号が受信信号処理部 6 に供給されて受信データ B が生成され、以降受信データ A と受信データ B が交互に生成されて、

50

データ格納部 7 に順次格納される。

【 0 0 2 9 】

例えば、図 2 に示されるように、マルチプレクサ 5 の入力端子 a に接続されたチャンネルのトランスデューサ 3 からの受信信号が対応する受信信号処理部 6 で時刻 t_1 にサンプリングされて 1 番目の受信データ A_1 が生成された後、所定のサンプリング周期 T_s だけ後の時刻 t_2 にはマルチプレクサ 5 の入力端子 b に接続されたチャンネルのトランスデューサ 3 からの受信信号が同一の受信信号処理部 6 でサンプリングされて 1 番目の受信データ B_1' が生成され、さらに所定のサンプリング周期 T_s だけ後の時刻 t_3 に再び入力端子 a に接続されたチャンネルのトランスデューサ 3 からの受信信号が同一の受信信号処理部 6 でサンプリングされて 2 番目の受信データ A_2 が生成される。

10

このように、1 つの受信信号処理部 6 において、2 チャンネルのトランスデューサ 3 からの受信信号が交互に処理される。

【 0 0 3 0 】

ここで、マルチプレクサ 5 の入力端子 b に接続されたチャンネルのトランスデューサ 3 からの受信信号による受信データは、入力端子 a に接続されたチャンネルのトランスデューサ 3 からの受信信号による受信データに対して所定のサンプリング周期 T_s だけ遅れたタイミングでサンプリングされたものであるので、便宜上「 B_1' 」のように「 $'$ 」を付けて表示されている。

このようにして、所定のサンプリング周期 T_s の間隔で生成された受信データ A_1 、 B_1' 、 A_2 、 B_2' 、 A_3 、 B_3' ・・・がデータ格納部 7 に格納される。

20

【 0 0 3 1 】

整相加算部 8 は、まず、マルチプレクサ 5 の入力端子 a に接続されたチャンネルのトランスデューサ 3 からの受信信号による受信データ A_1 、 A_2 、 A_3 ・・・と、マルチプレクサ 5 の入力端子 b に接続されたチャンネルのトランスデューサ 3 からの受信信号による受信データ B_1' 、 B_2' 、 B_3' ・・・の時間調整を行うことにより、これら受信データ A_1 、 A_2 、 A_3 ・・・と受信データ B_1' 、 B_2' 、 B_3' ・・・の時間差を解消する。

例えば、マルチプレクサ 5 の入力端子 a および b にそれぞれ接続された 2 チャンネルのうち、入力端子 a に接続されたチャンネルを基本チャンネルとすると、この基本チャンネルにおける受信データ A_1 、 A_2 、 A_3 ・・・は、2 周期 ($2 \cdot T_s$) に 1 回の割合でサンプリングされているため、2 周期 ($2 \cdot T_s$) 分にわたるデータであるとして調整後の受信データ A を形成する。

30

【 0 0 3 2 】

一方、基本チャンネル以外のチャンネル、すなわちマルチプレクサ 5 の入力端子 b に接続されたチャンネルにおける受信データ B については、例えば、受信データ B_1' は基本チャンネルの受信データ A_2 よりも 1 サンプリング周期 T_s だけ早くサンプリングされ、受信データ B_2' は基本チャンネルの受信データ A_2 よりも 1 サンプリング周期 T_s だけ遅くサンプリングされたものであるので、受信データ B_1' と B_2' の時間的な 2 点補間値 ($B_1' + B_2'$) / 2 を演算して、これを受信データ A_2 と同一タイミングでサンプリングされた 2 周期 ($2 \cdot T_s$) 分にわたるデータであるとみなす。同様にして、受信データ A_3 、 A_4 、 A_5 ・・・と同一タイミングでサンプリングされたデータであるとみなすことができる 2 点補間値 ($B_2' + B_3'$) / 2、($B_3' + B_4'$) / 2、($B_4' + B_5'$) / 2・・・を演算して、これらを調整後の受信データ B とする。

40

【 0 0 3 3 】

その後、整相加算部 8 は、プローブ制御部 15 において設定された受信方向に対応する遅延を加えて受信データ A と受信データ B を加算する。図 2 では、例えば受信データ B を 2 周期 ($2 \cdot T_s$) 分だけ遅延させて受信データ A に加算した結果が示されている。

同様にして、複数の受信信号処理部 6 でそれぞれ 2 つのトランスデューサ 3 からの受信信号を交互に処理し、複数のトランスデューサ 3 からの受信信号をすべて処理することにより、整相加算部 8 でビームフォーミングがなされ、音線信号が生成される。

50

【 0 0 3 4 】

さらに、整相加算部 8 で生成された音線信号に基づいて信号処理部 9 で B モード画像信号が生成され、無線通信部 10 から診断装置本体 2 へ無線伝送される。診断装置本体 2 の無線通信部 21 で受信された B モード画像信号は、画像処理部 22 で階調処理等の画像処理が施された後、この B モード画像信号に基づいて表示制御部 23 により超音波診断画像が表示部 25 に表示される。

【 0 0 3 5 】

この実施の形態 1 においては、2 : 1 のマルチプレクサ 5 を用いて、2 つのトランスデューサ 3 からの受信信号を 1 つの受信信号処理部 6 で処理するように構成されているので、複数のトランスデューサ 3 のチャンネル数に対して半数の受信信号処理部 6 を実装すればよく、大幅に省電力化を図りながらも高画質の画像を得ることが可能となる。

10

【 0 0 3 6 】

なお、サンプリング周期 T_s は適宜選択することができる。ただし、2 つのトランスデューサ 3 からの受信信号を 1 つの受信信号処理部 6 で処理するため、整相加算により形成されるデータの周波数に対して 2 倍の周波数でマルチプレクサ 5 を動作させる必要がある。例えば、整相加算により形成されるデータを 40 MHz の周波数で得るためには、2 倍のサンプリング周波数 80 MHz に対応して、サンプリング周期 T_s を 1.25 ns とすればよい。

【 0 0 3 7 】

なお、2 : 1 のマルチプレクサ 5 の代わりに $N : 1$ ($N \geq 3$) のマルチプレクサを用いて N チャンネルの受信信号毎に 1 チャンネルの受信信号を順次選択し、 N チャンネル分の受信信号を 1 つの受信信号処理部で順次処理して受信データを生成することもできる。この場合、 N チャンネル分の受信信号のうち、基本チャンネルの受信信号以外の $(N - 1)$ チャンネル分の受信信号をそれぞれ時間的に補間して時間調整をすればよい。

20

【 0 0 3 8 】

実施の形態 2

上記の実施の形態 1 では、各受信信号処理部 6 で生成される受信データ A および B のうち、受信データ B のみを 2 点補間して時間調整を行ったが、2 チャンネル分の受信データ A および B の双方をそれぞれ 2 点補間して時間調整を行うこともできる。

図 3 に示されるように、受信データ A_1 、 A_2 、 $A_3 \dots$ は、2 周期 ($2 \cdot T_s$) に 1 回の割合でサンプリングされているため、これら受信データ A_1 、 A_2 、 $A_3 \dots$ を順次 2 点補間することにより、サンプリング周期 T_s 毎の受信データ A を形成すると共に、同様にして、2 周期 ($2 \cdot T_s$) に 1 回の割合でサンプリングされた受信データ B_1' 、 B_2' 、 $B_3' \dots$ を順次 2 点補間することにより、サンプリング周期 T_s 毎の受信データ B を形成する。

30

【 0 0 3 9 】

そして、プローブ制御部 15 において設定された受信方向に対応する遅延を加えて受信データ A と受信データ B を加算すればよい。図 3 では、例えば受信データ B を 2 周期 ($2 \cdot T_s$) 分だけ遅延させて受信データ A に加算した結果が示されている。

このようにすれば、サンプリング周期 T_s 毎の受信データ A および B を形成するため、受信信号処理部 6 の実装数を削減して省電力化を図りながらも、さらに高画質の画像を得ることが可能となる。

40

【 0 0 4 0 】

この実施の形態 2 においても、2 : 1 のマルチプレクサ 5 の代わりに $N : 1$ ($N \geq 3$) のマルチプレクサを用いて N チャンネルの受信信号毎に 1 チャンネルの受信信号を順次選択し、 N チャンネル分の受信信号を 1 つの受信信号処理部で順次処理して受信データを生成することができる。この場合、 N チャンネル分の受信信号をすべて時間的に補間することで時間調整がなされる。

【 0 0 4 1 】

実施の形態 3

50

図4に実施の形態3に係る超音波診断装置に用いられる超音波プローブ31の内部構成を示す。この超音波プローブ31は、図1に示した実施の形態1における超音波プローブ1において、マルチプレクサ5の一对の入力端子aおよびbのうち一方の入力端子aと受信信号接続部4の対応するスイッチとの間にそれぞれ遅延回路16を挿入したものであり、その他の構成部材は、実施の形態1における超音波プローブ1と同様である。

【0042】

遅延回路16は、サンプリング周期 T_s と同一の長さの遅延時間 T_d を有し、マルチプレクサ5の入力端子aに接続されたチャンネルのトランスデューサ3からの受信信号を、入力端子bに接続されたチャンネルのトランスデューサ3からの受信信号に対して遅延時間 T_d だけ遅延させる。

10

この実施の形態3では、マルチプレクサ5の入力端子aおよびbにそれぞれ接続された2チャンネルのうち、入力端子bに接続されたチャンネルを基本チャンネルとし、基本チャンネル以外のチャンネル、すなわちマルチプレクサ5の入力端子aに接続されたチャンネルにおける受信信号が、基本チャンネルにおける受信信号に対して遅延時間 T_d だけ遅延される。

【0043】

マルチプレクサ5の動作により、基本チャンネルにおける受信データBは、基本チャンネル以外のチャンネルにおける受信データAよりもサンプリング周期 T_s だけ遅れてサンプリングされるため、基本チャンネル以外のチャンネルの受信信号を遅延回路16でサンプリング周期 T_s と同一長さの遅延時間 T_d だけ遅延させることで、双方のチャンネルに対して実質的に同一タイミングでサンプリングされたものと同じ受信データAおよびBが得られることとなる。

20

【0044】

そこで、図5に示されるように、整相加算部8は、受信データAおよびBをそれぞれ2周期($2 \cdot T_s$)分にわたると共に互いに同一タイミングのデータとなるように時間調整した後、プローブ制御部15において設定された受信方向に対応する遅延を加えて受信データAと受信データBを加算する。図5では、例えば受信データBを2周期($2 \cdot T_s$)分だけ遅延させて受信データAに加算した結果が示されている。

このようにすれば、上述した実施の形態1および2におけるような補間処理を施すことなく、受信信号処理部6の実装数を削減して省電力化を図りながら高画質の画像を得ることが可能となる。

30

【0045】

この実施の形態3においても、2:1のマルチプレクサ5の代わりに $N:1$ ($N \geq 3$)のマルチプレクサを用いて N チャンネルの受信信号毎に1チャンネルの受信信号を順次選択し、 N チャンネル分の受信信号を1つの受信信号処理部で順次処理して受信データを生成することができる。この場合、 N チャンネル分の受信信号のうち、基本チャンネルの受信信号以外の($N-1$)チャンネル分の受信信号をそれぞれのチャンネルに対応した遅延時間だけ遅延させることで、各受信信号の時間差を解消することができる。

【0046】

また、上述した実施の形態1~3では、超音波プローブ1または31と診断装置本体2とが互いに無線通信により接続されていたが、これに限るものではなく、接続ケーブルを介して超音波プローブ1または31が診断装置本体2に接続されていてもよい。この場合には、超音波プローブ1または31の無線通信部10および通信制御部14、診断装置本体2の無線通信部21および通信制御部26等は不要となる。

40

【符号の説明】

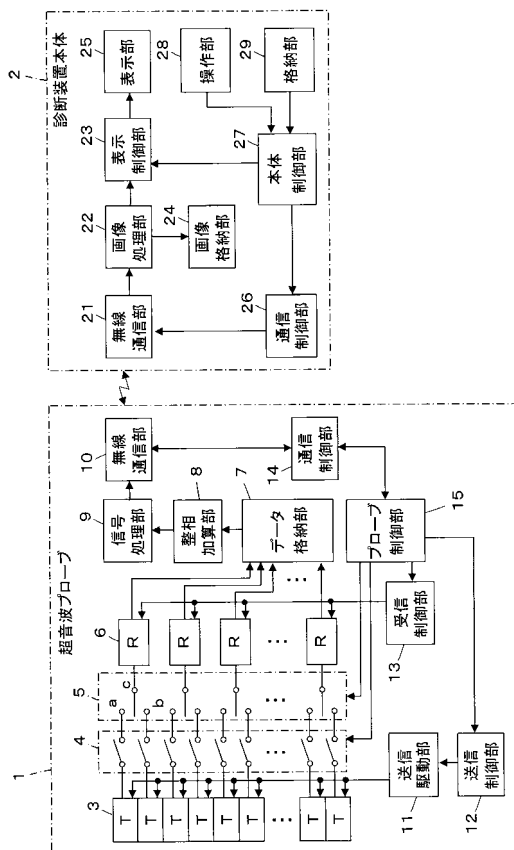
【0047】

1 超音波プローブ、2 診断装置本体、3 トランスデューサ、4 受信信号接続部、5 マルチプレクサ、6 受信信号処理部、7 データ格納部、8 整相加算部、9 信号処理部、10 無線通信部、11 送信駆動部、12 送信制御部、13 受信制御部、14 通信制御部、15 プローブ制御部、16 遅延回路、21 無線通信部、2

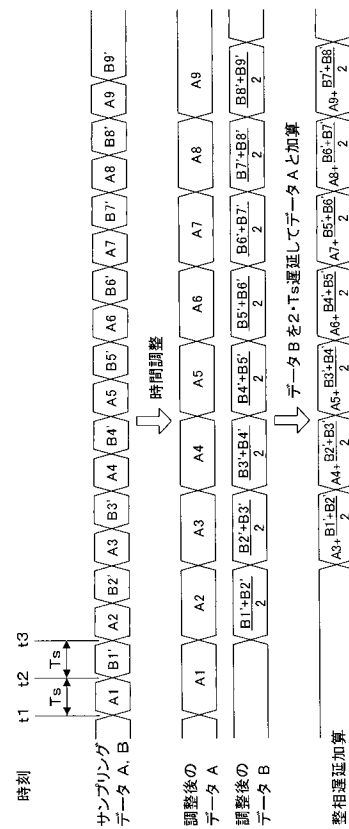
50

2 画像処理部、23 表示制御部、24 画像格納部、25 表示部、26 通信制御部、27 本体制御部、28 操作部、29 格納部、a, b 入力端子、c 出力端子。

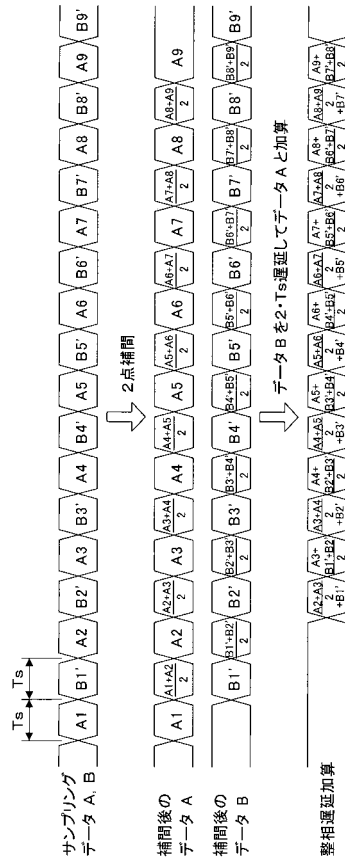
【図1】



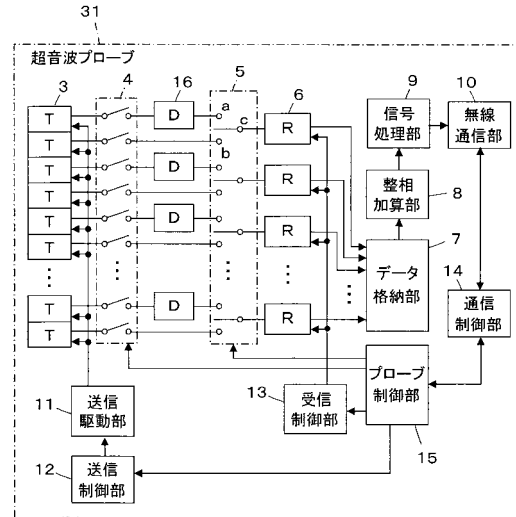
【図2】



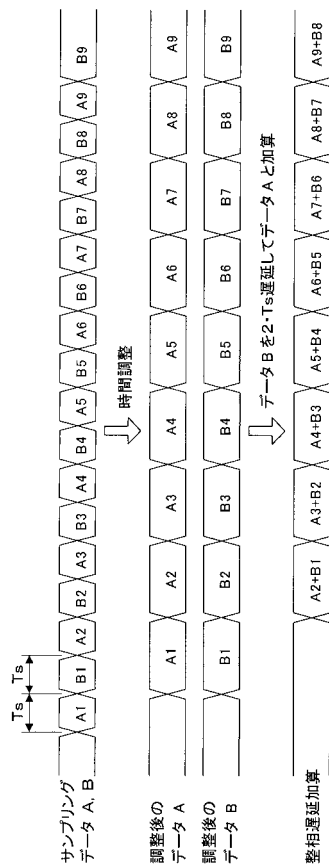
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 村上 浩史

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 0 4 9 9 2 6 (J P , A)

特開 2 0 0 4 - 0 8 9 6 9 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备和超声图像产生方法		
公开(公告)号	JP5250056B2	公开(公告)日	2013-07-31
申请号	JP2011019630	申请日	2011-02-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	中村賢治 村上浩史		
发明人	中村 賢治 村上 浩史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4472 A61B8/4483 A61B8/54 G01S7/003 G01S7/52025 G01S7/5208 G01S7/52096 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE15 4C601/GB21 4C601/HH21		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2012157567A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在获得高分辨率图像的同时实现省电的超声波诊断装置。解决方案：与输入端子a和b连接的两个通道的接收信号由一个接收信号处理部分6顺序处理通过多路复用器5在规定的采样周期中交替地连接一对输入端a和b与输出端c，并且产生接收的数据并将其存储在数据存储器7中。对这些时间的接收数据执行波束成形。通过定相加法部分8产生差异，并产生声线信号。

【图1】

