

(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2013-63159

(P2013-63159A)

(43) 公開日 平成25年4月11日(2013.4.11)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)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 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-203263 (P2011-203263)
(22) 出願日 平成23年9月16日 (2011.9.16)(71) 出願人 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 佐藤 智夫
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

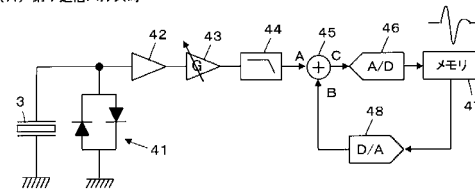
(57) 【要約】

【課題】有効ビット長が十分でないA/Dコンバータを用いながらも高画質の超音波画像の生成を図ることができる超音波診断装置を提供する。

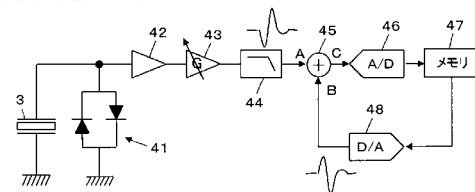
【解決手段】第1送信パルスに対応する受信信号のうち強度の大きな基本波成分のみがA/Dコンバータ46でデジタル化されてメモリ47に保存された後、D/Aコンバータ48でD/A変換されて加減算器45の第2入力端Bに入力されると共に、第1送信パルスに対してパルス反転された第2送信パルスに対応する受信信号が加減算器45の第1入力端Aに入力され、これら双方の信号が加減算器45により互いにアナログ的に加算されることで第2送信パルスに対応する受信信号から基本波成分が除去され、非線形成分のみが抽出されて出力端Cから出力され、A/Dコンバータ46でA/D変換される。

【選択図】 図3

(A) 第1送信パルス時



(B) 第2送信パルス時



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

アレイトランスデューサから被検体に向けて送信パルス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アレイトランスデューサから出力される受信信号をチャンネル毎に受信信号処理部で処理することで得られるサンプルデータ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、

前記受信信号処理部は、

前記アレイトランスデューサから出力される受信信号を A / D 変換する第 1 の A / D コンバータと、

前記第 1 の A / D コンバータで A / D 変換された受信信号を保存する第 1 のメモリと、

前記第 1 のメモリに保存された前記受信信号を D / A 変換する D / A コンバータと、

前記アレイトランスデューサから出力される受信信号から前記 D / A コンバータで D / A 変換された信号をアナログ的に差し引くことにより前記アレイトランスデューサから出力される受信信号のうち強度の大きな信号部分を除去して強度の小さな信号部分を抽出する抽出器と

を含み、前記抽出器で抽出された強度の小さな信号部分を用いて前記サンプルデータを生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第 1 のメモリは、第 1 送信パルスに対応して前記アレイトランスデューサから出力されると共に前記第 1 の A / D コンバータで A / D 変換された第 1 の受信信号を保存し、

前記抽出器は、第 2 送信パルスに対応して前記アレイトランスデューサから出力される第 2 の受信信号から前記 D / A コンバータで D / A 変換された前記第 1 の受信信号を差し引くことで基本波成分を除去して非線形成分を抽出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記抽出器で抽出された強度の小さな信号部分は、前記第 1 の A / D コンバータにより A / D 変換される請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 送信パルスと前記第 2 送信パルスは、互いにパルス反転されたものであり、

前記抽出器は、前記 D / A コンバータで D / A 変換された前記第 1 の受信信号を前記第 2 の受信信号に加算する加算器である請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第 1 送信パルスと前記第 2 送信パルスは、互いに振幅変調されたものであり、

前記抽出器は、前記 D / A コンバータで D / A 変換された前記第 1 の受信信号の振幅を前記第 2 の受信信号の振幅に合わせた後に前記第 2 の受信信号から減算する減算器である請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 のメモリは、前記アレイトランスデューサから出力された受信信号の振幅全体を前記第 1 の A / D コンバータで A / D 変換した信号を保存し、

前記抽出器は、前記アレイトランスデューサから出力された受信信号から前記 D / A コンバータで D / A 変換された信号を差し引くことで前記受信信号のうち振幅の小さな信号部分のみを抽出し、

前記受信信号処理部は、

前記抽出器で抽出された強度の小さな信号部分を A / D 変換する第 2 の A / D コンバータと、

前記第 2 の A / D コンバータで A / D 変換された前記振幅の小さな信号部分を保存する第 2 のメモリと、

前記第 1 のメモリに保存された前記受信信号と前記第 2 のメモリに保存された前記振幅の小さな信号部分とを結合することにより前記サンプルデータを生成するデータ結合器とをさらに含む請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記受信信号処理部は、
それぞれ前記アレイトランスデューサから出力された受信信号を保持する一対のサンプルホールドと、
前記一対のサンプルホールドのうち一方を選択的に前記アレイトランスデューサに接続すると共に他方を選択的に前記抽出器に接続する切替スイッチと、
前記第 1 のメモリと前記 D / A コンバータとの間に接続されると共に前記切替スイッチの切替周期分だけ遅延させる遅延回路と
をさらに含む請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

アレイトランスデューサ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アレイトランスデューサから出力される受信信号を処理することで得られるサンプルデータ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、
前記アレイトランスデューサから出力される受信信号を A / D 変換し、
A / D 変換された受信信号を保存し、
保存された前記受信信号を D / A 変換し、
前記アレイトランスデューサから出力される受信信号から前記 D / A 変換された信号をアナログ的に差し引くことにより前記アレイトランスデューサから出力される受信信号のうち強度の大きな信号部分を除去して強度の小さな信号部分を抽出し、
抽出された強度の小さな信号部分を用いて前記サンプルデータを生成すること
を特徴とする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、被検体による超音波エコーを受信したアレイトランスデューサから出力される受信信号を受信信号処理部で処理することで得られるサンプルデータに基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【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、超音波プローブのアレイトランスデューサから被検体内に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーをアレイトランスデューサで受信して、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】

例えば、特許文献 1 には、超音波エコーを受信したアレイトランスデューサから出力された受信信号が、それぞれ、プリアンプで増幅され、A / D コンバータで A / D 変換されてデジタルのサンプルデータとされた後、適切な遅延を与えられることで互いに位相が合致した状態で加算され、これにより受信フォーカス処理を行う超音波診断装置が開示されている。

この受信フォーカス処理によって超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が生成され、このようにして生成された診断領域内の複数の音線信号に基づいて、被検体内の断層画像情報である B モード画像信号が生成される。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開平 4 - 232888 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

このような超音波診断においては、超音波ビームが被検体内を進行するに従って減衰するので、深度が深くなるほど到達する超音波ビームの強度は小さくなる。また、被検体内の各部で反射されて超音波プローブに戻ってくる超音波エコーも、同様に進行するに従って減衰する。さらに、周波数依存減衰により中心周波数が低周波数側に移動する。その結果、アレイトランスデューサから出力される受信信号の振幅は、測定深度に応じて変化することとなる。

【0006】

そこで、測定領域内の深度の浅い領域に対応する比較的大きな振幅の受信信号から深度の深い領域に対応する比較的小さな振幅の受信信号まで全域にわたる受信信号を良好な分解能でA/D変換し、高画質の超音波画像を生成するために、A/Dコンバータは、有効ビット長が長く、大きなダイナミックレンジを有することが望まれる。

しかしながら、有効ビット長の長いA/Dコンバータは極めて高価であり、また、超音波診断装置ではチャンネル毎にA/Dコンバータを設置するために多数のA/Dコンバータが用いられるので、通常、超音波診断装置に使用されているA/Dコンバータの有効ビット長は十分なものではないのが現状である。

また、A/Dコンバータの有効ビット長が十分でないことから、受信信号に含まれる非線形成分を良好な分解能でA/D変換することができないという問題も生じている。

【0007】

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、有効ビット長が十分でないA/Dコンバータを用いながらも高画質の超音波画像の生成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、アレイトランスデューサから被検体に向けて送信パルス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アレイトランスデューサから出力される受信信号をチャンネル毎に受信信号処理部で処理することで得られるサンプルデータ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、受信信号処理部は、アレイトランスデューサから出力される受信信号をA/D変換する第1のA/Dコンバータと、第1のA/DコンバータでA/D変換された受信信号を保存する第1のメモリと、第1のメモリに保存された受信信号をD/A変換するD/Aコンバータと、アレイトランスデューサから出力される受信信号からD/AコンバータでD/A変換された信号をアナログ的に差し引くことによりアレイトランスデューサから出力される受信信号のうち強度の大きな信号部分を除去して強度の小さな信号部分を抽出する抽出器とを含み、抽出器で抽出された強度の小さな信号部分を用いてサンプルデータを生成するものである。

【0009】

第1のメモリは、第1送信パルスに対応してアレイトランスデューサから出力されると共に第1のA/DコンバータでA/D変換された第1の受信信号を保存し、抽出器は、第2送信パルスに対応してアレイトランスデューサから出力される第2の受信信号からD/AコンバータでD/A変換された第1の受信信号を差し引くことで基本波成分を除去して非線形成分を抽出することができる。

抽出器で抽出された強度の小さな信号部分は、第1のA/DコンバータによりA/D変換することが好ましい。

第1送信パルスと第2送信パルスとして、互いにパルス反転されたものを用い、抽出器として、D/AコンバータでD/A変換された第1の受信信号を第2の受信信号に加算する加算器を用いてもよい。あるいは、第1送信パルスと前記第2送信パルスとして、互いに振幅変調されたものを用い、抽出器として、D/AコンバータでD/A変換された第1の受信信号の振幅を第2の受信信号の振幅に合わせた後に第2の受信信号から減算する減算器を用いてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

また、第 1 のメモリは、アレイトランスデューサから出力された受信信号の振幅全体を第 1 の A / D コンバータで A / D 変換した信号を保存し、抽出器は、アレイトランスデューサから出力された受信信号から D / A コンバータで D / A 変換された信号を差し引くことで受信信号のうち振幅の小さな信号部分のみを抽出し、受信信号処理部は、抽出器で抽出された強度の小さな信号部分を A / D 変換する第 2 の A / D コンバータと、第 2 の A / D コンバータで A / D 変換された振幅の小さな信号部分を保存する第 2 のメモリと、第 1 のメモリに保存された受信信号と第 2 のメモリに保存された振幅の小さな信号部分とを結合することによりサンプルデータを生成するデータ結合器とをさらに含むように構成することもできる。

10

この場合、受信信号処理部は、それぞれアレイトランスデューサから出力された受信信号を保持する一対のサンプルホールドと、一対のサンプルホールドのうち一方を選択的にアレイトランスデューサに接続すると共に他方を選択的に抽出器に接続する切替スイッチと、第 1 のメモリと D / A コンバータとの間に接続されると共に切替スイッチの切替周期分だけ遅延させる遅延回路とをさらに含むことが好ましい。

【 0 0 1 1 】

この発明に係る超音波画像生成方法は、アレイトランスデューサ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アレイトランスデューサから出力される受信信号を処理することで得られるサンプルデータ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、アレイトランスデューサから出力される受信信号を A / D 変換し、A / D 変換された受信信号を保存し、保存された受信信号を D / A 変換し、アレイトランスデューサから出力される受信信号から D / A 変換された信号をアナログ的に差し引くことによりアレイトランスデューサから出力される受信信号のうち強度の大きな信号部分を除去して強度の小さな信号部分を抽出し、抽出された強度の小さな信号部分を用いてサンプルデータを生成する方法である。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

この発明によれば、アレイトランスデューサから出力される受信信号を第 1 の A / D コンバータで A / D 変換した後に D / A コンバータで D / A 変換された信号をアナログ的に差し引くことによりアレイトランスデューサから出力される受信信号のうち強度の大きな信号部分を除去して強度の小さな信号部分を抽出し、抽出された強度の小さな信号部分を用いてサンプルデータを生成するので、有効ビット長が十分でない A / D コンバータを用いながらも高画質の超音波画像の生成を図ることが可能となる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【 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 で用いられた受信信号処理部の内部構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 互いにパルス反転された第 1 送信パルスおよび第 2 送信パルスを用いた場合の実施の形態 1 における受信信号処理部の作用を示し、(A) は第 1 送信パルスに対応した状態、(B) は第 2 送信パルスに対応した状態をそれぞれ示すブロック図である。

40

【 図 4 】 互いに振幅変調された第 1 送信パルスおよび第 2 送信パルスを用いた場合の実施の形態 1 における受信信号処理部の作用を示し、(A) は第 1 送信パルスに対応した状態、(B) は第 2 送信パルスに対応した状態をそれぞれ示すブロック図である。

【 図 5 】 実施の形態 2 で用いられた受信信号処理部の内部構成を示すブロック図である。

【 図 6 】 実施の形態 2 における受信信号処理部の作用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 】

【 0 0 1 4 】

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、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

50

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。

【 0 0 1 5 】

超音波プローブ 1 は、1 次元又は 2 次元のアレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサ 3 を有し、これら超音波トランスデューサ 3 にそれぞれ対応して受信信号処理部 4 が接続され、さらに受信信号処理部 4 にパラレル / シリアル変換部 5 を介して無線通信部 6 が接続されている。また、複数の超音波トランスデューサ 3 に送信駆動部 7 を介して送信制御部 8 が接続され、複数の受信信号処理部 4 に受信制御部 9 が接続され、無線通信部 6 に通信制御部 10 が接続されている。そして、パラレル / シリアル変換部 5、送信制御部 8、受信制御部 9 および通信制御部 10 にプローブ制御部 11 が接続されている。

10

【 0 0 1 6 】

複数の超音波トランスデューサ 3 は、それぞれ送信駆動部 7 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。各超音波トランスデューサ 3 は、例えば、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミックや、P V D F (ポリフッ化ビニリデン) に代表される高分子圧電素子、P M N - P T (マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体) に代表される圧電単結晶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。

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。

20

【 0 0 1 7 】

送信駆動部 7 は、例えば、複数のパルサを含んでおり、送信制御部 8 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ 3 から送信される超音波が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超音波トランスデューサ 3 に供給する。

各受信信号処理部 4 は、受信制御部 9 の制御の下で、対応する超音波トランスデューサ 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サンプルデータを生成して、サンプルデータをパラレル / シリアル変換部 5 に供給する。受信信号処理部 4 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サンプルデータを生成してもよい。

30

パラレル / シリアル変換部 5 は、複数の受信信号処理部 4 によって生成されたパラレルのサンプルデータを、シリアルのサンプルデータに変換する。

【 0 0 1 8 】

無線通信部 6 は、シリアルのサンプルデータ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、シリアルのサンプルデータを送信する。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 6 は、診断装置本体 2 との間で無線通信を行うことにより、サンプルデータを診断装置本体 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 10 に出力する。通信制御部 10 は、プローブ制御部 11 によって設定された送信電波強度でサンプルデータの送信が行われるように無線通信部 6 を制御すると共に、無線通信部 6 が受信した各種の制御信号をプローブ制御部 11 に出力する。

【 0 0 1 9 】

プローブ制御部 11 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。

【0020】

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 にシリアル / パラレル変換部 2 2 を介してデータ格納部 2 3 が接続され、データ格納部 2 3 に画像生成部 2 4 が接続されている。さらに、画像生成部 2 4 に表示制御部 2 5 を介して表示部 2 6 が接続されている。また、無線通信部 2 1 に通信制御部 2 7 が接続され、シリアル / パラレル変換部 2 2、画像生成部 2 4、表示制御部 2 5 および通信制御部 2 7 に本体制御部 2 8 が接続されている。さらに、本体制御部 2 8 には、オペレータが入力操作を行うための操作部 2 9 と、動作プログラムを格納する格納部 3 0 がそれぞれ接続されている。

10

【0021】

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、シリアルサンプルデータを出力する。

通信制御部 2 7 は、本体制御部 2 8 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。

20

シリアル / パラレル変換部 2 2 は、無線通信部 2 1 から出力されるシリアルサンプルデータを、パラレルサンプルデータに変換する。データ格納部 2 3 は、メモリまたはハードディスク等によって構成され、シリアル / パラレル変換部 2 2 によって変換された少なくとも 1 フレーム分のサンプルデータを格納する。

画像生成部 2 4 は、データ格納部 2 3 から読み出される 1 フレーム毎のサンプルデータに受信フォーカス処理を施して、超音波診断画像を表す画像信号を生成する。画像生成部 2 4 は、整相加算部 3 1 と画像処理部 3 2 とを含んでいる。

【0022】

整相加算部 3 1 は、本体制御部 2 8 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、サンプル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、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、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

【0023】

画像処理部 3 2 は、整相加算部 3 1 によって生成される音線信号に基づいて、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。画像処理部 3 2 は、S T C (sensitivity time control) 部と、D S C (digital scan converter : デジタル・スキャン・コンバータ) とを含んでいる。S T C 部は、音線信号に対して、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す。D S C は、S T C 部によって補正された音線信号を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）し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、B モード画像信号を生成する。

40

表示制御部 2 5 は、画像生成部 2 4 によって生成される画像信号に基づいて、表示部 2 6 に超音波診断画像を表示させる。表示部 2 6 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 2 5 の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

本体制御部 2 8 は、操作者により操作部 2 9 から入力された各種の指令信号等に基づいて、診断装置本体 2 内の各部の制御を行うものである。

【0024】

このような診断装置本体 2 において、シリアル / パラレル変換部 2 2、画像生成部 2 4、表示制御部 2 5、通信制御部 2 7 および本体制御部 2 8 は、C P U と、C P U に各種の

50

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 30 に格納される。格納部 30 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、DVD-ROM、SDカード、CFカード、USBメモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

【0025】

ここで、超音波プローブ 1 内における各受信信号処理部 4 の内部構成を図 2 に示す。受信信号処理部 4 は、対応する超音波トランスデューサ 3 に接続された入力保護回路 41 を有し、入力保護回路 41 にプリアンプ 42、可変利得アンプ 43 およびローパスフィルタ 44 が順次接続され、ローパスフィルタ 44 が加減算器 45 の第 1 入力端 A に接続されている。加減算器 45 の出力端 C には、A/D コンバータ 46 が接続され、さらに、A/D コンバータ 46 にメモリ 47 が接続され、メモリ 47 に D/A コンバータ 48 が接続され、D/A コンバータ 48 の出力端が加減算器 45 の第 2 入力端 B に接続されている。

10

【0026】

入力保護回路 41 は、超音波トランスデューサ 3 からプリアンプ 42 に設定値を超える電圧の信号が入力されることを防止する。プリアンプ 42 は、超音波トランスデューサ 3 から出力された受信信号を静的に増幅し、可変利得アンプ 43 は、動的に利得の調整を行う。ローパスフィルタ 44 は、プリアンプ 42 および可変利得アンプ 43 で増幅された受信信号から信号検出に用いられない高周波成分を除去する。

20

加減算器 45 は、ローパスフィルタ 44 を介して第 1 入力端 A に入力される受信信号と D/A コンバータ 48 から第 2 入力端 B に入力される信号を加算あるいは減算して出力端 C に出力する。

【0027】

A/D コンバータ 46 は、受信制御部 9 から入力される変換開始信号に基づき、加減算器 45 を介して入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換する。ただし、この受信信号処理部 4 に用いられている A/D コンバータ 46 は、入力される受信信号を強度の大きな信号部分から強度の小さな信号部分までの全域にわたって良好な分解能で A/D 変換するだけの十分な有効ビット長を有していない。このため、強度の大きな基本波成分と強度の小さな非線形成分の双方が含まれる受信信号が A/D コンバータ 46 に入力されると、基本波成分に対しては良好な分解能で A/D 変換が行われるが、非線形成分については十分な分解能で A/D 変換されないこととなる。

30

さらに、メモリ 47 は、A/D コンバータ 46 で A/D 変換された信号を保存し、D/A コンバータ 48 は、メモリ 47 に保存されたデジタル信号をアナログ信号に変換して加減算器 45 の第 2 入力端 B に入力させる。

【0028】

実施の形態 1 においては、各受信信号処理部 4 が上述したような構成を有しており、互いに異なる第 1 送信パルスと第 2 送信パルスを順次送出してそれぞれ受信信号を受信信号処理部 4 で処理することにより、受信信号に含まれる非線形成分が取り出される。

第 1 送信パルスと第 2 送信パルスとしては、互いにパルス反転されたものを用いることができ、また、互いに振幅変調されたものを用いることもできる。

40

【0029】

まず、互いにパルス反転された第 1 送信パルスおよび第 2 送信パルスを使用した際の実施の形態 1 の動作について説明する。このとき、加減算器 45 は、加算器として作用し、第 1 入力端 A に入力された信号と第 2 入力端 B に入力された信号を互いに加算して出力端 C から出力するものとする。

超音波プローブ 1 の送信駆動部 7 から供給される駆動信号に従って複数の超音波トランスデューサ 3 から第 1 送信パルスが送信され、被検体からの超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサ 3 から出力された受信信号がそれぞれ対応する受信信号処理部 4 に供給される。

【0030】

50

図 3 (A) に示されるように、第 1 送信パルスに対応する受信信号は、受信信号処理部 4 の入力保護回路 4 1 を通り、プリアンプ 4 2 および可変利得アンプ 4 3 で増幅され、ローパスフィルタ 4 4 で不要な高周波成分が除去された後、加減算器 4 5 の第 1 入力端 A に入力される。このとき、加減算器 4 5 の第 2 入力端 B には、まだ信号が入力されていないため、加減算器 4 5 の第 1 入力端 A に入力された受信信号は、そのまま加減算器 4 5 を通り、A / D コンバータ 4 6 で A / D 変換された後、メモリ 4 7 に保存される。

上述したように、A / D コンバータ 4 6 は十分に長い有効ビット長を有していないので、メモリ 4 7 に保存された信号は、受信信号のうち主に強度の大きな基本波成分のみがデジタル化された信号である。

【 0 0 3 1 】

次に、超音波プローブ 1 の送信駆動部 7 から供給される駆動信号に従って複数の超音波トランスデューサ 3 から上記の第 1 送信パルスに対してパルス反転された第 2 送信パルスが送信され、被検体からの超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサ 3 から出力された受信信号がそれぞれ対応する受信信号処理部 4 に供給される。

図 3 (B) に示されるように、第 2 送信パルスに対応する受信信号は、受信信号処理部 4 の入力保護回路 4 1 を通り、プリアンプ 4 2 および可変利得アンプ 4 3 で増幅され、ローパスフィルタ 4 4 で不要な高周波成分が除去された後、加減算器 4 5 の第 1 入力端 A に入力される。このタイミングに合わせて、メモリ 4 7 に保存されていた第 1 送信パルスに対応するデジタルの受信信号が、D / A コンバータ 4 8 で D / A 変換されて再びアナログ化され、加減算器 4 5 の第 2 入力端 B に入力される。これにより、第 1 入力端 A に入力された第 2 送信パルスに対応する受信信号と第 2 入力端 B に入力された第 1 送信パルスに対応する信号とが加減算器 4 5 により互いにアナログ的に加算される。

【 0 0 3 2 】

第 1 送信パルスと第 2 送信パルスは互いにパルス反転されたパルスであり、また加減算器 4 5 の第 2 入力端 B に入力された第 1 送信パルスに対応する信号は基本波成分のみを含むものであるため、加減算器 4 5 における加算により、第 2 送信パルスに対応する受信信号から基本波成分が除去され、非線形成分のみが抽出されて出力端 C から出力されることとなる。

その結果、第 2 送信パルスに対応する受信信号に含まれていた非線形成分が A / D コンバータ 4 6 で A / D 変換され、サンプルデータとしてメモリ 4 7 に保存される。このとき、強度の大きな基本波成分が除去され、強度の小さな非線形成分のみが A / D コンバータ 4 6 に入力されるので、十分に長い有効ビット長を有していない A / D コンバータ 4 6 においても、非線形成分を良好な分解能で A / D 変換することができる。

【 0 0 3 3 】

このようにして生成されたサンプルデータがパラレル / シリアル変換部 5 でシリアル化された後に無線通信部 6 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 2 1 で受信されたサンプルデータは、シリアル / パラレル変換部 2 2 でパラレルのデータに変換され、データ格納部 2 3 に格納される。さらに、データ格納部 2 3 から 1 フレーム毎のサンプルデータが読み出され、画像生成部 2 4 で画像信号が生成され、この画像信号に基づいて表示制御部 2 5 により超音波診断画像が表示部 2 6 に表示される。

【 0 0 3 4 】

同様にして、互いに振幅変調された第 1 送信パルスおよび第 2 送信パルスを用いることができる。例えば、第 1 送信パルスは、第 2 送信パルスに対して振幅が 1 / 2 に変調されたものとする。

この場合には、加減算器 4 5 は、減算器として作用し、第 2 入力端 B に入力された信号の振幅を第 1 入力端 A に入力された信号の振幅に合わせた後に第 1 入力端 A に入力された信号から減算して出力端 C から出力する。

【 0 0 3 5 】

図 4 (A) に示されるように、第 1 送信パルスに対応する受信信号は、受信信号処理部 4 の入力保護回路 4 1 を通り、プリアンプ 4 2 および可変利得アンプ 4 3 で増幅され、ロ

10

20

30

40

50

ローパスフィルタ 44 で不要な高周波成分が除去された後、加減算器 45 の第 1 入力端 A に入力される。このとき、加減算器 45 の第 2 入力端 B には、まだ信号が入力されていないため、加減算器 45 の第 1 入力端 A に入力された受信信号は、そのまま加減算器 45 を通り、A / D コンバータ 46 で A / D 変換された後、メモリ 47 に保存される。

上述したように、A / D コンバータ 46 は十分に長い有効ビット長を有していないので、メモリ 47 に保存された信号は、受信信号のうち主に強度の大きな基本波成分のみがデジタル化された信号である。

【 0 0 3 6 】

次に、第 1 送信パルスに対して振幅が 2 倍の第 2 送信パルスが送信されると、図 4 (B) に示されるように、第 2 送信パルスに対応する受信信号は、受信信号処理部 4 の入力保護回路 41 を通り、プリアンプ 42 および可変利得アンプ 43 で増幅され、ローパスフィルタ 44 で不要な高周波成分が除去された後、加減算器 45 の第 1 入力端 A に入力される。このタイミングに合わせて、メモリ 47 に保存されていた第 1 送信パルスに対応するデジタルの受信信号が、D / A コンバータ 48 で D / A 変換されて再びアナログ化され、加減算器 45 の第 2 入力端 B に入力される。これにより、第 2 入力端 B に入力された第 1 送信パルスに対応する信号が第 2 送信パルスに対応する受信信号に合わせて振幅が 2 倍にされた後、第 1 入力端 A に入力された第 2 送信パルスに対応する受信信号からアナログ的に減算される。

【 0 0 3 7 】

加減算器 45 の第 2 入力端 B に入力された第 1 送信パルスに対応する信号は基本波成分のみを含むものであるため、加減算器 45 における減算により、第 2 送信パルスに対応する受信信号から基本波成分が除去され、非線形成分のみが抽出されて出力端 C から出力されることとなり、第 2 送信パルスに対応する受信信号に含まれていた非線形成分が A / D コンバータ 46 で A / D 変換され、サンプルデータとしてメモリ 47 に保存される。このとき、強度の大きな基本波成分が除去され、強度の小さな非線形成分のみが A / D コンバータ 46 に入力されるので、十分に長い有効ビット長を有していない A / D コンバータ 46 においても、非線形成分を良好な分解能で A / D 変換することができる。

【 0 0 3 8 】

以上のように、実施の形態 1 によれば、A / D コンバータ 46 で第 1 送信パルスに対応する受信信号を A / D 変換して基本波成分のみを一旦デジタル化した後、D / A コンバータ 48 で D / A 変換して再びアナログ化したものを用いることにより、第 2 送信パルスに対応する受信信号から基本波成分を除去して非線形成分のみを取り出すことができる。このため、強度の大きな信号部分から強度の小さな信号部分までの全域にわたって良好な分解能で A / D 変換するだけの十分な有効ビット長を有していない A / D コンバータ 46 を使用しても、高画質の超音波画像を生成することが可能となる。

【 0 0 3 9 】

実施の形態 2

図 5 に実施の形態 2 に係る超音波診断装置で用いられた受信信号処理部の内部構成を示す。この受信信号処理部は、それぞれ有効ビット長が十分でない 2 つの A / D コンバータを受信信号のうち強度の大きな信号部分と強度の小さな信号部分とに分担させて用いることで、強度の大きな信号部分から強度の小さな信号部分までの全域にわたって良好な分解能で A / D 変換するものである。

【 0 0 4 0 】

受信信号処理部は、対応する超音波トランスデューサ 3 に接続された入力保護回路 41 を有し、入力保護回路 41 にプリアンプ 42、可変利得アンプ 43 およびローパスフィルタ 44 が順次接続され、ローパスフィルタ 44 にサンプルホールド 51 を介して第 1 の A / D コンバータ 46 が接続され、さらに、第 1 の A / D コンバータ 46 に第 1 のメモリ 47 が接続されている。

ローパスフィルタ 44 の出力端には、切替スイッチ S W 1 を介して一対のサンプルホールド 52 および 53 が並列に接続され、これらサンプルホールド 52 および 53 にもう一

10

20

30

40

50

つの切替スイッチ S W 2 を介して減算器 5 4 の第 1 入力端 A が接続されている。

また、第 1 のメモリ 4 7 に遅延回路 5 5 を介して D / A コンバータ 4 8 が接続され、D / A コンバータ 4 8 の出力端が減算器 5 4 の第 2 入力端 B に接続されている。

減算器 5 4 の出力端 C には、第 2 の A / D コンバータ 5 6 および第 2 のメモリ 5 7 が順次接続され、第 1 のメモリ 4 7 および第 2 のメモリ 5 7 にデータ結合器 5 8 が接続されている。

【 0 0 4 1 】

入力保護回路 4 1、プリアンプ 4 2、可変利得アンプ 4 3、ローパスフィルタ 4 4、A / D コンバータ 4 6、メモリ 4 7 および D / A コンバータ 4 8 は、それぞれ図 2 に示した実施の形態 1 における受信信号処理部 4 で用いられたものと同様である。

サンプルホールド 5 1、5 2 および 5 3 は、いずれも、超音波トランスデューサ 3 で受信され、プリアンプ 4 2 および可変利得アンプ 4 3 で増幅された後、ローパスフィルタ 4 4 で不要な高周波成分が除去された受信信号を保持する。

【 0 0 4 2 】

切替スイッチ S W 1 および S W 2 は、図 1 に示した受信制御部 9 の制御の下、1 クロック毎に接点 G 1 と接点 G 2 との間で切り替えられるように互いに連動して作動し、図 5 に示されるように、切替スイッチ S W 1 が接点 G 1 を選択してローパスフィルタ 4 4 が一方のサンプルホールド 5 2 に接続されたときは、切替スイッチ S W 2 も接点 G 1 を選択して他方のサンプルホールド 5 3 を減算器 5 4 の第 1 入力端 A に接続し、次のクロックにおいて、切替スイッチ S W 1 が接点 G 2 を選択してローパスフィルタ 4 4 が他方のサンプルホールド 5 3 に接続されると、切替スイッチ S W 2 も接点 G 2 を選択して一方のサンプルホールド 5 2 を減算器 5 4 の第 1 入力端 A に接続するように構成されている。すなわち、一対のサンプルホールド 5 2 および 5 3 が 1 クロック毎に交互にローパスフィルタ 4 4 と減算器 5 4 の第 1 入力端 A のいずれかに選択的に接続される。

【 0 0 4 3 】

減算器 5 4 は、第 1 入力端 A に入力された信号から第 2 入力端 B に入力された信号を減算して出力端 C に出力する。

遅延回路 5 5 は、第 1 のメモリ 4 7 に保存された受信信号を 1 クロック分だけ遅延させて D / A コンバータ 4 8 に出力する。

第 2 の A / D コンバータ 5 6 は、受信制御部 9 から入力される変換開始信号に基づき、減算器 5 4 の出力端 C から入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、第 2 のメモリ 5 7 は、第 2 の A / D コンバータ 5 6 で A / D 変換された信号を保存する。

データ結合器 5 8 は、第 1 のメモリ 4 7 と第 2 のメモリ 5 7 にそれぞれ保存された信号を互いに結合してサンプルデータを生成する。

【 0 0 4 4 】

なお、第 1 の A / D コンバータ 4 6 および第 2 の A / D コンバータ 5 6 は、いずれも、超音波トランスデューサ 3 で受信され、プリアンプ 4 2 および可変利得アンプ 4 3 で増幅された受信信号を強度の大きな信号部分から強度の小さな信号部分までの全域にわたって良好な分解能で A / D 変換するだけの十分な有効ビット長を有していない。このため、例えば第 1 の A / D コンバータ 4 6 に受信信号が入力されると、受信信号のうち強度の大きな信号部分に対しては良好な分解能で A / D 変換が行われるが、強度の小さな信号部分については十分な分解能で A / D 変換されないこととなる。

【 0 0 4 5 】

次に、実施の形態 2 の作用について図 6 のタイミングチャートを参照して説明する。

超音波プローブ 1 の送信駆動部 7 から供給される駆動信号に従って複数の超音波トランスデューサ 3 から送信パルスが送信され、被検体からの超音波エコーを受信した各超音波トランスデューサ 3 から出力された受信信号がそれぞれ対応する受信信号処理部に供給される。

【 0 0 4 6 】

なお、受信制御部 9 の制御により、時刻 T 1 に切替スイッチ S W 1 および S W 2 がそれ

10

20

30

40

50

ぞれ接点 G 1 を選択するように切り替えられているものとする。

この状態で、超音波トランスデューサ 3 から出力された受信信号は、受信信号処理部の入力保護回路 4 1 を通り、プリアンプ 4 2 および可変利得アンプ 4 3 で増幅され、ローパスフィルタ 4 4 で不要な高周波成分が除去された後、時刻 T 2 に信号 S 1 としてサンプルホールド 5 1 に保持される。このとき、切替スイッチ S W 1 は接点 G 1 を選択しているため、サンプルホールド 5 1 に保持された信号 S 1 と同じ信号 S 3 が切替スイッチ S W 1 を介してサンプルホールド 5 2 にも保持されることとなる。

【 0 0 4 7 】

サンプルホールド 5 1 に保持された信号 S 1 は、続く時刻 T 3 に第 1 の A / D コンバータ 4 6 で A / D 変換されてデジタルの信号 S 2 となり、第 1 のメモリ 4 7 に保存される。

10

上述したように、第 1 の A / D コンバータ 4 6 は十分に長い有効ビット長を有していないので、受信信号の振幅全体が第 1 の A / D コンバータ 4 6 で A / D 変換されるものの、第 1 のメモリ 4 7 に保存された信号 S 2 は、受信信号のうち主に強度の大きな信号部分のみがデジタル化された信号となる。

【 0 0 4 8 】

時刻 T 1 から 1 クロック分経過した時刻 T 4 に、切替スイッチ S W 1 および S W 2 はそれぞれ接点 G 2 を選択するように切り替えられ、時刻 T 2 から 1 クロック分経過した時刻 T 5 に、次の受信信号が信号 S 1 としてサンプルホールド 5 1 に保持される。このとき、切替スイッチ S W 1 および S W 2 は接点 G 2 を選択しているため、今度はサンプルホールド 5 1 に保持された信号 S 1 と同じ信号 S 4 が切替スイッチ S W 1 を介してサンプルホールド 5 3 にも保持される。

20

【 0 0 4 9 】

また、サンプルホールド 5 2 は、切替スイッチ S W 1 によりローパスフィルタ 4 4 との間が切断されると共に切替スイッチ S W 2 により減算器 5 4 と接続されるため、時刻 T 5 を過ぎても、このサンプルホールド 5 2 には、時刻 T 2 にサンプリングした信号 S 3 がそのまま保持され、切替スイッチ S W 2 を介して減算器 5 4 の第 1 入力端 A に入力される。

一方、時刻 T 3 に第 1 の A / D コンバータ 4 6 で A / D 変換されて第 1 のメモリ 4 7 に保存されたデジタルの信号 S 2 は、遅延回路 5 5 で 1 クロック分だけ遅延された時刻 T 6 に、D / A コンバータ 4 8 でアナログ信号 S 5 に変換され、減算器 5 4 の第 2 入力端 B に入力される。

30

【 0 0 5 0 】

これにより、減算器 5 4 の第 1 入力端 A に入力された信号 S 3 から第 2 入力端 B に入力された信号 S 5 がアナログ的に減算される。ここで、信号 S 3 は、時刻 T 1 にサンプルホールド 5 2 にサンプリングされたもので、受信信号の強度の大きな信号部分から強度の小さな信号部分までの振幅全域を含む信号であり、一方、信号 S 5 は、第 1 の A / D コンバータ 4 6 で一旦 A / D 変換されることにより受信信号のうち主に強度の大きな信号部分のみがデジタル化された信号 S 2 を D / A コンバータ 4 8 でアナログ信号に変換された信号である。このため、減算器 5 4 により信号 S 3 から信号 S 5 がアナログ的に減算されると、受信信号のうち強度の小さな信号部分が抽出されることとなる。

【 0 0 5 1 】

40

このようにして受信信号から抽出された強度の小さな信号部分が、減算器 5 4 の出力端 C から出力され、第 2 の A / D コンバータ 5 6 で A / D 変換された後、第 2 のメモリ 5 7 に保存される。このとき、このとき、強度の小さな信号部分のみが第 2 の A / D コンバータ 5 6 に入力されるので、十分に長い有効ビット長を有していない第 2 の A / D コンバータ 5 6 であっても、強度の小さな信号部分を良好な分解能で A / D 変換することができる。

そして、第 1 のメモリ 4 7 に保存された信号 S 2、すなわち強度の大きな信号部分のみがデジタル化された信号と、第 2 のメモリ 5 7 に保存された強度の小さな信号部分のみがデジタル化された信号とがデータ結合器 5 8 で互いに結合され、サンプルデータとして出力される。

50

【 0 0 5 2 】

なお、同様にして、時刻 T 4 から 1 クロック分経過した時刻 T 7 に、切替スイッチ S W 1 および S W 2 はそれぞれ接点 G 1 を選択するように切り替えられ、時刻 T 5 から 1 クロック分経過した時刻 T 8 に、次の受信信号が信号 S 1 としてサンプルホールド 5 1 に保持されるが、この時刻 T 8 を過ぎても、時刻 T 5 にサンプルホールド 5 3 にサンプリングされた信号 S 4 は、そのまま保持され、切替スイッチ S W 2 を介して減算器 5 4 の第 1 入力端 A に入力される。

一方、時刻 T 6 に第 1 の A / D コンバータ 4 6 で A / D 変換されて第 1 のメモリ 4 7 に保存されたデジタルの信号 S 2 は、遅延回路 5 5 で 1 クロック分だけ遅延された時刻 T 9 に、D / A コンバータ 4 8 でアナログ信号 S 5 に変換され、減算器 5 4 の第 2 入力端 B に入力される。

10

【 0 0 5 3 】

これにより、減算器 5 4 の第 1 入力端 A に入力された信号 S 4 から第 2 入力端 B に入力された信号 S 5 がアナログ的に減算されて、受信信号のうち強度の小さな信号部分が抽出され、第 2 の A / D コンバータ 5 6 で A / D 変換された後、第 2 のメモリ 5 7 に保存される。

そして、第 1 のメモリ 4 7 に保存された信号 S 2、すなわち強度の大きな信号部分のみがデジタル化された信号と、第 2 のメモリ 5 7 に保存された強度の小さな信号部分のみがデジタル化された信号とがデータ結合器 5 8 で互いに結合され、サンプルデータとして出力される。

20

【 0 0 5 4 】

このようにして、超音波トランスデューサ 3 から出力される受信信号に対応して順次データ結合器 5 8 からサンプルデータが出力される。

サンプルデータは、パラレル / シリアル変換部 5 でシリアル化された後に無線通信部 6 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 2 1 で受信されたサンプルデータは、シリアル / パラレル変換部 2 2 でパラレルのデータに変換され、データ格納部 2 3 に格納される。さらに、データ格納部 2 3 から 1 フレーム毎のサンプルデータが読み出され、画像生成部 2 4 で画像信号が生成され、この画像信号に基づいて表示制御部 2 5 により超音波診断画像が表示部 2 6 に表示される。

【 0 0 5 5 】

30

以上のように、実施の形態 2 によれば、サンプルホールド 5 2 および 5 3 のいずれかでサンプリングして保持した受信信号から、第 1 の A / D コンバータ 4 6 で受信信号の振幅全体を A / D 変換して強度の大きな信号部分のみを一旦デジタル化した後に D / A コンバータ 4 8 で D / A 変換して再びアナログ化したものを差し引くことにより、受信信号のうち強度の小さな信号部分のみを取り出して第 2 の A / D コンバータ 5 6 でデジタル化することができる。そして、第 1 の A / D コンバータ 4 6 で強度の大きな信号部分のみをデジタル化した信号と第 2 の A / D コンバータ 5 6 で強度の小さな信号部分のみをデジタル化した信号をデータ結合器 5 8 で結合することでサンプルデータが生成される。このため、強度の大きな信号部分から強度の小さな信号部分までの全域にわたって良好な分解能で A / D 変換するだけの十分な有効ビット長を有していない A / D コンバータ 4 6 を使用しても、高画質の超音波画像を生成することが可能となる。

40

【 0 0 5 6 】

上記の実施の形態 1 および 2 では、超音波プローブ 1 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 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 の無線通信部 6 および通信制御部 1 0、診断装置本体 2 の無線通信部 2 1 および通信制御部 2 7 等は不要となる。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 7 】

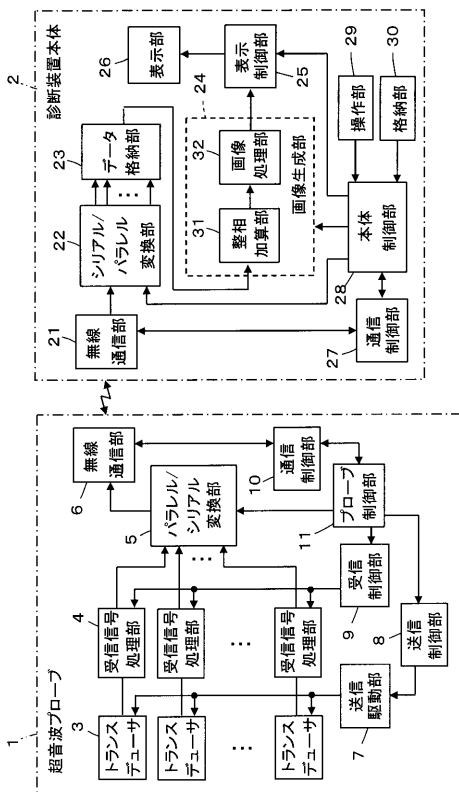
1 超音波プローブ、 2 診断装置本体、 3 超音波トランスデューサ、 4 受信信号

50

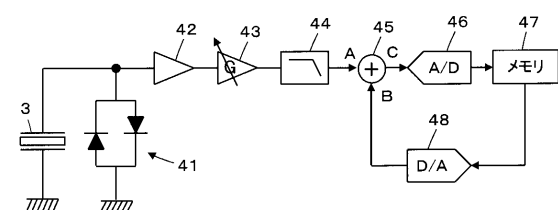
処理部、5 平行/シリアル変換部、6 無線通信部、7 送信駆動部、8 送信制御部、9 受信制御部、10 通信制御部、11 プローブ制御部、21 無線通信部、22 シリアル/平行変換部、23 データ格納部、24 画像生成部、25 表示制御部、26 表示部、27 通信制御部、28 本体制御部、29 操作部、30 格納部、31 整相加算部、32 画像処理部、41 入力保護回路、42 プリアンプ、43 可変利得アンプ、44 ローパスフィルタ、45 加減算器、46 A/Dコンバータ、47 メモリ、48 D/Aコンバータ、51~53 サンプルホールド、54 減算器、55 遅延回路、56 第2のA/Dコンバータ、57 第2のメモリ、58 データ結合器、SW1, SW2 切替スイッチ、A 第1入力端、B 第2入力端、C 出力端、G1, G2 接点、S1~S5 信号、T1~T9 時刻。

10

【図1】

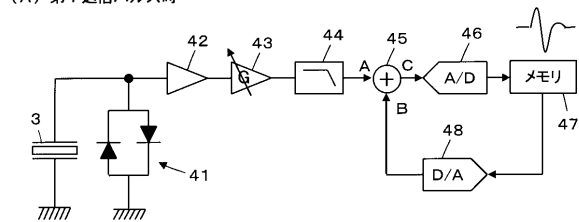


【図2】

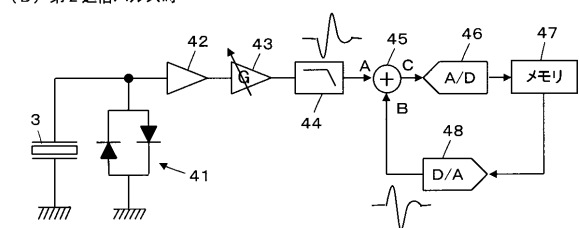


【図3】

(A) 第1送信パルス時

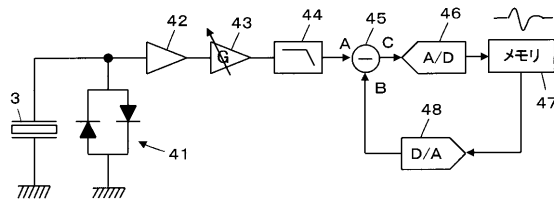


(B) 第2送信パルス時

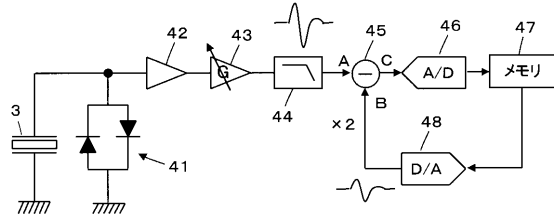


【図 4】

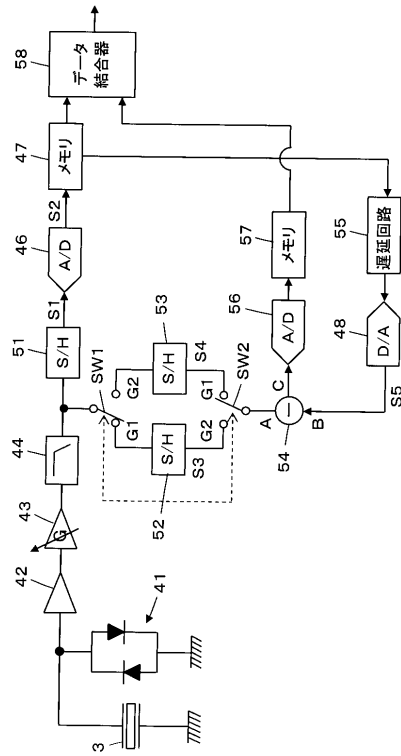
(A) 第1送信パルス時



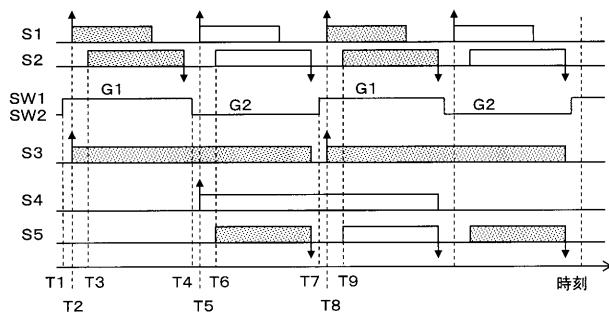
(B) 第2送信パルス時



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB06 DE14 EE14 GB04 GB06 GD04 HH40 JB20 JB24 JB45
KK41 LL05

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	JP2013063159A	公开(公告)日	2013-04-11
申请号	JP2011203263	申请日	2011-09-16
[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		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE14 4C601/EE14 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GD04 4C601/HH40 4C601/JB20 4C601/JB24 4C601/JB45 4C601/KK41 4C601/LL05		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够产生高清超声波图像的超声波检查仪，即使使用有效位长度不足的A / D转换器也是如此。解决方案：只有接收信号的高强度基波分量对应于第一传输脉冲由A / D转换器46数字化并存储在存储器47中，随后由D / A转换器48进行D / A转换，并输入到加法器 - 减法器45的第二输入端B。接收信号对应于来自相对于第一传输脉冲的脉冲反转的第二传输脉冲被输入到加法器 - 减法器45的第一输入端A。这两个信号由加法器 - 减法器45以模拟方式相互相加。因此，从对应于第二发送脉冲的接收信号中去除基波分量；并且仅提取非线性分量，从输出端C输出，并且由A / D转换器46进行A / D转换。

(A) 第1送信パルス時

