(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2013-118870
(P2013-118870A)
(43)公開日　平成25年6月17日(2013.6.17)

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード（参考）
A61B 8/00	(2006.01)	A61B 8/00		4C601

審査請求 未請求　請求項の数 4　ＯＬ　（全 13 頁）

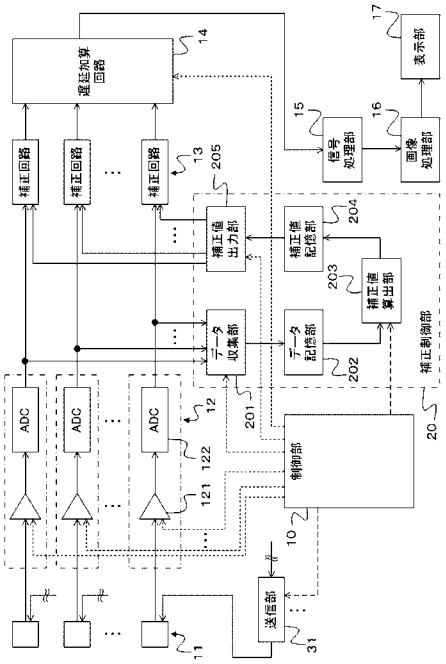
(21)出願番号　特願2011-266360 (P2011-266360)
(22)出願日　平成23年12月6日 (2011.12.6)

(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　望月　史生
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　小笠原　達雄
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

(57)【要約】
【課題】可変増幅器のゲインの変化に伴うＤＣオフセットの影響を、精度良く補正可能とする。
【解決手段】補正管理部と、補正回路とを備えた超音波診断装置である。複数の超音波振動子は、超音波を送信し、被検体内からの超音波エコーを受信する。受信部は、ゲインを変更可能な可変増幅器を有し、超音波振動子からの信号を所定のゲインで増幅して出力する。画像生成部と、受信部からの信号を基に、超音波画像を生成する。補正管理部は、超音波の送受信を行わずにゲインを変化させたときの、受信部からの出力を、ゲインの変化に対応させて測定データとしてあらかじめ収集する。補正回路は、受信部と、画像生成部との間に介在し、超音波の送受信が行われる場合に、ゲインを変化させながら、超音波振動子の受信信号を受けて受信部から出力される信号を、当該ゲインの変化に対応した測定データに基づき補正する。
【選択図】図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
超音波を送信し、被検体内からの超音波エコーを受信する複数の超音波振動子と、
ゲインを変更可能な可変増幅器を有し、前記超音波振動子の受信信号を所定のゲインで増幅して出力する受信部と、
前記受信部からの信号を基に、超音波画像を生成する画像生成部と、
を備えた超音波診断装置であって、
前記超音波の送受信を行わずに前記ゲインを変化させたときの、前記受信部からの出力を、前記ゲインの変化に対応させて測定データとしてあらかじめ収集する補正管理部と、
前記受信部と、前記画像生成部との間に介在し、前記超音波の送受信が行われる場合に、前記ゲインを変化させながら、前記超音波振動子からの信号を受けて前記受信部から出力される信号を、当該ゲインの変化に対応した前記測定データに基づき補正する補正回路と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。
【請求項２】
前記補正管理部は、前記ゲインの変化に対応した前記測定データを複数収集し、当該複数の測定データに基づき当該ゲインの変化に対応した前記補正値を算出し、
前記補正回路は、当該補正値で前記受信部からの前記信号を補正する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】
前記可変増幅器は、時系列に沿って前記ゲインが変更され、
前記補正管理部は、前記時系列に沿った前記ゲインの変化に対応する前記測定データの変化を示した近似関数を算出し、前記近似関数に基づき当該ゲインの変化に対応した前記補正値を算出し、
前記補正回路は、当該補正値で前記受信部からの前記信号を補正することを特徴とする請求項１または請求項２に記載の超音波診断装置。
【請求項４】
前記超音波振動子は、それぞれ異なる態様でゲインを変化させる複数の走査モードを時分割で切り替えながら、当該走査モードに対応する前記超音波エコーを受信し、
前記補正管理部は、前記ゲインの変化に応じた前記測定データを前記走査モードごとに収集し、
前記補正回路は、前記走査モードの切り替えと前記ゲインの変化に応じて、当該走査モード及び当該ゲインに対応する前記測定データに基づき前記受信部からの前記信号を補正することを特徴とする請求項１乃至請求項３のいずれか一つに記載の超音波診断装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明の実施形態は、超音波診断装置の技術に関する。
【背景技術】
【０００２】
超音波診断装置は、複数の超音波振動子を備えた超音波プローブによって被検体内に超音波を送信し、その被検体からの反射波（超音波エコー）に基づいて、被検体内の断層像データや３次元画像データなどを生成する。
【０００３】
超音波診断装置では、被検体内からの反射波を受けて超音波振動子から出力されるアナログ信号を増幅器で増幅して、これをＡＤコンバーターでデジタル信号に変換し、このデジタル信号を基に超音波画像を生成する。この反射波は、被検体に向けて送信された超音波が反射する被検体内の深さが深くなるほど、被検体内で減衰され微弱となる。そのため、増幅器は、被検体内の深さに応じてゲインを変更可能な可変増幅器が用いられる。
【０００４】

一方で、前述した可変増幅器やＡＤコンバーターからの出力には、その回路への直流電圧によるＤＣオフセット成分が重畳する場合がある。このＤＣオフセットは、超音波画像上にノイズとして顕在化するため、可変増幅器やＡＤコンバーターからの出力を補正する補正回路が設けられる場合がある。

【０００５】

このようなＤＣオフセット成分は、超音波振動子からの信号とあわせて、可変増幅器の影響を受ける。即ち、可変増幅器のゲインを変化させると、その変化に応じてＤＣオフセットも変化する。そのため、高分解能のＡＤコンバーターを用いる場合に、このゲインの変化に伴うＤＣオフセット成分の変化の影響が無視できなくなる場合がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００６】

【特許文献１】特開２００８－２２０６５２号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

この発明の実施形態は、可変増幅器のゲインの変化に伴うＤＣオフセットの影響を、精度良く補正可能とすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

上記目的を達成するために、この実施形態は、複数の超音波振動子と、受信部と、画像生成部と、補正管理部と、補正回路と、を備えた超音波診断装置である。複数の超音波振動子は、超音波を送信し、被検体内からの超音波エコーを受信する。受信部は、ゲインを変更可能な可変増幅器を有し、超音波振動子からの信号を所定のゲインで増幅して出力する。画像生成部と、受信部からの信号を基に、超音波画像を生成する。補正管理部は、超音波の送受信を行わずにゲインを変化させたときの、受信部からの出力を、ゲインの変化に対応させて測定データとしてあらかじめ収集する。補正回路は、受信部と、画像生成部との間に介在し、超音波の送受信が行われる場合に、ゲインを変化させながら、超音波振動子かの受信信号を受けて受信部から出力される信号を、当該ゲインの変化に対応した測定データに基づき補正する。

【図面の簡単な説明】

【０００９】

【図１】実施形態に係る超音波診断装置のブロック図である。

【図２】実施形態に係る超音波診断装置の制御タイミングを説明するための図である。

【図３Ａ】時系列に沿ったＶＧＡゲインの変化の一例を示した図である。

【図３Ｂ】時系列に沿ったＶＧＡゲインの変化に伴うＤＣオフセットと、補正値の関係の一例を示した図である。

【図３Ｃ】補正後のＤＣオフセットを示した図である。

【図４Ａ】時系列に沿ったＶＧＡゲインの変化に伴うＤＣオフセットと、補正値の関係の一例を示した図である。

【図４Ｂ】補正後のＤＣオフセットを示した図である。

【図５】変形例に係る超音波診断装置の制御タイミングの一例である。

【発明を実施するための形態】

【００１０】

実施形態に係る超音波診断装置の構成について図１を参照しながら説明する。図１に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波振動子群１１と、送信部３１と、受信部１２と、補正回路１３と、遅延加算回路１４と、信号処理部１５と、画像処理部１６と、表示部１７と、補正制御部２０と、制御部１０とを含んで構成される。受信部１２は、可変増幅器１２１と、ＡＤコンバーター（ＡＤＣ）１２２とを含んで構成される。また、補正制御部２０は、データ収集部２０１と、データ記憶部２０２と、補正値算出部２

０３と、補正値記憶部２０４と、補正値出力部２０５とを含んで構成される。

【００１１】

送信部３１は、図示しないが、クロック発生器、分周期、送信遅延回路、パルサを含んで構成されている。クロック発生器で発生されたクロックパルスは、分周器で例えば５ＫＨｚ程度のレートパルスに落とされる。このレートパルスを、送信遅延回路を通してパルサに与えて高周波の電圧パルスを発生させ、この電圧パルスにより超音波振動子群１１を駆動させる（機械的に振動させる）。これにより、送信部３１からの電気信号に従って、超音波振動子群１１から被観測体に向けて超音波ビームが照射される。

【００１２】

超音波振動子群１１は、被観測体に対して超音波を送受信する。超音波振動子群１１を構成する各超音波振動子（以降「各振動子」と呼ぶことがある）から送信された超音波ビームは、被観測体内の構造物の境界等の音響インピーダンスの異なる界面で、当該被観測体内の構造・動き等に対応して反射する。各振動子は、被観測体内で反射された超音波を受信する。各振動子は、受信した超音波を電気信号（以降は、「受信信号」と呼ぶ）に変換し、振動子ごとに接続された可変増幅器１２１に出力する。

【００１３】

可変増幅器１２１は、超音波振動子群１１を構成する振動子からアナログの受信信号を受ける。可変増幅器１２１は、振動子から受けた受信信号を良好に伝送するために、その受信信号を所定のゲインで増幅する。可変増幅器１２１のゲインは、制御可能に構成されており、このゲインは制御部１０により制御される。なお、以降では、可変増幅器１２１のゲインを「ＶＧＡゲイン」と呼ぶ場合がある。制御部１０については後述する。可変増幅器１２１は、増幅された受信信号を、その可変増幅器１２１に接続されたＡＤコンバーター１２２に出力する。

【００１４】

ＡＤコンバーター１２２は、可変増幅器１２１からアナログの受信信号を受ける。ＡＤコンバーター１２２は、このアナログの受信信号をデジタルの受信信号にＡ／Ｄ変換して、そのＡＤコンバーター１２２に接続された補正回路１３出力する。

【００１５】

補正回路１３は、ＡＤコンバーター１２２からデジタルの受信信号を受ける。補正回路１３は、補正制御部２０から補正値を受けて、この受信信号を受けた補正値により補正する。これにより、受信部１２（即ち、可変増幅器１２１及びＡＤコンバーター１２２）のＤＣオフセットによる受信信号への影響が補正される。なお、補正値の取得に係る動作や、補正回路１３の制御タイミング（即ち、補正回路１３への補正値の出力タイミング）については、補正制御部２０の動作として後述する。補正回路１３は、補正後の受信信号を遅延加算回路１４に出力する。

【００１６】

遅延加算回路１４は、振動子ごとに接続された補正回路１３それぞれから補正後の受信信号を受ける。遅延加算回路１４は、受信信号の出力元である振動子に応じた遅延データを制御部１０から受けて、この遅延データを基に各振動子からの受信信号に遅延処理を施す。遅延加算回路１４は、遅延処理が施された各受信信号を加算して信号処理部１５に出力する。

【００１７】

遅延加算回路１４により整相加算された信号は、信号処理部１５にて検波されてエンベロープが抽出される。更に、この抽出されたエンベロープは、画像処理部１６にて被観測体の断面に合わせて座標変換されたり、画像表示に適した階調処理等が施されたりした後、超音波画像として表示部１７に表示される。

【００１８】

制御部１０は、送信部３１、受信部１２、遅延加算回路１４、データ収集部２０１、補正値算出部２０３、及び補正値出力部２０５の動作を制御する。なお、データ収集部２０１、補正値算出部２０３、及び補正値出力部２０５の詳細と、これらの制御に係る制御部

１０の動作については後述する。

【００１９】

制御部１０は、あらかじめ決められた超音波の送受信条件に応じて、送信部３１を制御し、超音波振動子群１１の各振動子に被検体内に向けて超音波を送信させる。また、制御部１０は、送受信条件に応じて受信部１２を制御し、各振動子で受信された受信信号を制御する。例えば、被検体内で反射した超音波は、より深い位置で反射した超音波ほどより遅く各振動子で受信される。この際に、より深い位置で反射した超音波は、その間に減衰する量も大きい。そのため、制御部１０は、超音波の送受信の周期内における受信期間において、より後に受信された超音波（より深い位置で反射した超音波）に基づく受信信号を、より大きいＶＧＡゲインで増幅するように可変増幅器１２１を制御する。これにより、減衰した超音波に基づく受信信号を一定のレベルの出力に保つことが可能となる。なお、超音波の送受信に係る具体的な制御タイミングについては後述する。

【００２０】

また、制御部１０は、振動子と被検体内のフォーカスポイント（超音波が反射する位置）との距離に基づき必要な遅延量を算出する。制御部１０は、算出した遅延量を遅延データとして遅延加算回路１４に出力する。これにより、遅延加算回路１４は、各振動子からの受信信号に対して、その振動子に対応する遅延データを基に遅延処理を施す。

【００２１】

次に、「補正値の取得」に係る動作と、「補正回路１３の制御タイミング」とについて、関連する構成に着目して説明する。図２は、本実施形態に係る超音波診断装置の制御タイミングを説明するための図である。まず、補正値の取得に係る動作について説明する。

【００２２】

（補正値の取得）

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波検査の実行前に、超音波の送受信を行わずに受信部１２からの出力を測定し、これを基に補正値をあらかじめ取得する。図２に示す期間Ｔ１は、補正値を取得する期間（超音波検査の実行前の期間）を示している。また、期間Ｔ２は、超音波検査の期間を示しており、期間Ｔ１で取得された補正値は、この期間で用いられる。期間Ｔ２１は、超音波検査の期間Ｔ２のうちの超音波が送受信される１周期において、被検体に向けて超音波が送信される送信期間に相当する。また、期間Ｔ２２は、被検体からの反射波を受信する受信期間に相当する。期間Ｔ１における期間Ｔ１１及びＴ１２は、実際には超音波は送信されないが、期間Ｔ２における期間Ｔ２１及びＴ２２に相当する。以下に、期間Ｔ１の動作に着目し、この補正値の取得に係る構成について説明する。

【００２３】

データ収集部２０１は、制御部１０からの制御に基づき、受信部１２からの出力（例えば、電圧）を測定する。具体的には、図２に示すように、期間Ｔ１では、制御部１０による制御により超音波の送受信が行われないため、送信信号及び受信信号が出力されない。この状態で、制御部１０は、図２の「ＶＧＡゲイン」に示すように可変増幅器１２１のゲインを変化させながら、「データ収集」に示すように、このゲインの変化に同期して、データ収集部２０１に受信部１２からの出力を測定させる。このとき、「送信信号」及び「受信信号」に示すように、超音波の送受信が行われていないため、受信部１２からは受信信号が出力されず、受信部１２を構成する回路によるＤＣオフセット成分のみが出力される。即ち、このときデータ収集部２０１は、ＤＣオフセット成分を測定することになる。なお、このようにオフセット成分のみを測定できるようにするために、以前までの動作によって受信部に蓄積されている信号をリセットまたは除去しておくとよい。

【００２４】

ここで、図３Ａ及び図３Ｂを参照する。図３Ａは、上記した受信期間における時系列に沿ったＶＧＡゲインの変化の一例を示しており、この図では、超音波を送受信する場合と同様にＶＧＡゲインを変化させている。また、図３Ｂは、図３Ａに示すようにＶＧＡゲインを変化させた場合におけるＤＣオフセット成分の出力Ｇ２１と、それにより取得される

補正値Ｇ３１の関係の一例を示した図である。図３ＡのＧ１１に示すように、時系列に沿ってＶＧＡゲインを変化させた場合、このゲインにより受信部１２のＤＣオフセット成分も増幅される。そのため、ゲインＧ１１の変化に対応して、図３ＢのＧ２１に示すように、ＤＣオフセット成分の出力も時系列に沿って変化する。これにより、データ収集部２０１により、図３ＢのＧ２１に示したようなＤＣオフセット成分の出力が測定される。

【００２５】

データ収集部２０１は、受信部１２からの出力（即ち、ＤＣオフセット成分）の測定データを、超音波の受信に用いられる振動子（以降では、「受信チャンネル」と呼ぶ）ごとにデータ記憶部２０２に記憶させる。データ記憶部２０２は、この測定データを記憶するための記憶部である。なお、図２の例では、制御部１０は、可変増幅器１２１及びデータ収集部２０１を制御し、ゲインの変化に対応した一連の測定データの収集をｎ回実施し、ｎ回分の測定データを収集させている。具体的には、図２の期間Ｔ１における「＃１」～「＃ｎ」のそれぞれで、ＶＧＡゲインの変化と、それに対応した一連の測定データの取得が行われる。

【００２６】

補正値算出部２０３は、データ記憶部２０２に記憶されたｎ回分の測定データを読み出す。補正値算出部２０３は、ｎ回分の測定データの平均を算出し、これを補正値Ｇ３１として取得する。図３Ｂの補正値Ｇ３１は、出力Ｇ２１に基づき取得された補正値を示している。なお、平均に限らず、例えば、測定データごとに所定の重み付けを行って統計を取ることで補正値Ｇ３１を取得してもよい。このように、複数回分の測定データを収集することにより、例えば、これらの平均や統計をとることで、一時的な出力の変化に伴う誤差を緩和することが可能となる。なお、１回分の測定データのみを用いる場合には、上記した平均や統計を算出しなくてもよく、その測定データを補正値Ｇ３１としてもよい。

【００２７】

補正値算出部２０３は、上記のようにして取得された補正値Ｇ３１を補正値記憶部２０４に記憶させる。補正値記憶部２０４は、取得された補正値を記憶するための記憶部である。なお、超音波の送受信条件に応じて、時系列に沿ったＶＧＡゲインの変化のパターンが異なる場合がある。その場合には、送受信条件ごとにＤＣオフセット成分の測定データを収集し、これを基に、送受信条件ごとに補正値Ｇ３１を取得して補正値記憶部２０４に記憶させればよい。以降では、送受信条件ごとに補正値Ｇ３１が取得されて補正値記憶部２０４に記憶されているものとして説明する。

【００２８】

（補正回路１３の制御タイミング）

次に、超音波検査を実施する期間（即ち、期間Ｔ２）における、補正回路１３の制御タイミングについて説明する。

【００２９】

まず、超音波検査を開始する前に、制御部１０は、あらかじめ指定された送受信条件を補正値出力部２０５に出力する。補正値出力部２０５は、制御部１０から受けた送受信条件に対応する補正値Ｇ３１を特定する。

【００３０】

超音波検査が開始すると、制御部１０は、送信部３１を制御して、図２の「送信信号」に示すタイミング（即ち、期間Ｔ２１）で、超音波振動子群１１から被検体内に向けて超音波を送信させる。図２の「送信信号」は、被検体内に向けて送信される超音波の時系列に沿った出力を示しており、「受信信号」は、被検体内で反射して、超音波振動子群１１で受信される超音波の時系列に沿った出力を示している。

【００３１】

次に、制御部１０は、送受信条件に基づき、図２の「受信信号」に示すタイミングに合わせて、「ＶＧＡゲイン」に示すように、可変増幅器１２１のゲインを制御する。これにより、図２の「ＤＣオフセット」に示すように、ＶＧＡゲインの変化に対応して、受信部１２からの出力のＤＣオフセット成分が変化する。

【００３２】
また、制御部１０は、超音波の受信を開始するタイミングにあわせて補正値出力部２０５に補正値Ｇ３１の出力開始を指示する。この指示を受けて、補正値出力部２０５は、超音波の受信タイミング（即ち、期間Ｔ２２）に同期して、読み出された補正値の出力を開始する。なお、この指示は、補正値出力部２０５が補正値Ｇ３１を出力するタイミングを特定できれば、超音波の受信を開始するタイミングには限定されない。例えば、超音波の送信を開始するタイミングにあわせて、制御部１０は、補正値出力部２０５に指示を出してもよい。この場合には、補正値出力部２０５は、送受信条件と通知された送信開始のタイミングとを基に、超音波の受信するタイミングを特定し、そのタイミングにあわせて補正回路１３への補正値Ｇ３１の出力を開始すればよい。

【００３３】
ここで、図３Ｂを参照する。超音波の受信タイミングに合わせて制御部１０によりＶＧＡゲインが制御され、例えば、図３Ｂの出力Ｇ２１に示すようにＤＣオフセット成分が変化する。また、制御部１０からの指示に基づき、補正値出力部２０５は、超音波の受信タイミングにあわせて、図３Ｂの補正値Ｇ３１に示すように、補正回路１３に補正値を出力する。このような補正を、図２に示すように、超音波の送受信毎に行う。なお、図２の期間Ｔ２における「＃１」～「＃ｍ」のそれぞれは、超音波の送受信における各周期を示している。即ち、「＃１」は、１回目の超音波の送受信を示しており、「＃ｍ」は、ｍ回目の超音波の送受信を示している。

【００３４】
以上のように動作させることで、図３Ｂに示すように、超音波の受信タイミングにあわせて変化するＶＧＡゲインに応じたＤＣオフセット成分の出力Ｇ２１に同期して、そのときのＶＧＡゲインに対応した補正値Ｇ３１が補正回路１３に出力される。図３Ｃに、ＤＣオフセット成分の出力Ｇ２１を補正値Ｇ３１により補正した場合の、補正後のＤＣオフセット成分の出力Ｇ３２を示す。上記のように動作させることで、図３Ｂに示すように、ＤＣオフセット成分の出力Ｇ２１に対応した補正値Ｇ３１が補正回路１３に出力されるため、図３ＣのＧ３２に示すように、ＤＣオフセット成分の出力Ｇ２１を補正することが可能となる。

【００３５】
なお、補正値算出部２０３は、補正値Ｇ３１に替えて、測定データを基に出力Ｇ２１の時系列に沿った近似関数を求め、これを補正関数Ｇ４１として補正値記憶部２０４に記憶させてもよい。図４Ａに、この場合におけるＤＣオフセット成分の出力Ｇ２１と、補正関数Ｇ４１（即ち、近似関数）との関係の一例を示す。この場合には、補正値出力部２０５は、補正関数Ｇ４１に基づき、各タイミングにおける補正値を特定し、これを補正回路１３に出力する。図４Ｂに、ＤＣオフセット成分の出力Ｇ２１を補正関数Ｇ４１により補正した場合の、補正後のＤＣオフセット成分の出力Ｇ４２を示す。補正関数Ｇ４１のデータ量は、ゲインの変化に応じた一連の補正値（即ち、補正値Ｇ３１）に比べてデータ量が少ない。そのため、このように補正値Ｇ３１替えて補正関数Ｇ４１を用いることで、図４Ｂに示すように、補正値Ｇ３１を用いた場合に比べて補正の精度は下がるものの、補正値Ｇ３１を用いる場合に比べて補正値記憶部２０４の容量を節約することが可能となる。

【００３６】
また、補正値算出部２０３は、所定のＶＧＡゲインの値ごとに補正値を取得し、取得された補正値をそのＶＧＡゲインの値と対応付けて補正値記憶部２０４に記憶させてもよい。この場合には、制御部１０は、ＶＧＡゲインを変化させたときに、そのときのＶＧＡゲインの値を補正値出力部２０５に遂次出力する。補正値出力部２０５は、制御部１０からＶＧＡゲインの値を受けると、この値に対応する補正値を補正値記憶部２０４から読み出し、これを補正回路１３に出力する。このような構成とすることで、ＶＧＡゲインの値ごとに補正値を記憶させればよく、超音波の送受信条件ごとに補正値を記憶する必要がなくなるため、送受信条件のパターンが多い場合に補正値記憶部２０４の容量を節約することが可能となる。

【００３７】
以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波検査を実行する前に、超音波の送受信を行わずに受信部１２からの出力を測定し、これを基に補正値Ｇ３１または補正関数Ｇ４１を算出する。そして、超音波検査を実施する際に、この超音波診断装置は、超音波の受信タイミングにあわせて時系列に沿って変化するＶＧＡゲインに対応した補正値を補正回路１３に出力する。これにより、可変増幅器１２１のゲインの変化に伴う、受信部１２のＤＣオフセット成分の影響を精度良く補正することが可能となる。
【００３８】
（変形例）
次に、変形例として、複数の異なる走査モードを時分割で切り替えながら検査を行う復号モードで動作させる場合について説明する。超音波診断装置の走査モード（以降では、単に「モード」と呼ぶ場合がある）には、２次元形態像を表示させるＢモードや、２次元血流像をカラー表示させるカラーモード、ドプラスペクトラム像を表示させるドプラモード等がある。復号モードは、これらの複数のモードを、１フレーム内において時分割で切り替えながら１回の超音波検査で態様の異なる複数種類の画像を同時に取得する。これらのモードは、送受信条件が異なり、ＶＧＡゲインをそれぞれ異なる態様（例えば、ゲイン変化の幅や、時分割に沿ったゲインの変化のさせ方）で変化させる必要がある。そのため、受信部１２のＤＣオフセット成分もモードに応じて異なる。そこで、変形例に係る超音波診断装置では、モードごとに補正値Ｇ３１（または、補正関数Ｇ４１）を取得し、時分割で切り替わるモードに応じて、そのモードに対応する補正値Ｇ３１を用いて受信部１２の出力を補正する。以降では、図５を参照しながら、上記の実施形態と異なる部分に着目して説明する。図５は、変形例に係る超音波診断装置の制御タイミングの一例である。
【００３９】
（補正値の取得）
補正値は、上記実施形態と同様に、超音波検査の実行前に、超音波の送受信を行わずに受信部１２からの出力を測定し、これを基に取得される。
【００４０】
制御部１０は、図５の期間Ｔ１に示すように、異なるモードを時分割で切り替えながら、そのモードに対応する態様で、可変増幅器１２１のゲインを変化させ、そのときの受信部１２からの出力をデータ収集部２０１に測定させる。図５の期間Ｔ１における、「Ｂ０’」～「Ｂｎ’」と「Ｃ０’」～「Ｃｎ’」とはそれぞれ異なるモードに対応している。「Ｂ０’」～「Ｂｎ’」は、例えば、「Ｂモード」に対応している。「Ｂ１’」は、「Ｂモード」での１回目の測定データの収集を示しており、「Ｂｎ’」は、同モードでのｎ回目の測定データの収集を示している。また、「Ｃ０’」～「Ｃｎ’」は、例えば、「カラーモード」に対応している。「Ｃ１’」は、「カラーモード」での１回目の測定データの収集を示しており、「Ｂｎ’」は、同モードでのｎ回目の測定データの収集を示している。
【００４１】
また、制御部１０は、モードごとの制御データの収集タイミングにあわせて、データ収集部２０１に、そのモードを示す情報を出力する。これを受けてデータ収集部２０１は、その情報とそのタイミングで測定された測定データとを関連付けてデータ記憶部２０２に記憶させる。即ち、図５における、「Ｂ０’」～「Ｂｎ’」及び「Ｃ０’」～「Ｃｎ’」のそれぞれについて、「ＶＧＡゲイン」で示されたゲイン変化に対応する測定データが取得されデータ記憶部２０２に記憶される。
【００４２】
補正値算出部２０３は、各測定データに関連付けられた情報に基づき、その測定データに対応するモードを認識し、モードごとにｎ回分の測定データを読み出す。補正値算出部２０３は、モードごとのｎ回分の測定データの平均または統計を算出し、これをモードごとの補正値Ｇ３１として取得する。なお、上記の実施形態と同様に、補正値Ｇ３１に限らず、補正関数Ｇ４１をモードごとに取得するように動作させてもよい。補正値算出部２０

３は、取得された補正値Ｇ３１を対応するモードを示す情報と関連付けて補正値記憶部２０４に記憶させる。

【００４３】

（補正回路１３の制御タイミング）

次に、超音波検査を実施する期間（即ち、期間Ｔ２）における、補正回路１３の制御タイミングについて説明する。

【００４４】

まず、超音波検査を開始する前に、制御部１０は、あらかじめ指定された送受信条件と、複合モードとして時分割で動作させるモードを識別するための情報とを補正値出力部２０５に出力する。補正値出力部２０５は、制御部１０から受けたこれらの条件に基づき、送受信条件に対応する補正値Ｇ３１を通知されたモードごとに特定する。

【００４５】

超音波検査が開始すると、制御部１０は、送信部３１を制御して、図５の「送信信号」に示すタイミングで、超音波振動子群１１から被検体内に向けて超音波を送信させる。図５の「送信信号」は、被検体内に向けて送信される超音波の時系列に沿った出力を示しており、「受信信号」は、被検体内で反射して、超音波振動子群１１で受信される超音波の時系列に沿った出力を示している。また、図５の期間Ｔ２における、「Ｂ０」～「Ｂｍ」と「Ｃ０」～「Ｃｍ」とはそれぞれ異なるモードに対応している。「Ｂ０」～「Ｂｍ」は、「Ｂモード」に対応している。「Ｂ１」は、「Ｂモード」での１回目の超音波の送受信を示しており、「Ｂｍ」は、同モードでのｍ回目の超音波の送受信を示している。また、「Ｃ０」～「Ｃｍ」は、「カラーモード」に対応している。「Ｃ１」は、「カラーモード」での１回目の超音波の送受信を示しており、「Ｂｍ」は、同モードでのｍ回目の超音波の送受信を示している。

【００４６】

次に、制御部１０は、送受信条件に基づき、図５の「受信信号」に示すタイミングに合わせて、「ＶＧＡゲイン」に示すように、可変増幅器１２１のゲインを、そのタイミングで動作するモードにあわせて制御する。これにより、図２の「ＤＣオフセット」に示すように、ＶＧＡゲインの変化に対応して、受信部１２からの出力のＤＣオフセット成分が変化する。

【００４７】

また、制御部１０は、超音波の受信を開始するタイミングにあわせて、そのときのモードを示す情報を補正値出力部２０５に通知し、かつ、補正値Ｇ３１の出力開始を指示する。この指示を受けて、補正値出力部２０５は、超音波の受信タイミングに同期して、あわせて通知されたモードに対応する補正値Ｇ３１の出力を開始する。なお、上記の実施形態と同様に、この指示を行うタイミングは、例えば、超音波の送信を開始するタイミングでもよい。

【００４８】

例えば、図５では、「Ｂ０」、「Ｂ１」、「Ｃ１」、「Ｂ１」の順序でモードが切り替わりながら超音波の送受信が行われる。即ち、制御部１０は、「Ｂ０」、「Ｂ１」、「Ｃ１」、「Ｂ１」の順序で各モードを識別する情報を、そのモードでの超音波の受信タイミングにあわせて補正値出力部２０５に出力する。これにより、補正値出力部２０５は、各モードでの超音波の送受信タイミングにあわせて、「Ｂ０」、「Ｂ１」、「Ｃ１」、「Ｂ１」の順序で、対応する補正値を補正回路１３に出力することが可能となる。

【００４９】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波検査を実行する前に、超音波の送受信を行わずに受信部１２からの出力をモードごとに測定し、これらを基に補正値Ｇ３１または補正関数Ｇ４１をそのモードごとに取得する。そして、超音波検査を実施する際に、この超音波診断装置は、時分割で切り替わるモードごとの超音波の受信タイミングにあわせて、モードごとに異なる態様で時系列に沿って変化するＶＧＡゲインに対応した補正値を補正回路１３に出力する。これにより、複数の異なる走査モードを時分割で切

り替えながら検査を行う復号モードで動作させる場合においても、可変増幅器１２１のゲインの変化に伴う、受信部１２のＤＣオフセット成分の影響を精度良く補正することが可能となる。

【００５０】

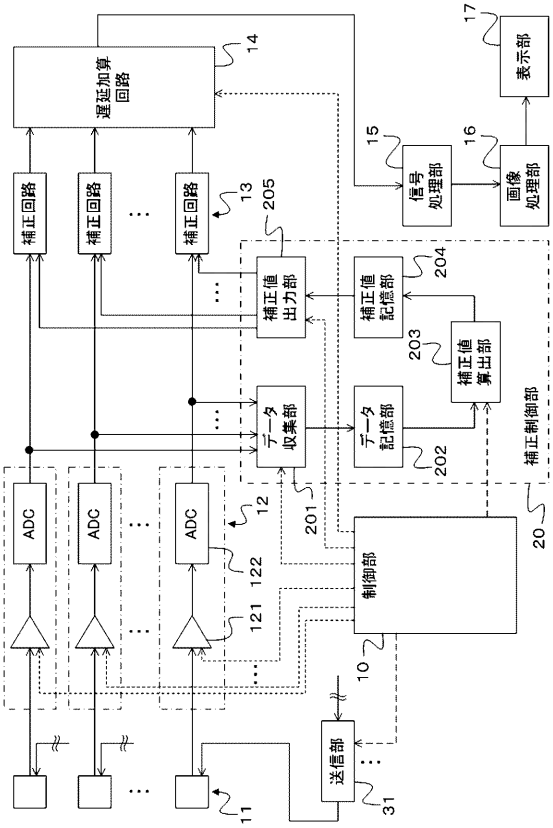
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載されたその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

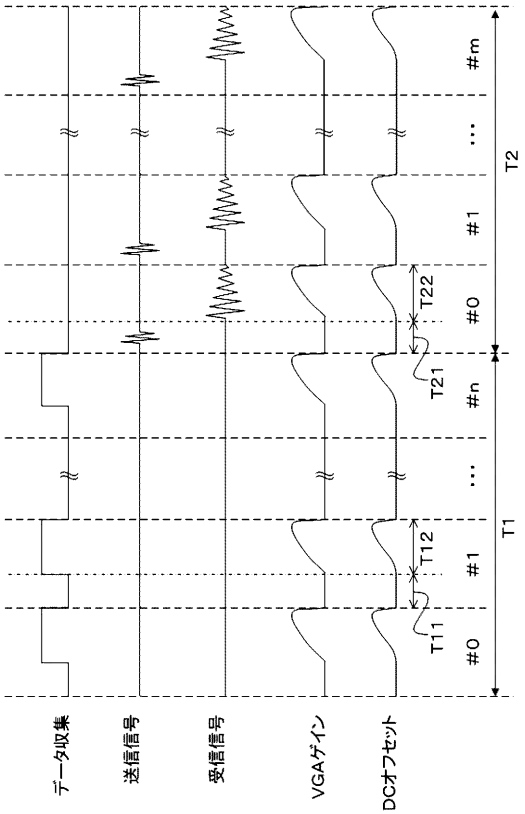
【００５１】

１０　制御部
１１　超音波振動子群
１２　受信部
１２１　可変増幅器
１２２　ＡＤコンバーター
１３　補正回路
１４　遅延加算回路
１５　信号処理部
１６　画像処理部
１７　表示部
２０　補正制御部
２０１　データ収集部
２０２　データ記憶部
２０３　補正値算出部
２０４　補正値記憶部
２０５　補正値出力部
３１　送信部

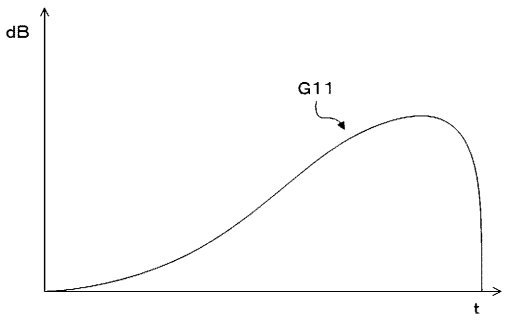
【図１】



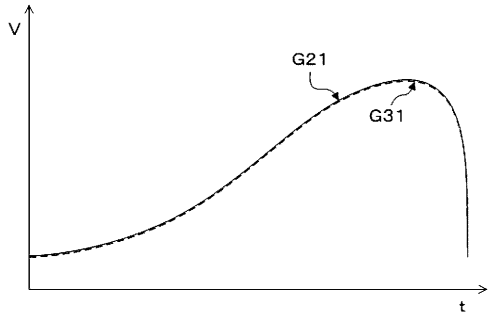
【図２】



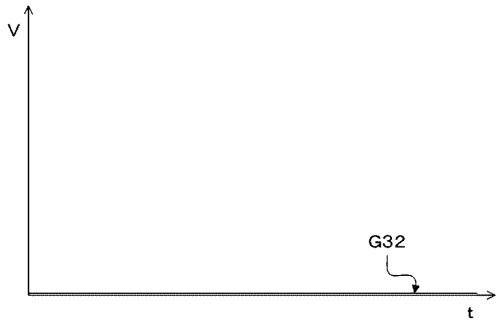
【図３Ａ】



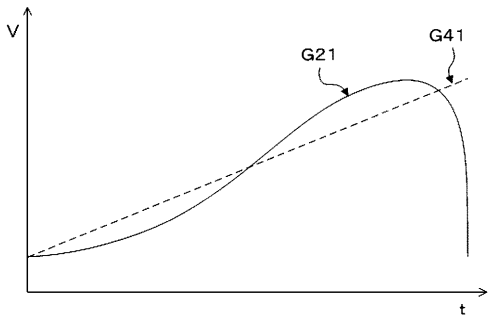
【図３Ｂ】



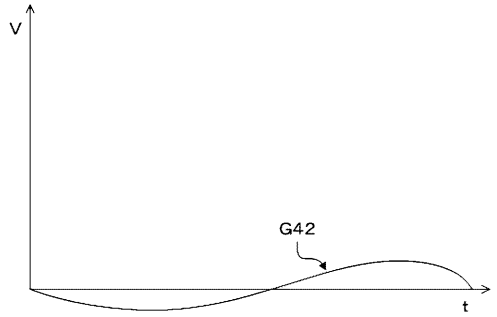
【図３Ｃ】



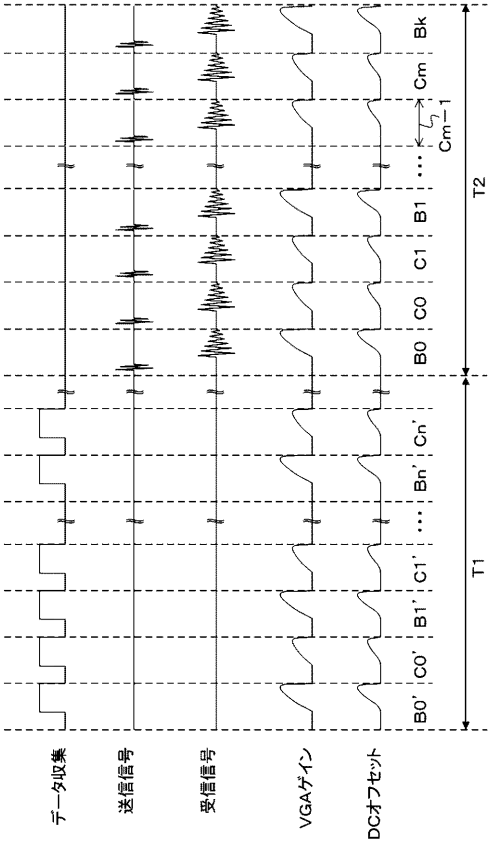
【図４Ａ】



【図４Ｂ】


V
G42
t

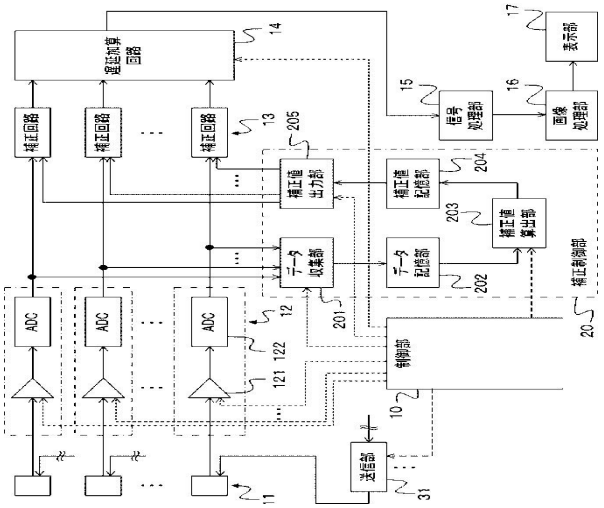
【図５】


データ収集
送信信号
受信信号
VGAゲイン
DCオフセット
B0'
C0'
B1'
C1'
Bn'
Cn'
B0
C0
C1
B1
Cm
Bk
Cm−1
T1
T2

フロントページの続き

(72)発明者　中田　一人
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　宇南山　憲一
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　長野　玄
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　深澤　雄志
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　黒岩　幸治
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
Ｆターム(参考) 4C601 EE09　JB13　JB48　LL05

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2013118870A	公开(公告)日	2013-06-17
申请号	JP2011266360	申请日	2011-12-06
[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	望月史生 小笠原達雄 中田一人 宇南山憲一 長野玄 深澤雄志 黒岩幸治		
发明人	望月 史生 小笠原 達雄 中田 一人 宇南山 憲一 長野 玄 深澤 雄志 黒岩 幸治		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/JB13 4C601/JB48 4C601/LL05		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：能够准确地校正由可变放大器的增益变化引起的DC偏移的影响。 解决方案：该超声诊断设备包括校正管理部分和校正电路。多个超声波换能器发射超声波并从对象内部接收超声波回波。接收单元具有能够改变增益的可变放大器，以预定增益放大来自超声换能器的信号，并输出放大的信号。基于来自图像生成单元和接收单元的信号生成超声图像。当改变增益而不发送和接收超声波作为与增益的变化相对应的测量数据时，校正管理部分预先收集来自接收部分的输出。校正电路介于接收单元和图像生成单元之间，并在执行超声波发送和接收时改变增益的同时接收超声波换能器的接收信号，并从接收单元输出接收信号。并且基于与增益的变化对应的测量数据来校正信号。 点域1