

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 超音波の反射波を受信することにより第 1 エコー信号を発生し、前記第 1 超音波の位相を反転させた超音波に相当する第 2 超音波の反射波を受信することにより第 2 エコー信号を発生する振動素子と、

前記第 2 エコー信号の位相を反転させる位相反転処理部と、

前記第 1 エコー信号および位相反転後の前記第 2 エコー信号それぞれを遅延させる遅延処理部と、

を備える、超音波プローブ。

【請求項 2】

前記位相反転処理部および前記遅延処理部は、前記振動素子毎に設けられる、請求項 1 に記載の超音波プローブ。

【請求項 3】

前記位相反転処理部は、前記第 1 エコー信号および位相反転後の前記第 2 エコー信号それぞれを増幅させ、

前記遅延処理部は、前記位相反転処理部から出力された第 1 エコー信号及び位相反転後の前記第 2 エコー信号それぞれを遅延させる、請求項 1 又は 2 に記載の超音波プローブ。

【請求項 4】

複数の前記振動素子に対応する、遅延後の複数の前記第 1 エコー信号を加算することで第 1 加算信号を発生し、複数の前記振動素子に対応する、位相反転および遅延後の複数の前記第 2 エコー信号を加算することで第 2 加算信号を発生する加算部を備える、請求項 1 乃至 3 のうちいずれか 1 つに記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

前記第 1 加算信号および前記第 2 加算信号を用いた減算処理により、画像信号を発生する減算部を備えた、請求項 4 に記載の超音波プローブ。

【請求項 6】

前記遅延処理部は、アナログ回路であり、

前記超音波プローブは、

電源回路と、

前記電源回路、前記位相反転処理部および前記遅延処理部を接続する配線と、

を備え、

前記電源回路は、前記配線を介して、前記位相反転処理部および前記遅延処理部を動作させる電圧を、前記位相反転処理部および前記遅延処理部に印加する、請求項 1 乃至 5 のうちいずれか 1 つに記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

前記遅延処理部は、アナログ回路であり、

前記超音波プローブは、

電源回路と、

前記電源回路、前記位相反転処理部、前記遅延処理部および前記加算部を接続する配線と、

を備え、

前記電源回路は、前記配線を介して、前記位相反転処理部、前記遅延処理部および前記加算部を動作させる電圧を、前記位相反転処理部、前記遅延処理部および前記加算部に印加する、請求項 4 又は 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記遅延処理部による遅延を制御する制御信号であって、周期的に波形が変化するデジタル形式の制御信号を前記遅延処理部に送信する制御部を備える、請求項 1 乃至 7 のうちいずれか 1 つに記載の超音波プローブ。

【請求項 9】

請求項 4 に記載の超音波プローブと、

10

20

30

40

50

前記第 1 加算信号および前記第 2 加算信号を用いた減算処理により、画像信号を発生する減算部と、

を備えた超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波プローブ及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

アナログ形式のエコー信号に対して遅延処理を施すアナログ遅延回路を有する超音波プローブを用いて、被検体の内部状態を画像化した超音波画像を生成する超音波診断装置がある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2014 - 113490 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明が解決しようとする課題は、フレームレートの低下を抑制しつつ、エコー信号に含まれるノイズを抑制することができる超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することである。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態の超音波プローブは、振動素子と、位相反転処理部と、遅延処理部とを備える。振動素子は、第 1 超音波の反射波を受信することにより第 1 エコー信号を発生し、前記第 1 超音波の位相を反転させた超音波に相当する第 2 超音波の反射波を受信することにより第 2 エコー信号を発生する。位相反転処理部は、前記第 2 エコー信号の位相を反転させる。遅延処理部は、前記第 1 エコー信号および位相反転後の前記第 2 エコー信号それぞれを遅延させる。

30

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図 1】図 1 は、実施形態に係る超音波診断装置の構成の一例を説明するための図である。

【図 2】図 2 は、実施形態に係る超音波プローブの構成の一例を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、実施形態に係るアナログ遅延回路の構成の一例を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、実施形態に係る複数の書き込み用制御信号、及び、複数の読み出し用制御信号の一例を示す図である。

40

【図 5】図 5 は、エコー信号又は加算信号に重畳されるノイズ成分の一例を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、エコー信号及び加算信号にノイズ成分が重畳される理由の一例について説明するための図である。

【図 7】図 7 は、パルスインバージョンと称される手法の一例について説明するための図である。

【図 8】図 8 は、周期性を起因とするノイズ成分を低減するための処理の一例を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、実施形態に係る位相反転処理回路の構成の一例を示す図である。

【図 10】図 10 は、第 2 エコー信号が、位相反転処理回路に入力される場合の一例につ

50

いて説明するための図である。

【図 1 1】図 1 1 は、B モード処理回路の構成の一例を示す図である。

【図 1 2】図 1 2 は、実施形態に係る超音波診断装置で実行される各種の処理の流れの一例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、添付図面を参照して、超音波プローブ及び超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【0008】

(実施形態)

まず、実施形態に係る超音波プローブが適用された超音波診断装置の構成の一例について説明する。図 1 は、実施形態に係る超音波診断装置 100 の構成の一例を説明するための図である。図 1 に示すように、実施形態に係る超音波診断装置 100 は、超音波プローブ 1 と、モニタ 2 と、入力装置 3 と、装置本体 10 とを有する。

【0009】

超音波プローブ 1 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。そして、反射された超音波は、エコー（反射波）として超音波プローブ 1 で受信される。エコーは、超音波プローブ 1 でエコー信号に変換される。エコー信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコー信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。そして、エコー信号は、超音波プローブ 1 で加算信号に変換されて出力される。超音波プローブ 1 は、コンベックス型でもセクタ型でもよく、様々なタイプの超音波プローブを超音波プローブ 1 として用いることができる。

【0010】

なお、超音波プローブ 1 は、後述する複数の振動素子 21（図 2 参照）を備えている。複数の振動素子 21 は、ラテラル方向及びエレベーション方向に沿って 2 次元的に配置されており、複数のサブアレイに分割されている。なお、サブアレイとは、例えば、複数の振動素子 21 を、所定数の振動素子 21 ごとのグループに分けた場合の各グループに属する振動素子 21 の配置を指す。1つのサブアレイは、所定数の振動素子 21 で構成されている。以下、1つのサブアレイが、4 個の振動素子 21 で構成されている場合について説明するが、1つのサブアレイを構成する振動素子 21 の数はこれに限定されない。例えば、1つのサブアレイは、16 個又は 25 個の振動素子 21 で構成されていてもよい。超音波プローブ 1 の構成については後述する。

【0011】

モニタ 2 は、超音波診断装置 100 のユーザが入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための GUI（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体 10 において生成された超音波画像等を表示したりする。

【0012】

入力装置 3 は、トラックボール、スイッチ、ダイヤル、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、ジョイスティック等により実現される。入力装置 3 は、超音波診断装置 100 のユーザからの各種設定要求を受け付け、装置本体 10 に対して、受け付けた各種設定要求を転送する。例えば、入力装置 3 は、超音波プローブ 1 を制御するための各種設定要求を受け付けて、装置本体 10 に転送する。

【0013】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 による超音波の送信、及び、超音波プローブ 1 によるエコーの受信を制御する。そして、装置本体 10 は、超音波プローブ 1 から送信される加算信号に基づいて、超音波画像を生成する。装置本体 10 は、図 1 に示すように、送受

10

20

30

40

50

信回路 11 と、B モード処理回路 12 と、ドブラ処理回路 13 と、画像生成回路 14 と、記憶回路 15 と、制御回路 16 とを有する。

【0014】

送受信回路 11 は、制御回路 16 による制御を受けて、超音波プローブ 1 と装置本体 10 との間で各種データ等の送受信を行う。例えば、送受信回路 11 は、超音波プローブ 1 に、後述する各送信回路 23 が送信する駆動信号の振幅の値を送信する。

【0015】

また、送受信回路 11 は、超音波プローブ 1 に、超音波プローブ 1 から送信される超音波に対する遅延量を送信する。具体例を挙げて説明すると、送受信回路 11 は、各振動素子 21 が出力（送信）する超音波に対する遅延量を送信する。

10

【0016】

また、送受信回路 11 は、エコー信号に対する遅延量を送信する。具体例を挙げて説明すると、送受信回路 11 は、各振動素子 21 が送信するエコー信号に対する遅延量を送信する。

【0017】

また、送受信回路 11 は、A / D (Analog to Digital) 変換器と受信ビームフォーマとを有する。送受信回路 11 が超音波プローブ 1 から出力されたサブアレイごとのアナログ形式の加算信号を受信すると、まず、A / D 変換器が、アナログ形式の加算信号をデジタル形式の加算信号に変換する。受信ビームフォーマは、サブアレイごとのデジタル形式の加算信号に対して整相加算処理を行ってエコーデータを生成する。そして、受信ビームフォーマは、生成したエコーデータを B モード処理回路 12 及びドブラ処理回路 13 に送信する。

20

【0018】

B モード処理回路 12 は、送受信回路 11 から出力されたエコーデータを受信する。そして、B モード処理回路 12 は、受信したエコーデータに対して対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（B モードデータ）を生成する。B モード処理回路 12 は、例えば、プロセッサにより実現される。

【0019】

また、B モード処理回路 120 は、高調波成分を映像化するハーモニックイメージングを行なうための信号処理を行なう。ハーモニックイメージングとしては、例えば、組織ハーモニックイメージング（THI：Tissue Harmonic Imaging）が挙げられる。B モード処理回路 12 の構成については後述する。

30

【0020】

ドブラ処理回路 13 は、送受信回路 11 から出力されたエコーデータを受信する。そして、ドブラ処理回路 13 は、受信したエコーデータから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。ドブラ処理回路 13 は、例えば、プロセッサにより実現される。

【0021】

画像生成回路 14 は、B モード処理回路 12 及びドブラ処理回路 13 が生成したデータから超音波画像を生成する。すなわち、画像生成回路 14 は、B モード処理回路 12 が生成した B モードデータからエコーの強度を輝度にて表した B モード画像を生成する。また、画像生成回路 14 は、ドブラ処理回路 13 が生成したドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像を生成する。画像生成回路 14 は、例えば、プロセッサにより実現される。

40

【0022】

記憶回路 15 は、例えば、RAM (Random Access Memory)、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等により実現される。例えば、記憶回路 15 は、画像生成回路 14 が生成した超音波画像を記憶する。また、記憶回路 15 は、B モード処理回路 12 やドブラ処理回路 13 が生成したデータを記憶してもよい。

50

【 0 0 2 3 】

また、記憶回路 1 5 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 I D、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボイマーク等の各種データを記憶する。

【 0 0 2 4 】

制御回路 1 6 は、超音波診断装置 1 0 0 の処理全体を制御する。例えば、制御回路 1 6 は、入力装置 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、記憶回路 1 5 から読み込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信回路 1 1、B モード処理回路 1 2、ドプラ処理回路 1 3 及び画像生成回路 1 4 の処理を制御する。また、制御回路 1 6 は、記憶回路 1 5 が記憶する超音波画像や、記憶回路 1 5 が記憶する各種画像、又は、画像生成回路 1 4 による処理を行なうための G U I、画像生成回路 1 4 の処理結果等を表示するようにモニタ 2 を制御する。

10

【 0 0 2 5 】

例えば、制御回路 1 6 は、駆動信号の振幅の値を超音波プローブ 1 に送信するように、送受信回路 1 1 を制御する。また、制御回路 1 6 は、超音波プローブ 1 から送信される超音波に対する遅延量を超音波プローブ 1 に送信するように、送受信回路 1 1 を制御する。また、制御回路 1 6 は、エコー信号に対する遅延量を超音波プローブ 1 に送信するように、送受信回路 1 1 を制御する。制御回路 1 6 は、例えば、プロセッサにより実現される。

【 0 0 2 6 】

なお、上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、G P U (Graphics Processing Unit)、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: A S I C)、又は、プログラマブル論理デバイス（例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: S P L D)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: C P L D)、又は、フィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: F P G A)）等の回路を意味する。プロセッサは、記憶回路 1 5 に保存されたプログラムを読み出し、読み出したプログラムを実行することで機能を実現する。なお、記憶回路 1 5 にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し、読み出したプログラムを実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせることで 1 つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。

20

30

【 0 0 2 7 】

次に、図 2 を参照して、実施形態に係る超音波プローブ 1 の構成の一例について説明する。図 2 は、実施形態に係る超音波プローブ 1 の構成の一例を説明するための図である。なお、図 2 では、1 つのサブアレイに対応する構成の一例が示されており、その他のサブアレイに対応する構成については、図示が省略されている。

【 0 0 2 8 】

図 2 に示すように、超音波プローブ 1 は、振動素子 2 1、送受信スイッチ (T / R (Transmission/Reception) スイッチ) 2 2、送信回路 2 3、位相反転処理回路 2 4、アナログ遅延回路 2 5、加算回路 (加算器) 2 6、出力バッファ 2 7、デジタル制御回路 2 8、電源回路 2 9 及び配線 3 0 を備える。

40

【 0 0 2 9 】

実施形態では、超音波プローブ 1 は、1 つのサブアレイに対して、4 個の送受信スイッチ 2 2、4 個の送信回路 2 3、4 個の位相反転処理回路 2 4、4 個のアナログ遅延回路 2 5、1 個の加算回路 2 6、1 個の出力バッファ 2 7、1 個の電源回路 2 9 及び 1 個の配線 3 0 を備える。超音波プローブ 1 は、1 つのサブアレイに対応する、これらの構成要素を、全てのサブアレイ分だけ備える。

【 0 0 3 0 】

50

実施形態では、１つの振動素子２１に対して１つのチャンネルが割り当てられ、チャンネルごとに、送受信スイッチ２２、送信回路２３、位相反転処理回路２４及びアナログ遅延回路２５が設けられる。すなわち、送受信スイッチ２２、送信回路２３、位相反転処理回路２４及びアナログ遅延回路２５は、振動素子２１毎に設けられる。

【００３１】

一方、加算回路２６、出力バッファ２７、デジタル制御回路２８、電源回路２９及び配線３０は、チャンネルごとではなく、１つのサブアレイに対して１つ設けられる。

【００３２】

振動素子２１は、送信回路２３から供給される駆動信号３１に基づいて、被検体Ｐに超音波を送信する。また、振動素子２１は、超音波のエコーを受信すると、受信したエコーをエコー信号に変換して送受信スイッチ２２に送信する。

10

【００３３】

送受信スイッチ２２は、デジタル制御回路２８による制御を受けて、各種のスイッチング動作を行う。例えば、送受信スイッチ２２は、送信回路２３から送信された駆動信号３１を振動素子２１に送信する。矢印Ｔ×は、駆動信号３１が流れる方向を模式的に示す。

【００３４】

また、送受信スイッチ２２は、振動素子２１から送信されたエコー信号を位相反転処理回路２４に送信する。矢印Ｒ×は、エコー信号が流れる方向を示す。

【００３５】

送信回路２３は、デジタル制御回路２８による制御を受けて、超音波走査を超音波プローブ１に実行させる。例えば、送信回路２３は、駆動信号３１を生成する。そして、送信回路２３は、生成した駆動信号３１に対して所定の遅延処理を実行する。例えば、送信回路２３は、デジタル制御回路２８による制御を受けて、振動素子２１から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な遅延量を、駆動信号３１に対して与える遅延処理を実行する。ここで、駆動信号３１に与える遅延量は、デジタル制御回路２８から出力された制御信号により示される。

20

【００３６】

そして、送信回路２３は、所定の遅延処理が実行された駆動信号３１を、送受信スイッチ２２に送信することにより、対応する振動素子２１に駆動信号を供給する。ここで、送信回路２３は、デジタル制御回路２８から出力された制御信号が示す振幅となるように、振幅が調整された駆動信号３１を振動素子２１に出力する。

30

【００３７】

また、送信回路２３は、組織ハーモニックイメージングを行う場合に、第１超音波と、第１超音波の位相を反転させた超音波に相当する第２超音波とを１組の超音波として送信する超音波走査を超音波プローブ１に実行させる。

【００３８】

具体例を挙げて説明すると、送信回路２３は、第１超音波を送信させる駆動信号を振動素子２１に送信した後に、第２超音波を送信させる駆動信号を振動素子２１に送信する。これにより、振動素子２１は、第１超音波のエコーを受信することにより第１エコー信号を発生する。また、振動素子２１は、第２超音波のエコーを受信することにより第２エコー信号を発生する。

40

【００３９】

位相反転処理回路２４は、組織ハーモニックイメージングを行う場合には、第１エコー信号及び第２エコー信号のうち、第２エコー信号の位相を反転させる。そして、位相反転処理回路２４は、第１エコー信号及び位相が反転された第２エコー信号の振幅を増幅する。すなわち、位相反転処理回路２４は、第１エコー信号及び第２エコー信号を増幅する。そして、位相反転処理回路２４は、増幅された第１エコー信号及び増幅された第２エコー信号をアナログ遅延回路２５に送信する。位相反転処理回路２４は、位相反転処理部の一例である。

【００４０】

50

また、通常の超音波走査の場合には、位相反転処理回路 2 4 は、エコー信号 3 2 の位相を反転させずに、エコー信号 3 2 を増幅し、増幅されたエコー信号 3 2 をアナログ遅延回路 2 5 に送信する。なお、図 2 に示すように、複数のエコー信号 3 2 は、時間的に異なるタイミングで、複数の位相反転処理回路 2 4 から送信される。位相反転処理回路 2 4 の構成については後述する。

【 0 0 4 1 】

アナログ遅延回路 2 5 は、アナログ回路であり、エコー信号を受信すると、受信したエコー信号に対して、受信指向性を決定するのに必要な遅延量を与える遅延処理を実行する。なお、遅延処理が実行されるエコー信号には、上述した第 1 エコー信号及び第 2 エコー信号が含まれる。そして、アナログ遅延回路 2 5 は、遅延処理が実行されたエコー信号 3 3 を加算回路 2 6 に送信する。これにより、図 2 に示すように、複数のエコー信号 3 3 は、時間的に略同一のタイミングで複数のアナログ遅延回路 2 5 から出力される。ここで、エコー信号に対して与えられる遅延量は、デジタル制御回路 2 8 から出力される制御信号が示す遅延量となる。アナログ遅延回路 2 5 は、遅延処理部の一例である。

【 0 0 4 2 】

加算回路 2 6 は、この加算回路 2 6 に対応するサブアレイを構成する複数の振動素子 2 1 (本実施形態では、例えば、4 個の振動素子 2 1) から出力され、かつ、遅延された複数のエコー信号 3 3 を加算する加算処理を実行する。そして、加算回路 2 6 は、加算処理が実行された結果得られた 1 つの信号 (加算信号) 3 4 を、出力バッファ 2 7 を介して装置本体 1 0 に出力する。加算回路 2 6 は、エコー信号 3 3 を用いた加算処理により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この加算処理は、サブアレイ内のチャンネルに対して行われるため、超音波プローブ 1 内の加算処理により実現される加算機能をサブアレイ・ビームフォーマと呼ぶことがある。

【 0 0 4 3 】

例えば、組織ハーモニックイメージングを行う場合には、加算回路 2 6 は、遅延後の複数の第 1 エコー信号を加算することで第 1 加算信号を発生 (生成) する。また、加算回路 2 6 は、位相反転および遅延後の複数の第 2 エコー信号を加算することで第 2 加算信号を発生する。そして、加算回路 2 6 は、出力バッファ 2 7 を介して、第 1 加算信号及び第 2 加算信号を出力する。なお、複数の第 1 のエコー信号及び複数の第 2 エコー信号は、複数 (4 つ) の振動素子 2 1 に対応する。加算回路 2 6 は、加算部の一例である。

【 0 0 4 4 】

デジタル制御回路 2 8 は、送受信スイッチ 2 2、送信回路 2 3、位相反転処理回路 2 4、アナログ遅延回路 2 5、加算回路 2 6 及び出力バッファ 2 7 の動作を制御する。デジタル制御回路 2 8 は、制御部の一例である。以下、送受信スイッチ 2 2、送信回路 2 3、位相反転処理回路 2 4、アナログ遅延回路 2 5、加算回路 2 6 及び出力バッファ 2 7 を総称して、制御対象回路と称する場合がある。

【 0 0 4 5 】

デジタル制御回路 2 8 は、制御対象回路に、各種の制御信号を送信することにより、制御対象回路を制御する。

【 0 0 4 6 】

例えば、デジタル制御回路 2 8 は、レジスタを備える。デジタル制御回路 2 8 は、送受信回路 1 1 を介して、制御回路 1 6 から送信された各送信回路 2 3 が送信する駆動信号の振幅の値を受信すると、受信した各送信回路 2 3 が送信する駆動信号の振幅の値をレジスタに格納する。

【 0 0 4 7 】

また、デジタル制御回路 2 8 は、送受信回路 1 1 を介して、制御回路 1 6 から送信された、各振動素子 2 1 が送信する超音波に対する遅延量を受信すると、受信した各振動素子 2 1 が送信する超音波に対する遅延量をレジスタに格納する。

【 0 0 4 8 】

また、デジタル制御回路 2 8 は、送受信回路 1 1 を介して、制御回路 1 6 から送信され

10

20

30

40

50

た各振動素子 2 1 が送信するエコー信号の遅延量を受信すると、受信した各振動素子 2 1 が送信するエコー信号の遅延量をレジスタに格納する。

【 0 0 4 9 】

そして、デジタル制御回路 2 8 は、レジスタに記憶された各送信回路 2 3 が出力する駆動信号の振幅の値を取得する。そして、デジタル制御回路 2 8 は、各送信回路 2 3 に対して、対応する振幅の値を示す制御信号を出力する。これにより、各送信回路 2 3 は、デジタル制御回路 2 8 から出力された制御信号が示す振幅となるように、駆動信号を増幅または減衰させた上で、振幅が調整された駆動信号を振動素子 2 1 に出力する。

【 0 0 5 0 】

また、デジタル制御回路 2 8 は、レジスタに記憶された各振動素子 2 1 が送信する超音波に対する遅延量を取得する。そして、デジタル制御回路 2 8 は、各振動素子 2 1 に対応する各送信回路 2 3 に対して、超音波に対する遅延量を示す制御信号を出力する。これにより、各送信回路 2 3 は、駆動信号に対して、デジタル制御回路 2 8 から出力された制御信号が示す遅延量を与える遅延処理を実行し、遅延処理が実行された駆動信号を振動素子 2 1 に出力する。

10

【 0 0 5 1 】

また、デジタル制御回路 2 8 は、レジスタに記憶された各振動素子 2 1 が送信するエコー信号に対する遅延量を取得する。そして、デジタル制御回路 2 8 は、各振動素子 2 1 に対応する各アナログ遅延回路 2 5 に対して、エコー信号の遅延量を示す制御信号を出力する。これにより、各アナログ遅延回路 2 5 は、位相反転処理回路 2 4 から出力されたエコー信号に対して、デジタル制御回路 2 8 から出力された制御信号が示す遅延量を与える遅延処理を実行し、遅延処理が実行されたエコー信号を加算回路 2 6 に送信する。

20

【 0 0 5 2 】

配線 3 0 は、電源回路 2 9 から供給される電力を伝達する。配線 3 0 は、電源回路 2 9、位相反転処理回路 2 4、アナログ遅延回路 2 5、加算回路 2 6 及び出力バッファ 2 7 を接続する。

【 0 0 5 3 】

電源回路 2 9 は、配線 3 0 を介して、位相反転処理回路 2 4、アナログ遅延回路 2 5、加算回路 2 6 及び出力バッファ 2 7 に電力を供給する。例えば、電源回路 2 9 は、配線 3 0 を介して、位相反転処理回路 2 4、アナログ遅延回路 2 5、加算回路 2 6 及び出力バッファ 2 7 を動作させる電圧を、位相反転処理回路 2 4、アナログ遅延回路 2 5、加算回路 2 6 及び出力バッファ 2 7 に印加することで、電力を供給する。

30

【 0 0 5 4 】

次に、図 3 を参照して、実施形態に係るアナログ遅延回路 2 5 の構成の一例について説明する。図 3 は、実施形態に係るアナログ遅延回路 2 5 の構成の一例を説明するための図である。

【 0 0 5 5 】

図 3 に示すアナログ遅延回路 2 5 は、エコー信号を、ある周期でサンプリングし、複数のサンプル時点でのエコー信号のそれぞれを記憶する。そして、アナログ遅延回路 2 5 は、サンプリングされ記憶されたエコー信号のそれぞれを遅延時間に対応するタイミングで順次読み出し、再び連続したエコー信号として加算回路 2 6 に送信する。

40

【 0 0 5 6 】

図 3 に示すように、アナログ遅延回路 2 5 は、複数の書き込み用スイッチ 4 0 __ 1 ~ 4 0 __ n (n は、2 以上の自然数) と、メモリ素子としての複数のキャパシタ (コンデンサ) 4 1 __ 1 ~ 4 1 __ n と、複数の読み出し用スイッチ 4 2 __ 1 ~ 4 2 __ n と、エコー信号入力端子 4 3 と、エコー信号出力端子 4 4 とを備える。

【 0 0 5 7 】

書き込み用スイッチ 4 0 __ k (k = 1 , 2 , . . . n) の一端は、エコー信号入力端子 4 3 に接続されている。

【 0 0 5 8 】

50

エコー信号入力端子 4 3 は、位相反転処理回路 2 4 に接続されている。エコー信号入力端子 4 3 には、模式的に矢印 5 0 により示されるように、位相反転処理回路 2 4 からエコー信号が入力される。

【 0 0 5 9 】

書き込み用スイッチ 4 0 __ k の他端は、キャパシタ 4 1 __ k の一端に接続されている。キャパシタ 4 1 __ k の他端は、グランドに接地されている。

【 0 0 6 0 】

読み出し用スイッチ 4 2 __ k の一端は、キャパシタ 4 1 __ k の一端に接続されている。読み出し用スイッチ 4 2 __ k の他端は、エコー信号出力端子 4 4 に接続されている。

【 0 0 6 1 】

エコー信号出力端子 4 4 は、加算回路 2 6 に接続されている。模式的に矢印 5 1 により示されるように、エコー信号出力端子 4 4 から、遅延されたエコー信号が加算回路 2 6 に出力される。

【 0 0 6 2 】

また、書き込み用スイッチ 4 0 __ k は、制御信号入力端子 4 5 __ k を備える。

【 0 0 6 3 】

制御信号入力端子 4 5 __ k は、デジタル制御回路 2 8 に接続されている。制御信号入力端子 4 5 __ k には、デジタル制御回路 2 8 から、書き込み用の制御信号（書き込み用制御信号）が入力される。

【 0 0 6 4 】

複数の書き込み用スイッチ 4 0 __ 1 ~ 4 0 __ n のそれぞれは、書き込み用制御信号に応じて、エコー信号をサンプリングし、各サンプル時点での各エコー信号を、複数のキャパシタ 4 1 __ 1 ~ 4 1 __ n のそれぞれに書き込む。これにより、複数のキャパシタ 4 1 __ 1 ~ 4 1 __ n のそれぞれは、サンプリングされたエコー信号のそれぞれを記憶する。

【 0 0 6 5 】

また、読み出し用スイッチ 4 2 __ k は、制御信号入力端子 4 6 __ k を備える。

【 0 0 6 6 】

制御信号入力端子 4 6 __ k は、デジタル制御回路 2 8 に接続されている。制御信号入力端子 4 6 __ k には、デジタル制御回路 2 8 から、読み出し用の制御信号（読み出し用制御信号）が入力される。

【 0 0 6 7 】

複数の読み出し用スイッチ 4 2 __ 1 ~ 4 2 __ n のそれぞれは、読み出し用制御信号に応じて、複数のキャパシタ 4 1 __ 1 ~ 4 1 __ n のそれぞれにサンプリングされ書き込まれた（記憶された）エコー信号を読み出し、読み出されたエコー信号を出力する。

【 0 0 6 8 】

次に、図 4 を参照して、実施形態に係る書き込み用制御信号及び読み出し用制御信号の一例について説明する。図 4 は、実施形態に係る複数の書き込み用制御信号 4 7 __ 1 ~ 4 7 __ n、及び、複数の読み出し用制御信号 4 8 __ 1 ~ 4 8 __ n の一例を示す図である。

【 0 0 6 9 】

書き込み用制御信号 4 7 __ k は、制御信号入力端子 4 5 __ k に入力される。書き込み用スイッチ 4 0 __ k は、書き込み用制御信号 4 7 __ k がオン（ハイレベル）を示す期間、エコー信号入力端子 4 3 とキャパシタ 4 1 __ k との間を導通させる。すなわち、書き込み用スイッチ 4 0 __ k は、エコー信号入力端子 4 3 とキャパシタ 4 1 __ k との間を電氣的に接続させる。

【 0 0 7 0 】

また、書き込み用スイッチ 4 0 __ k は、書き込み用制御信号 4 7 __ k がオフ（ローレベル）を示す期間、エコー信号入力端子 4 3 とキャパシタ 4 1 __ k との間の電氣的な接続を遮断する。

【 0 0 7 1 】

これにより、キャパシタ 4 1 __ k は、書き込み用制御信号 4 7 __ k がオンを示す期間、

10

20

30

40

50

電荷を蓄積する。すなわち、キャパシタ 4 1 __ k は、エコー信号入力端子 4 3 に入力されたエコー信号のうち、書き込み用制御信号 4 7 __ k がオンを示す期間のエコー信号をサンプリングし、サンプリングされたエコー信号を記憶する。

【 0 0 7 2 】

また、キャパシタ 4 1 __ k は、書き込み用制御信号 4 7 __ k がオフを示す期間のエコー信号を記憶しない。

【 0 0 7 3 】

複数の書き込み用制御信号 4 7 __ 1 ~ 4 7 __ n では、オンを示す状態が、次々に、略連続的に切り替わっている。このため、アナログ遅延回路 2 5 では、模式的に矢印 5 2 (図 3 参照) により示されるように、エコー信号が、ある周期でサンプリングされ、各サンプル時点でのエコー信号のそれぞれが、キャパシタ 4 1 __ 1 ~ 4 1 __ n のそれぞれに記憶される。

10

【 0 0 7 4 】

また、複数の書き込み用制御信号 4 7 __ 1 ~ 4 7 __ n は、所定の周期 T 1 で、オンを示す状態となる。そして、書き込み用制御信号 4 7 __ n がオンを示す状態となった後に、再び、書き込み用制御信号 4 7 __ 1 がオンを示す状態となる。そして、再び、複数の書き込み用制御信号 4 7 __ 1 ~ 4 7 __ n で、オンを示す状態が、次々に、略連続的に切り替わる。

【 0 0 7 5 】

このため、アナログ遅延回路 2 5 では、模式的に矢印 5 3 (図 3 参照) により示されるように、キャパシタ 4 1 __ n に、サンプリングされたエコー信号が記憶されると、キャパシタ 4 1 __ n に記憶されたエコー信号 (サンプリングされたエコー信号) 以降の複数のサンプル時点でのエコー信号のそれぞれが、キャパシタ 4 1 __ 1 ~ 4 1 __ n のそれぞれに上書きされて記憶される。そして、アナログ遅延回路 2 5 では、このような記憶動作が、繰り返される。

20

【 0 0 7 6 】

読み出し用制御信号 4 8 __ k は、制御信号入力端子 4 6 __ k に入力される。読み出し用スイッチ 4 2 __ k は、読み出し用制御信号 4 8 __ k がオンを示す期間、エコー信号出力端子 4 4 とキャパシタ 4 1 __ k との間を導通させる。すなわち、読み出し用スイッチ 4 2 __ k は、エコー信号出力端子 4 4 とキャパシタ 4 1 __ k との間を電氣的に接続させる。

30

【 0 0 7 7 】

また、読み出し用スイッチ 4 2 __ k は、読み出し用制御信号 4 8 __ k がオフを示す期間、エコー信号出力端子 4 4 とキャパシタ 4 1 __ k との間の電氣的な接続を遮断する。

【 0 0 7 8 】

これにより、キャパシタ 4 1 __ k は、読み出し用制御信号 4 8 __ k がオンを示す期間、電荷を放出する。すなわち、読み出し用スイッチ 4 2 __ k は、キャパシタ 4 1 __ k にサンプリングされ記憶されたエコー信号を読み出し、読み出されたエコー信号をエコー信号出力端子 4 4 から出力する。

【 0 0 7 9 】

なお、キャパシタ 4 1 __ k は、読み出し用制御信号 4 8 __ k がオフを示す期間、サンプリングされたエコー信号を記憶し続ける。

40

【 0 0 8 0 】

読み出し用制御信号 4 8 __ k では、オンを示す状態が、書き込み用制御信号 4 7 __ k のオンを示す状態から所定の遅延時間 T 2 だけ遅れて現れる。これにより、キャパシタ 4 1 __ k に、サンプリングされ記憶されたエコー信号は、キャパシタ 4 1 __ k に記憶されてから所定の遅延時間 T 2 後に読み出される。なお、遅延時間 T 2 は、アナログ遅延回路 2 5 毎に固有の値である。

【 0 0 8 1 】

また、複数の読み出し用制御信号 4 8 __ 1 ~ 4 8 __ n では、オンを示す状態が、次々に、略連続的に切り替わっている。このため、アナログ遅延回路 2 5 では、模式的に矢印 5

50

4 (図3参照)により示されるように、複数のサンプリングされたエコー信号のそれぞれが、キャパシタ41__1~41__nのそれぞれから読み出される。

【0082】

また、複数の読み出し用制御信号48__1~48__nでは、複数の書き込み用制御信号47__1~47__nと同様に、所定の周期T1で、オンを示す状態となる。そして、読み出し用制御信号48__nがオンを示す状態となった後に、再び、読み出し用制御信号48__1がオンを示す状態となる。そして、再び、複数の読み出し用制御信号48__1~48__nで、オンを示す状態が、次々に、略連続的に切り替わる。

【0083】

このため、アナログ遅延回路25では、キャパシタ41__nから、サンプリングされたエコー信号が読み出されると、キャパシタ41__nから読み出されたエコー信号以降の複数のサンプル時点でのエコー信号のそれぞれが、キャパシタ41__1~41__nのそれぞれから読み出される。そして、アナログ遅延回路25では、このような読み出し動作が、繰り返される。

【0084】

ここで、周期T1は、複数のキャパシタ41__1~41__nの個数に応じた値である。なお、複数のキャパシタ41__1~41__nの個数は、アナログ遅延回路25で行われる遅延処理での最大遅延量に応じた値である。このため、周期T1は、アナログ遅延回路25で行われる遅延処理での最大遅延量に応じた値であるともいえる。

【0085】

上述したように、書き込み用制御信号47__k及び読み出し用制御信号48__kは、オンを示す状態を周期T1で繰り返す周期性を有する。このような書き込み用制御信号47__k及び読み出し用制御信号48__kの周期性により、エコー信号及び加算信号に、設計上意図されない周波数成分(スプリアス)がノイズ成分として重畳されてしまう。このようなノイズは、例えば、周期ノイズとも称される。

【0086】

例えば、アナログ遅延回路25に配線30を介して接続されている位相反転処理回路24から出力されるエコー信号に、ノイズ成分が重畳されてしまう。また、アナログ遅延回路25に配線30を介して接続されている加算回路26及び出力バッファ27から出力される加算信号にも、ノイズ成分が重畳されてしまう。また、アナログ遅延回路25から出力されるエコー信号にも、ノイズ成分が重畳されてしまう。このようなノイズ成分は、超音波画像上の虚像となる。

【0087】

図5は、エコー信号又は加算信号に重畳されるノイズ成分の一例を説明するための図である。図5は、エコー信号又は加算信号を周波数解析した結果を示す。横軸は、周波数を示し、縦軸は、振幅を示す。

【0088】

図5に示すように、矢印56が示す基本周波数($1/T1$)の成分には、ノイズ成分が含まれている。また、矢印57~59が示す基本周波数の倍数($(2/T1)$ 、 $(3/T1)$ 、 $(4/T1)$)にも、ノイズ成分が含まれている。

【0089】

ここで、図6を参照して、エコー信号及び加算信号にノイズ成分が重畳される理由の一例について説明する。図6は、エコー信号及び加算信号にノイズ成分が重畳される理由の一例について説明するための図である。図6では、超音波プローブ1を構成する要素の一部が模式的に示されている。

【0090】

図6に示すように、配線30は、配線30aと配線30bとを備える。配線30aは、電源回路29、位相反転処理回路24、アナログ遅延回路25、加算回路26及び出力バッファ27に接続されている。配線30bは、位相反転処理回路24、アナログ遅延回路25、加算回路26、出力バッファ27及びグランド101に接続されている。

【 0 0 9 1 】

図 6 には、電源回路 2 9 により位相反転処理回路 2 4、アナログ遅延回路 2 5、加算回路 2 6 及び出力バッファ 2 7 に印加される電圧（電源電圧）の大きさと時間との関係を模式的に示す波形 6 1 が示されている。また、グランド電圧の大きさと時間との関係を模式的に示す波形 6 2 が示されている。このような波形 6 1 及び波形 6 2 は、例えば、オシロスコープにより得られる。

【 0 0 9 2 】

電源電圧及びグランド電圧は、一定であることが好ましい。しかしながら、上述した周期性により、アナログ遅延回路 2 5 が、波形 6 1 に示すように、電源電圧の値を変動させる。同様の理由で、アナログ遅延回路 2 5 が、波形 6 2 に示すように、グランド電圧の値を変動させる。すなわち、周期性により、アナログ遅延回路 2 5 が、電源電圧及びグランド電圧を電氣的にゆらす。

10

【 0 0 9 3 】

このようにして、電源回路 2 9 により印加される電圧の値が変動されると、位相反転処理回路 2 4 及びアナログ遅延回路 2 5 から出力されるエコー信号には、周期的に、ノイズ成分が重畳される。また、加算回路 2 6 及び出力バッファ 2 7 から出力されるエコー信号にも、周期的に、ノイズ成分が重畳される。

【 0 0 9 4 】

すなわち、周期性を起因とするノイズの発生源としては、アナログ遅延回路 2 5 が直接的な発生源であり、位相反転処理回路 2 4、加算回路 2 6 及び出力バッファ 2 7 が間接的な発生源といえる。

20

【 0 0 9 5 】

ここで、パルスインバージョン（パルスサブトラクション）と称される手法を用いた組織ハーモニクイメージングを行う場合には、ノイズ成分が強調される。パルスインバージョンと称される手法では、基本波成分が抑えられるとともに、二次高調波成分が強調される画像信号が映像化に用いられる。図 7 は、パルスインバージョンと称される手法の一例について説明するための図である。

【 0 0 9 6 】

例えば、パルスインバージョン法では、図 7 に示すように、第 1 エコー信号 2 0 0 がプリアンプ 2 0 1 により増幅される。そして、増幅された第 1 エコー信号 2 0 0 が、アナログ遅延回路 2 0 2 により遅延される。そして、遅延された複数の第 1 エコー信号 2 0 0 が、加算回路 2 0 3 により加算されて、1 つの信号（第 1 加算信号）2 0 5 となる。そして、第 1 加算信号 2 0 5 が、出力バッファ 2 0 4 から出力される。

30

【 0 0 9 7 】

第 2 エコー信号 2 0 6 についても、プリアンプ 2 0 1、アナログ遅延回路 2 0 2 及び加算回路 2 0 3 により、同様の処理が施されて、出力バッファ 2 0 4 から、第 2 加算信号 2 0 7 が出力される。

【 0 0 9 8 】

第 1 加算信号 2 0 5 には、上述した周期性を原因とするノイズ成分 2 0 5 a、2 0 5 b、2 0 5 c が重畳される。また、第 2 加算信号 2 0 7 には、上述した周期性を原因とするノイズ成分 2 0 7 a、2 0 7 b、2 0 7 c が重畳される。ここで、ノイズ成分 2 0 5 a、2 0 5 b、2 0 5 c 及びノイズ成分 2 0 7 a、2 0 7 b、2 0 7 c は、同位相である。

40

【 0 0 9 9 】

そして、加算回路（加算器）2 0 8 により、第 1 加算信号 2 0 5 と第 2 加算信号 2 0 7 とが加算されて画像信号 2 0 9 が生成される。ここで、ノイズ成分 2 0 5 a 及びノイズ成分 2 0 7 a は、同位相であるため、画像信号 2 0 9 には、ノイズ成分 2 0 5 a とノイズ成分 2 0 7 a とが加算された結果であるノイズ成分 2 0 9 a が重畳される。同様の理由で、画像信号 2 0 9 には、ノイズ成分 2 0 5 b とノイズ成分 2 0 7 b とが加算された結果であるノイズ成分 2 0 9 b、及び、ノイズ成分 2 0 5 c とノイズ成分 2 0 7 c とが加算された結果であるノイズ成分 2 0 9 c が重畳される。ノイズ成分 2 0 9 a、2 0 9 b、2 0 9 c

50

は、強調されたノイズ成分である。

【 0 1 0 0 】

したがって、パルスインバージョンと称される手法を用いたハーモニックイメージングでは、周期性を起因とするノイズ成分が強調される。

【 0 1 0 1 】

また、周期性を起因とするノイズ成分を低減するために、以下で説明する処理を行うことも考えられる。図 8 は、周期性を起因とするノイズ成分を低減するための処理の一例を説明するための図である。

【 0 1 0 2 】

図 8 には、第 1 エコー信号 2 0 0、第 2 エコー信号 2 0 6、キャンセル用信号 2 1 0 及び画像信号 2 1 1 が示されている。図 8 において、横軸は、時間を示し、縦軸は、振幅を示す。

10

【 0 1 0 3 】

キャンセル用信号 2 1 0 は、超音波プローブの振動素子が、超音波を送信せずに出力するエコー信号である。すなわち、キャンセル用信号 2 1 0 は、超音波のエコーを受信せずに出力するエコー信号である。

【 0 1 0 4 】

そして、超音波プローブは、以下の式 (1) により、映像化に用いられる画像信号 2 1 1 を算出する。

【 数 1 】

20

$$VS = TR1 + TR2 - 2 * Noise \quad \cdots (1)$$

【 0 1 0 5 】

なお、式 (1) において、「 T R 1 」は、第 1 エコー信号 2 0 0 を示し、「 T R 2 」は、第 2 エコー信号 2 0 6 を示し、「 N o i s e 」は、キャンセル用信号 2 1 0 を示し、「 V S 」は、画像信号 2 1 1 を示す。なお、式 (1) において、「 * 」は、乗算記号を示す。

【 0 1 0 6 】

図 8 に示すように、第 1 エコー信号 2 0 0 に重畳されたノイズ 2 0 0 a 及び第 2 エコー信号 2 0 6 に重畳されたノイズ 2 0 6 a が、キャンセル用信号 2 1 0 に重畳されたノイズ 2 1 0 a により、画像信号 2 1 1 では、抑制されている。このように、画像信号 2 1 1 では、上述した周期性を起因とするノイズ成分が低減される。

30

【 0 1 0 7 】

しかしながら、1つの画像信号を生成する際に、第 1 エコー信号 2 0 0 と第 2 エコー信号 2 0 6 とを加算することに加えて、その加算結果からキャンセル用信号 2 1 0 を減じる減算を行う必要がある。すなわち、1枚の超音波画像を生成する際に、加減算処理を 2 回行う必要がある。このため、フレームレートが低下する虞がある。

【 0 1 0 8 】

なお、式 (1) に示すように、「 T R 1 」、「 T R 2 」及び「 N o i s e 」の 3 つの信号 (エコー信号) が加減算される。例えば、加減算される信号の個数を「 s 」とすると、周期性を起因とするノイズ以外のランダム性のノイズの量は、「 $s^{1/2}$ 」に比例する。このため、式 (1) を用いて周期性を起因とするノイズを抑制する場合には、「 T R 1 」と「 T R 2 」を加算する場合を基準とすると、ランダム性のノイズの量が、「 $(3 / 2)^{1/2}$ 」倍となり、増加する。

40

【 0 1 0 9 】

そこで、実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 では、フレームレートの低下を抑制しつつ、エコー信号及び加算信号に含まれるノイズを抑制することができるよう、構成されている。

【 0 1 1 0 】

図 9 は、実施形態に係る位相反転処理回路 2 4 の構成の一例を示す図である。図 9 に示すように、位相反転処理回路 2 4 は、スイッチ 7 1、7 2 と、位相反転 - 増幅回路 7 3 と

50

、差動 - シングルエンド変換回路 7 4 とを備える。

【 0 1 1 1 】

スイッチ 7 1 は、端子 7 5 ~ 7 7 を備える。端子 7 5 は、グラウンドに接地されている。端子 7 6 は、送受信スイッチ 2 2 に接続されている。端子 7 7 は、位相反転 - 増幅回路 7 3 に接続されている。具体的には、端子 7 7 は、後述する抵抗 8 2 を介して、後述する完全差動アンプ 8 1 の正相入力端子 8 1 a に接続されている。

【 0 1 1 2 】

スイッチ 7 1 は、デジタル制御回路 2 8 による制御を受けて、端子 7 6 と端子 7 7 との間を導通させる第 1 導通状態、及び、端子 7 5 と端子 7 7 との間を導通させる第 2 導通状態のいずれかの導通状態に切り替える。

10

【 0 1 1 3 】

第 1 導通状態では、送受信スイッチ 2 2 からのエコー信号が、位相反転 - 増幅回路 7 3 に入力される。一方、第 2 導通状態では、後述する抵抗 8 2 を介して、後述する完全差動アンプ 8 1 の正相入力端子 8 1 a がグラウンドに接地される。また、第 2 導通状態では、送受信スイッチ 2 2 からのエコー信号が、スイッチ 7 1 を経由して位相反転 - 増幅回路 7 3 に入力されない。

【 0 1 1 4 】

スイッチ 7 2 は、端子 7 8 ~ 8 0 を備える。端子 7 8 は、グラウンドに接地されている。端子 7 9 は、送受信スイッチ 2 2 に接続されている。端子 8 0 は、位相反転 - 増幅回路 7 3 に接続されている。具体的には、端子 8 0 は、後述する抵抗 8 4 を介して、後述する完全差動アンプ 8 1 の逆相入力端子 8 1 b に接続されている。

20

【 0 1 1 5 】

スイッチ 7 2 は、デジタル制御回路 2 8 による制御を受けて、端子 7 9 と端子 8 0 との間を導通させる第 3 導通状態、及び、端子 7 8 と端子 8 0 との間を導通させる第 4 導通状態のいずれかの導通状態に切り替える。

【 0 1 1 6 】

第 3 導通状態では、送受信スイッチ 2 2 からのエコー信号が、位相反転 - 増幅回路 7 3 に入力される。一方、第 4 導通状態では、後述する抵抗 8 4 を介して、後述する完全差動アンプ 8 1 の逆相入力端子 8 1 b がグラウンドに接地される。また、第 4 導通状態では、送受信スイッチ 2 2 からのエコー信号が、スイッチ 7 2 を経由して位相反転 - 増幅回路 7 3 に入力されない。

30

【 0 1 1 7 】

位相反転 - 増幅回路 7 3 は、完全差動アンプ 8 1 と、抵抗 8 2 ~ 8 5 とを備えている。完全差動アンプ 8 1 は、正相（非反転）入力端子 8 1 a と、逆相（反転）入力端子 8 1 b と、逆相出力端子 8 1 c と、正相出力端子 8 1 d とを備える。

【 0 1 1 8 】

抵抗 8 2 の一端は、端子 7 7 に接続されている。抵抗 8 2 の他端は、正相入力端子 8 1 a に接続されている。抵抗 8 3 の一端は、正相入力端子 8 1 a に接続されている。抵抗 8 3 の他端は、逆相出力端子 8 1 c に接続されている。

【 0 1 1 9 】

抵抗 8 4 の一端は、端子 8 0 に接続されている。抵抗 8 4 の他端は、逆相入力端子 8 1 b に接続されている。抵抗 8 5 の一端は、逆相入力端子 8 1 b に接続されている。抵抗 8 5 の他端は、正相出力端子 8 1 d に接続されている。

40

【 0 1 2 0 】

差動 - シングルエンド変換回路 7 4 は、差動信号をシングルエンド信号に変換する。差動 - シングルエンド変換回路 7 4 は、オペアンプ 8 6 と、抵抗 8 7 ~ 9 0 とを備える。

【 0 1 2 1 】

オペアンプ 8 6 は、逆相入力端子 8 6 a と、正相入力端子 8 6 b と、出力端子 8 6 c とを備える。抵抗 8 7 の一端は、逆相出力端子 8 1 c に接続されている。抵抗 8 7 の他端は、逆相入力端子 8 6 a に接続されている。抵抗 8 8 の一端は、逆相入力端子 8 6 a に接続

50

されている。抵抗 88 の他端は、出力端子 86c に接続されている。

【0122】

抵抗 89 の一端は、正相出力端子 81d に接続されている。抵抗 89 の他端は、正相入力端子 86b に接続されている。抵抗 90 の一端は、正相入力端子 86b に接続されている。抵抗 90 の他端は、グランドに接地されている。

【0123】

ここで、実施形態に係る超音波診断装置 100 において、組織ハーモニックイメージングを行う場合について説明する。例えば、第 1 エコー信号が、位相反転処理回路 24 に入力される場合について説明する。この場合、図 9 に示すように、スイッチ 71 は、導通状態を第 1 導通状態に設定し、スイッチ 72 は、導通状態を第 4 導通状態に設定する。すなわち、完全差動アンプ 81 の正相入力端子 81a に第 1 エコー信号が入力されるとともに、逆相入力端子 81b の電位が、グランド電位となる。このようにして、完全差動アンプ 81 には、差動信号が入力される。

【0124】

ここで、スイッチ 71 が導通状態を第 1 導通状態に設定し、スイッチ 72 が導通状態を第 4 導通状態に設定した場合の v_{in} 、 v_{out} 、 v_{d+} 、 v_{d-} 、 R_1 、 R_2 、 R_3 及び R_4 の関係について説明する。

【0125】

なお、 v_{in} は、端子 76 及び 79 の電位（入力電圧）を示す。また、 v_{out} は、出力端子 86c の電位（出力電圧）を示す。また、 v_{d+} は、正相出力端子 81d の電位（出力電圧）を示す。また、 v_{d-} は、逆相出力端子 81c の電位（出力電圧）を示す。また、 R_1 は、抵抗 82 及び抵抗 84 の抵抗値を示す。また、 R_2 は、抵抗 83 及び抵抗 85 の抵抗値を示す。また、 R_3 は、抵抗 87 及び抵抗 89 の抵抗値を示す。また、 R_4 は、抵抗 88 及び抵抗 90 の抵抗値を示す。

【0126】

v_{out} は、次の式（2）により示される。

【数 2】

$$v_{out} = \frac{R_4}{R_3} \cdot (v_{d+} - v_{d-}) \quad \cdots (2)$$

【0127】

また、 v_{d+} と v_{d-} との差（ $v_{d+} - v_{d-}$ ）は、次の式（3）により示される。

【数 3】

$$(v_{d+} - v_{d-}) = \frac{R_2}{R_1} \cdot v_{in} \quad \cdots (3)$$

【0128】

式（2）及び式（3）から、 v_{out} は、次の式（4）により示される。

【数 4】

$$v_{out} = \frac{R_4}{R_3} \cdot \frac{R_2}{R_1} \cdot v_{in} \quad \cdots (4)$$

【0129】

なお、本実施形態では、式（4）における（ $R_4 / R_3 \cdot R_2 / R_1$ ）が、1 よりも大きい値となるような抵抗 82～85、87～90 が用いられている。このため、 v_{in} よりも v_{out} を大きくすることができる。すなわち、位相反転処理回路 24 は、第 1 エコー信号を増幅させる。

【0130】

また、式（4）において、 v_{in} と v_{out} の位相（極性）が同一である。このように、位相反転処理回路 24 は、位相を反転させずに、増幅された第 1 エコー信号を送信する

。

【 0 1 3 1 】

次に、第 2 エコー信号が、位相反転処理回路 2 4 に入力される場合の一例について説明する。図 1 0 は、第 2 エコー信号が、位相反転処理回路 2 4 に入力される場合の一例について説明するための図である。

【 0 1 3 2 】

図 1 0 に示すように、スイッチ 7 1 は、導通状態を第 2 導通状態に設定し、スイッチ 7 2 は、導通状態を第 3 導通状態に設定する。すなわち、完全差動アンプ 8 1 の逆相入力端子 8 1 b に第 2 エコー信号が入力されるとともに、正相入力端子 8 1 a の電位が、グランド電位となる。このようにして、完全差動アンプ 8 1 には、差動信号が入力される。

10

【 0 1 3 3 】

この場合の v_{in} 、 v_{out} 、 v_{d+} 、 v_{d-} 、 R_1 、 R_2 、 R_3 及び R_4 の関係について説明する。 v_{out} は、次の式 (5) により示される。

【 数 5 】

$$v_{out} = \frac{R_4}{R_3} \cdot (v_{d+} - v_{d-}) \quad \dots (5)$$

【 0 1 3 4 】

また、 v_{d+} と v_{d-} との差 ($v_{d+} - v_{d-}$) は、次の式 (6) により示される。

【 数 6 】

$$(v_{d+} - v_{d-}) = -\frac{R_2}{R_1} \cdot v_{in} \quad \dots (6)$$

20

【 0 1 3 5 】

式 (5) 及び式 (6) から、 v_{out} は、次の式 (7) により示される。

【 数 7 】

$$v_{out} = -\frac{R_4}{R_3} \cdot \frac{R_2}{R_1} \cdot v_{in} \quad \dots (7)$$

【 0 1 3 6 】

ここで、式 (7) において、 v_{in} と v_{out} の位相が逆であり、 v_{in} の位相が反転されて増幅されると、 v_{out} となる。このように、位相反転処理回路 2 4 は、第 2 エコー信号の位相を反転させ、位相反転後の第 2 エコー信号を増幅する。

30

【 0 1 3 7 】

このように、位相反転処理回路 2 4 は、第 2 エコー信号の位相を反転させる位相反転機能と、第 1 エコー信号及び第 2 エコー信号を増幅させる増幅機能とを有する。

【 0 1 3 8 】

なお、通常の超音波走査の場合には、スイッチ 7 1 は、導通状態を第 1 導通状態に設定し、スイッチ 7 2 は、導通状態を第 4 導通状態に設定する。

【 0 1 3 9 】

次に、図 1 1 を参照して、B モード処理回路 1 2 の構成の一例について説明する。図 1 1 は、B モード処理回路 1 2 の構成の一例を示す図である。

40

【 0 1 4 0 】

図 1 1 に示すように、B モード処理回路 1 2 は、減算回路 (減算器) 1 2 a と、対数増幅回路 1 2 b と、包絡線検波処理回路 1 2 c とを備える。ここでは、ハーモニックイメーシングを行なう場合について説明する。

【 0 1 4 1 】

なお、以下で説明する第 1 エコーデータは、送受信回路 1 1 により、アナログ形式の第 1 加算信号がデジタル形式の第 1 加算信号に変換され、デジタル形式の第 1 加算信号に対して整相加算処理が行われた結果得られたエコーデータである。また、以下で説明する第

50

２エコーデータは、送受信回路１１により、アナログ形式の第２加算信号がデジタル形式の第２加算信号に変換され、デジタル形式の第２加算信号に対して整相加算処理が行われた結果得られたエコーデータである。すなわち、第１エコーデータは、第１加算信号に対応するデータであり、第２エコーデータは、第２加算信号に対応するデータである。

【０１４２】

減算回路１２ａは、第１エコーデータが送受信回路１１から送信されると、第１エコーデータを減算回路１２ａのメモリ（又は記憶回路１５）に格納する。そして、減算回路１２ａは、第２エコーデータが送受信回路１１から送信されると、第１エコーデータをメモリ（又は記憶回路１５）から読み出す。

【０１４３】

ここで、第１エコーデータと第２エコーデータとは同位相である。そこで、第２次高調波成分が強調される画像信号を得るために、減算回路１２ａは、第１エコーデータ及び第２エコーデータを用いた減算処理により、画像信号を発生（生成）する。例えば、減算回路１２ａは、第１エコーデータから第２エコーデータを減じる減算処理を行う。これにより、減算回路１２ａは、第１エコーデータから第２エコーデータを減じた結果得られるエコーデータを画像信号として発生する。減算回路１２ａは、減算部の一例である。

【０１４４】

対数増幅回路１２ｂは、画像信号に対して対数増幅を行う。包絡線検波処理回路１２ｃは、対数増幅が行われた画像信号に対して包絡線検波処理を行い、Ｂモードデータを生成する。

【０１４５】

なお、通常の超音波走査の場合には、Ｂモード処理回路１２では、入力されたエコーデータに対して対数増幅回路１２ｂにより対数増幅が行われ、包絡線検波処理回路１２ｃにより、対数増幅が行われたエコーデータに対して包絡線検波処理が行われる。

【０１４６】

次に、図１２を参照して、処理の流れの一例について説明する。図１２は、実施形態に係る超音波診断装置１００で実行される各種の処理の流れの一例を説明するための図である。

【０１４７】

例えば、位相反転処理回路２４は、第１エコー信号９２及び第２エコー信号９３のうち、第２エコー信号９３の位相を反転させる。このようにして、位相反転処理回路２４は、周期性を起因とするノイズが第１エコー信号９２及び第２エコー信号９３に重畳される前に、第２エコー信号９３の位相を反転させる。第１エコー信号９２と位相が反転された第２エコー信号９３とは、同位相となる。

【０１４８】

そして、アナログ遅延回路２５は、第１エコー信号９２を遅延させる。そして、加算回路２６は、遅延後の複数の第１エコー信号を加算することで第１加算信号９５を発生する。加算回路２６は、発生した第１加算信号９５を出力バッファ２７を介して装置本体１０に出力する。

【０１４９】

また、アナログ遅延回路２５は、第２エコー信号９３を遅延させる。そして、加算回路２６は、遅延後の複数の第２エコー信号を加算することで第２加算信号９６を発生する。加算回路２６は、発生した第２加算信号９６を出力バッファ２７を介して装置本体１０に出力する。

【０１５０】

ここで、第１加算信号９５には、周期性を起因とするノイズ成分９５ａ、９５ｂ、９５ｃが重畳されている。また、第２加算信号９６にも、周期性を起因とするノイズ成分９６ａ、９６ｂ、９６ｃが重畳されている。ノイズ成分９５ａ、９５ｂ、９５ｃと、ノイズ成分９６ａ、９６ｂ、９６ｃとは、同位相である。

【０１５１】

10

20

30

40

50

そして、減算回路 12 a は、第 1 加算信号 9 5 に対応する第 1 エコーデータ、及び、第 2 加算信号 9 6 に対応する第 2 エコーデータを用いた減算処理により、画像信号 9 7 を発生する。例えば、第 1 エコーデータから第 2 エコーデータを減じる減算により、ノイズ成分 9 5 a からノイズ成分 9 6 a が減じられる。同様に、ノイズ成分 9 5 b からノイズ成分 9 6 b が減じられ、ノイズ成分 9 5 c からノイズ成分 9 6 c が減じられる。この結果、実施形態に係る超音波診断装置 100 によれば、基本波成分が抑えられるとともに、二次高調波成分が強調され、かつ、周期性を起因とするノイズ成分が抑制された画像信号 9 7 を得ることができる。

【0152】

また、1 枚の超音波画像を生成する際に、減算回路 12 a において、第 1 エコーデータから第 2 エコーデータを減じる減算を行うため、加減算処理の実行が 1 回ですむ。このため、実施形態に係る超音波診断装置 100 によれば、図 8 に示す場合と比較して、加減算処理を行う回数が少なくなり、フレームレートの低下を抑制することができる。

10

【0153】

したがって、実施形態に係る超音波診断装置 100 によれば、フレームレートの低下を抑制しつつ、エコー信号や加算信号に重畳されるノイズを抑制することができる。

【0154】

また、実施形態に係る超音波診断装置 100 は、減算回路 12 a において、減算処理に用いられるエコーデータの個数が、第 1 エコーデータ及び第 2 エコーデータの 2 つである。このため、図 8 に示す場合を基準とすると、ランダム性のノイズの量が、「 $(2/3)^{1/2}$ 」倍となり、減少する。

20

【0155】

なお、装置本体 10 が減算回路 12 a を備える場合について説明したが、超音波プローブ 1 が、減算回路 12 a と同様の機能を有する減算回路を備えてもよい。

【0156】

また、1 つの位相反転処理回路 24 が、上述した位相反転機能と増幅機能とを有する場合について説明したが、位相反転機能を有する回路と増幅機能を有する回路とが分かれていても良い。

【0157】

以上述べた少なくとも 1 つの実施形態の超音波プローブ及び超音波診断装置によれば、フレームレートの低下を抑制しつつ、エコー信号や加算信号に重畳されるノイズを抑制することができる。

30

【0158】

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同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

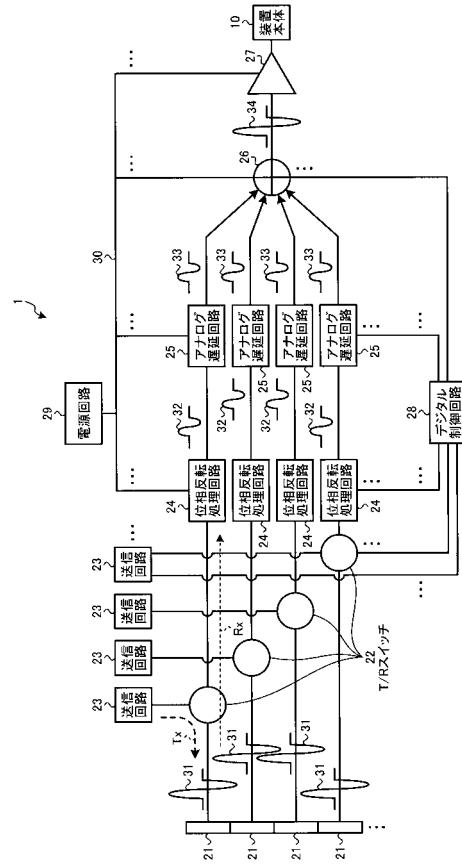
【符号の説明】

40

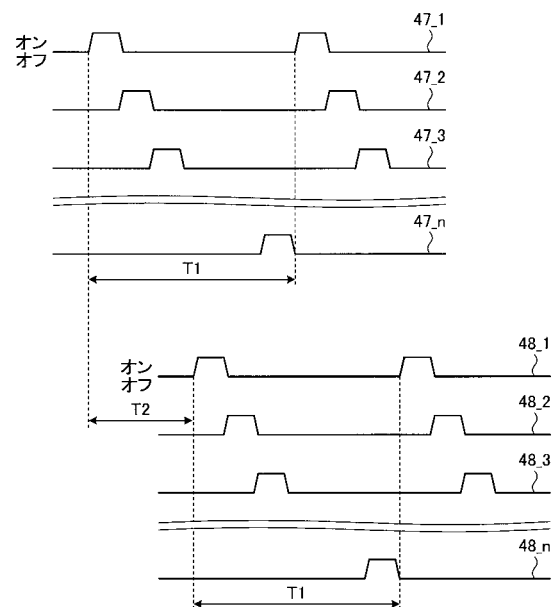
【0159】

- 1 超音波プローブ
- 21 振動素子
- 24 位相反転処理回路
- 25 アナログ遅延回路

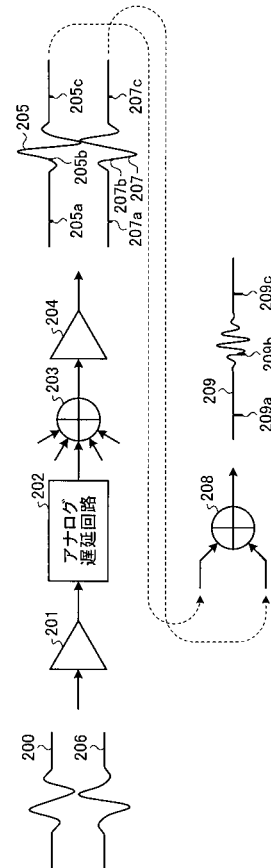
【 図 2 】



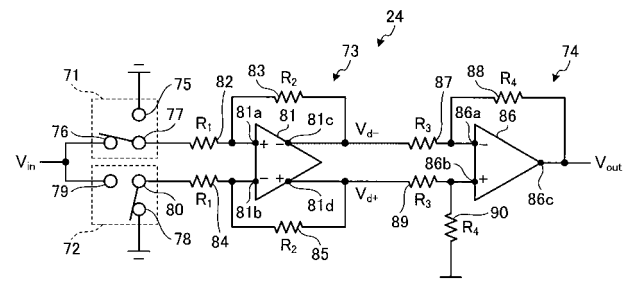
【 図 4 】



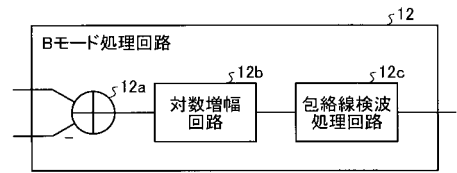
【圖 7】



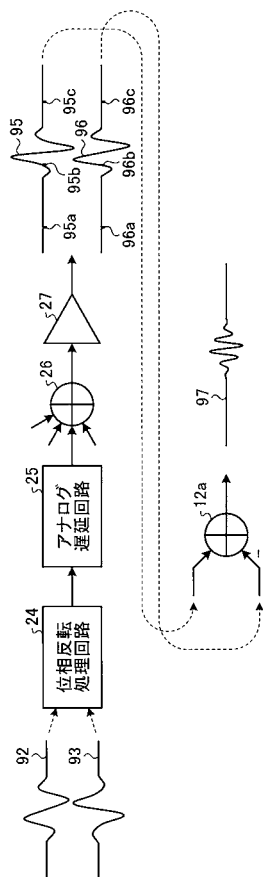
【 図 9 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2019013454A	公开(公告)日	2019-01-31
申请号	JP2017133110	申请日	2017-07-06
[标]发明人	石塚正明		
发明人	石塚 正明		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/145 A61B8/4488 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/54 A61B8/56 G01S7/52038 G01S15/8915 G01S15/8927 G01S15/8963		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE09 4C601/DE14 4C601/EE09 4C601/GB06 4C601/HH28 4C601/JB02 4C601/JB08 4C601/JB10 4C601/JB45		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波探头和超声波诊断装置，其能够抑制回波信号中包含的噪声，同时抑制帧速率的降低。根据实施例的超声波探头包括振动元件，相位反转处理部分和延迟处理部分。振动元件通过接收第一超声波的反射波产生第一回波信号，并接收与通过反转第一超声波的相位获得的超声波对应的第二超声波的反射波。从而产生第二回波信号。相位反转处理单元反转第二回波信号的相位。延迟处理单元分别在相位反转之后延迟第一回波信号和第二回波信号。The

