

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6073658号
(P6073658)

(45) 発行日 平成29年2月1日(2017.2.1)

(24) 登録日 平成29年1月13日(2017.1.13)

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

請求項の数 8 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2012-251605 (P2012-251605)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成24年11月15日(2012.11.15)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(65) 公開番号	特開2014-97249 (P2014-97249A)	(72) 発明者	藤田 大広 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
(43) 公開日	平成26年5月29日(2014.5.29)	(72) 発明者	石塚 正明 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
審査請求日	平成27年8月28日(2015.8.28)	(72) 発明者	亀石 涉 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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の受信チャンネルごとに設置され、該当する受信チャンネルのアナログ受信信号をサンプリングして、デジタル信号に変換する複数の変換部と、

前記複数の変換部それぞれの後段に設置され、前段の変換部が出力したデジタル信号のサンプル点間を補間したデジタル信号を出力する複数の補間フィルタと、

前記複数の補間フィルタの後段に設置され、入力されたデジタル信号の整相加算を行う整相加算部と、

送信超音波の周波数帯域に応じて、前記複数の補間フィルタを用いた補間処理を行うか回避するかを判定し、補間処理を行う場合に、前記複数の補間フィルタそれぞれが出力したデジタル信号を、前記整相加算部に入力させ、補間処理を回避する場合に、前記複数の変換部それぞれが出力したデジタル信号を、前記整相加算部に入力させ、前記複数の補間フィルタの動作を停止させる制御部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記複数の受信チャンネルごとに設置され、該当する受信チャンネルの変換部が出力したデジタル信号が、該変換部の後段の補間フィルタをバイパスして、前記整相加算部に出力されるバイパス経路を形成する複数の信号線を更に備え、

前記制御部は、補間処理を回避する場合に、前記複数の信号線それぞれのバイパス経路を用いることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記複数の補間フィルタそれぞれの後段に設置される受信チャンネルごとのメモリ群として、前段の補間フィルタが出力した補間元のデジタル信号を記憶する第1メモリと、該補間フィルタが出力した補間デジタル信号を記憶する第2メモリとを更に備え、

前記整相加算部は、前記複数の受信チャンネルそれぞれのメモリ群から読み出したデジタル信号の整相加算を行い、

前記複数の信号線それぞれは、該当する受信チャンネルの変換部と第1メモリとを接続したバイパス経路を形成し、

前記制御部は、補間処理を行う場合に、前記複数の補間フィルタそれぞれが出力したデジタル信号を、該当する受信チャンネルの第1メモリ及び第2メモリに出力させ、補間処理を回避する場合に、前記複数の変換部それぞれが出力したデジタル信号を、該当する受信チャンネルの信号線のバイパス経路を用いて該当する受信チャンネルの第1メモリに出力させることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 4】

前記制御部は、補間処理を回避する場合に、前記複数の受信チャンネルそれぞれの第2メモリの動作を停止させることを特徴とする請求項3に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記複数の受信チャンネルごとのメモリとして、前段の変換部が出力したデジタル信号を記憶するメモリを更に備え、

前記複数の補間フィルタそれぞれは、該当する受信チャンネルのメモリが記憶するデジタル信号を用いて補間処理を行い、

前記複数の信号線それぞれは、該当する受信チャンネルのメモリと前記整相加算部とを接続したバイパス経路を形成し、

前記制御部は、補間処理を行う場合に、該当する受信チャンネルのメモリが記憶するデジタル信号を該当する受信チャンネルの補間フィルタに出力させ、補間処理を回避する場合に、該当する受信チャンネルのメモリが記憶するデジタル信号を前記整相加算部に出力させることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

複数の受信チャンネルごとに設置され、該当する受信チャンネルのアナログ受信信号をサンプリングして、デジタル信号に変換する複数の変換部と、

30

前記複数の変換部それぞれの後段に設置され、前段の変換部が出力したデジタル信号のサンプル点間を補間したデジタル信号を出力する複数の補間フィルタと、

前記複数の補間フィルタそれぞれの後段に設置される受信チャンネルごとのメモリ群として、前段の補間フィルタが出力した補間元のデジタル信号を記憶する第1メモリと、該補間フィルタが出力した補間デジタル信号を記憶する第2メモリと、

前記複数の補間フィルタの後段に設置され、前記複数の受信チャンネルそれぞれのメモリ群から読み出したデジタル信号の整相加算を行う整相加算部と、

前記複数の受信チャンネルごとに設置され、該当する受信チャンネルの変換部が出力したデジタル信号が、該変換部の後段の補間フィルタをバイパスして、前記整相加算部に出力されるバイパス経路であって、該当する受信チャンネルの変換部と第1メモリとを接続したバイパス経路を形成する複数の信号線と、

40

送信超音波の周波数帯域に応じて、前記複数の補間フィルタを用いた補間処理を行うか回避するかを判定し、補間処理を行う場合に、前記複数の補間フィルタそれぞれが出力したデジタル信号を、該当する受信チャンネルの第1メモリ及び第2メモリに出力させてから前記整相加算部に入力させ、補間処理を回避する場合に、前記複数の信号線それぞれのバイパス経路を用いて前記複数の変換部それぞれが出力したデジタル信号を、該当する受信チャンネルの第1メモリに出力させてから前記整相加算部に入力させる制御部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

前記制御部は、補間処理を回避する場合に、前記複数の受信チャンネルそれぞれの第2

50

メモリの動作を停止させることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

複数の受信チャンネルごとに設置され、該当する受信チャンネルのアナログ受信信号をサンプリングして、デジタル信号に変換する複数の変換部と、

前記複数の変換部それぞれの後段に設置され、前段の変換部が出力したデジタル信号のサンプル点間を補間したデジタル信号を出力する複数の補間フィルタと、

前記複数の補間フィルタの後段に設置され、入力されたデジタル信号の整相加算を行う整相加算部と、

所定の中心周波数を有する第 1 超音波プローブが用いられる場合に、前記複数の補間フィルタそれぞれが出力したデジタル信号を、前記整相加算部に入力させ、前記所定の中心周波数より低い中心周波数を有する第 2 超音波プローブが用いられる場合に、前記複数の変換部それぞれが出力したデジタル信号を、前記整相加算部に入力させる制御部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置では、アナログの受信信号を A/D コンバータにより所定のサンプリング周波数でサンプリングすることで、デジタル信号に変換している。ここで、所定のサンプリング周波数の限度以上の分解能を得るために、補間フィルタを用いてサンプル点間を補間することが行われている。かかる手法は、特に、高周波プローブや高周波を映像化する場合に有効である。ただし、補間フィルタは、受信ビームを形成するための整相加算の精度を高めることができるものの、その他の回路と比較して消費電力が大きいという特徴がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開平 7 - 181999 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、消費電力を削減することができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態に係る超音波診断装置は、複数の変換部と、複数の補間フィルタと、整相加算部と、制御部とを備える。複数の変換部は、複数の受信チャンネルごとに設置され、該当する受信チャンネルのアナログ受信信号をサンプリングして、デジタル信号に変換する。複数の補間フィルタは、前記複数の変換部それぞれの後段に設置され、前段の変換部が出力したデジタル信号のサンプル点間を補間したデジタル信号を出力する。整相加算部は、前記複数の補間フィルタの後段に設置され、入力されたデジタル信号の整相加算を行う。制御部は、送信超音波の周波数帯域に応じて、前記複数の補間フィルタを用いた補間処理を行うか回避するかを判定し、補間処理を行う場合に、前記複数の補間フィルタそれぞれが出力したデジタル信号を、前記整相加算部に入力させ、補間処理を回避する場合に、前記複数の変換部それぞれが出力したデジタル信号を、前記整相加算部に入力させ、前記複数の補間フィルタの動作を停止させる。

【図面の簡単な説明】

【0006】

10

20

30

40

50

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図 2 A】図 2 A は、補間フィルタについて説明するための図 (1) である。

【図 2 B】図 2 B は、補間フィルタについて説明するための図 (2) である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る受信部の構成例を示すブロック図である。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係る受信回路の構成例を示すブロック図である。

【図 5】図 5 は、通常モードからバイパスモードへ移行する処理を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、バイパスモードから通常モードへ移行する処理を説明するための図である。

10

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順の一例を説明するためのフローチャート (1) である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順の一例を説明するためのフローチャート (2) である。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態に係る受信部の構成例を示すブロック図である。

【図 10】図 10 は、第 2 の実施形態において並列同時受信を行う場合に通常モードからバイパスモードへ移行する処理を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、第 2 の実施形態において並列同時受信を行う場合にバイパスモードから通常モードへ移行する処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

20

【 0 0 0 7 】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置を説明する。

【 0 0 0 8 】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図 1 に例示するように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、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。

【 0 0 0 9 】

超音波プローブ 1 は、複数の振動子を有し、これら複数の振動子は、後述する装置本体 10 が有する送信部 11 及び受信部 12 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。超音波プローブ 1 が有する振動子は、例えば、圧電振動子である。超音波プローブ 1 は、被検体 P からの反射波信号を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有する。なお、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。

30

【 0 0 1 0 】

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、反射波信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、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反射波信号は、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。

40

【 0 0 1 1 】

例えば、装置本体 10 には、被検体 P の 2 次元走査用に、複数の圧電振動子が一列で配置された 1 D アレイプローブが超音波プローブ 1 として接続される。例えば、超音波プローブ 1 としての 1 D アレイプローブは、セクタ走査を行うセクタプローブや、オフセットセクタ走査を行うコンベックスプローブ、リニア走査を行うリニアプローブ等である。

【 0 0 1 2 】

或いは、例えば、装置本体 10 には、被検体 P の 3 次元走査用に、メカニカル 4 D プロ

50

ープや2Dアレイプローブが超音波プローブ1として装置本体10と接続される。メカニカル4Dプローブは、1Dアレイプローブのように一列で配列された複数の圧電振動子を用いて2次元走査が可能であるとともに、複数の圧電振動子を所定の角度(揺動角度)で揺動させることで3次元走査が可能である。また、2Dアレイプローブは、マトリックス状に配置された複数の圧電振動子により3次元走査が可能であるとともに、超音波を集束して送信することで2次元走査が可能である。

【0013】

入力装置3は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール等を有する。かかる入力装置3は、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、受け付けた各種設定要求を装置本体10に転送する。

10

【0014】

モニタ2は、超音波診断装置の操作者が入力装置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データ等を表示したりする表示装置である。

【0015】

装置本体10は、超音波プローブ1が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。図1に示す装置本体10は、2次元の反射波信号に基づいて2次元の超音波画像データを生成可能であり、3次元の反射波信号に基づいて3次元の超音波画像データを生成可能な装置である。

20

【0016】

装置本体10は、図1に示すように、送信部11と、受信部12、Bモード処理部13と、ドプラ処理部14と、画像生成部15と、画像メモリ16と、内部記憶部17と、制御部18とを有する。

【0017】

送信部11は、トリガ発生回路、遅延回路及びパルサ回路等を有し、超音波プローブ1に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、遅延回路は、超音波プローブ1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用いられる振動素子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ1に駆動信号(駆動パルス)を印加する。すなわち、送信部11は、被検体P内の生体組織における焦点と各振動素子との距離に応じた遅延時間により、各振動素子に供給する駆動信号のタイミングを制御することで、被検体内の所定の焦点にビームフォームした超音波を送信する(送信ビームフォーム)。

30

【0018】

受信部12は、超音波プローブ1が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって受信信号を生成する。超音波プローブ1の各振動素子は、同一の焦点からの反射波を、焦点と各振動素子との距離に応じた時間差で受信する。そこで、受信部12は、超音波受信における受信指向性を制御するために、被検体P内の生体組織における焦点と各振動素子との距離に応じた遅延時間により、各振動素子において時間的に異なって受信された所定の焦点からの反射波信号それぞれの位相(時間)を合わせて加算(整相加算)する。これにより、受信部12は、焦点の合った1本の受信信号(受信ビーム)を生成する(受信ビームフォーム)。具体的には、受信部12は、反射波信号(アナログ受信信号)を受信チャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。そして、受信部12は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換してデジタル信号とする。そして、受信部12は、各受信チャンネルのデジタル信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えて加算することで、受信信号(反射波データ)を生成する。ここで、本実施形態に係る受信部12は、デジタル信号の補間処理を行うために、受信チャンネルごとに補間フィルタを有する。本実施形態に係る受信部12については、後に詳述する。なお、受信部12は、開口計算回路

40

50

により受信開口制御も行なうことができる。

【 0 0 1 9 】

Bモード処理部13及びドブラ処理部14は、受信部12が反射波信号から生成した反射波データに対して、各種の信号処理を行う信号処理部である。Bモード処理部13は、受信部12から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、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。また、ドブラ処理部14は、受信部12から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による速度、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。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。

【 0 0 2 0 】

なお、図1に例示するBモード処理部13及びドブラ処理部14は、2次元の反射波データ及び3次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、Bモード処理部13は、2次元の反射波データから2次元のBモードデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のBモードデータを生成する。また、ドブラ処理部14は、2次元の反射波データから2次元のドブラデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のドブラデータを生成する。

【 0 0 2 1 】

画像生成部15は、Bモード処理部13及びドブラ処理部14が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成部15は、Bモード処理部13が生成した2次元のBモードデータから反射波の強度を輝度で表した2次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部15は、ドブラ処理部14が生成した2次元のドブラデータから移動体情報を表す2次元ドブラ画像データを生成する。2次元ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

【 0 0 2 2 】

ここで、画像生成部15は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換(スキャンコンバート)し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成部15は、超音波プローブ1による超音波の走査形態に応じて座標変換を行うことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部15は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理(平滑化処理)や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理(エッジ強調処理)等を行う。また、画像生成部15は、超音波画像データに、付帯情報(種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等)を合成する。

【 0 0 2 3 】

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部15が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ(Raw Data)とも呼ばれる。画像生成部15は、スキャンコンバート処理前の2次元超音波画像データである「2次元Bモードデータや2次元ドブラデータ」から、表示用の2次元超音波画像データである「2次元のBモード画像データや2次元ドブラ画像データ」を生成する。

【 0 0 2 4 】

更に、画像生成部15は、3次元のBモードデータに対して座標変換を行なうことで、3次元のBモード画像データを生成する。また、画像生成部15は、3次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3次元のカラードブラ画像データを生成する。すなわち、画像生成部15は、「3次元のBモード画像データや3次元のカラードブラ画像データ」を「3次元の超音波画像データであるボリュームデータ」として生成する。更に、画像生成部15は、ボリュームデータをモニタ30にて表示するための各種の2次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対して各種レンダリング処理を行なう。

10

20

30

40

50

【0025】

画像メモリ16は、画像生成部15が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ16は、Bモード処理部13やドプラ処理部14が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ16が記憶するBモードデータやドプラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部15を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【0026】

内部記憶部17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ID、医師の所見等)や、診断プロトコルや各種ポディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部17は、必要に応じて、画像メモリ16が記憶する画像データの保管等にも使用される。

10

【0027】

制御部18は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部18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、内部記憶部17から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送信部11、受信部12、Bモード処理部13、ドプラ処理部14及び画像生成部15の処理を制御する。また、制御部18は、画像メモリ16や内部記憶部17が記憶する表示用の画像データをモニタ2にて表示するように制御する。また、制御部18は、画像生成部15が生成した表示用の画像データを内部記憶部17等に格納するように制御する。また、制御部18は、操作者から入力装置3を介して受け付けた医用画像データが外部装置6からネットワーク100及びインターフェース部18を介して内部記憶部17や画像生成部15に転送されるように制御する。

20

【0028】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、受信部12の内部に補間フィルタを備え、補間フィルタを用いることで、整相加算の精度を向上させて、分解能の高い超音波画像データを生成する。

【0029】

図2A及び図2Bは、補間フィルタについて説明するための図である。図2Aは、補間フィルタに入力されるデジタル信号の一例を示し、図2Bは、補間フィルタから出力されるデジタル信号の一例を示す。図2A及び図2Bにおいて、横軸は時間を示し、縦軸は電圧を示す。また、黒点は、アナログ受信信号からサンプリングされたデジタル信号のサンプル点(I_1 、 I_2 、 I_3 、 I_4 、 I_5 ・・・)を示し、白点は、補間フィルタによって補間されたデジタル信号(O_{11} 、 O_{12} 、 O_{13} 、 O_{21} 、 O_{22} 、 O_{23} ・・・)を示す。なお、図2A及び図2Bには、入力信号を4倍に補間する補間フィルタを例示する。

30

【0030】

例えば、補間フィルタは、複数のデジタル信号が入力されると、入力されたデジタル信号のサンプル点の間を補間するデジタル信号を生成する。図2に示す例では、補間フィルタは、一周期に対応するデジタル信号 I_1 、 I_2 、 I_3 、 I_4 及び I_5 が入力されると、入力されたデジタル信号 I_1 及び I_2 のサンプル点の間を補間して、3つのデジタル信号 O_{11} 、 O_{12} 及び O_{13} を生成する。このように、補間フィルタは、サンプル点間を補間することで、受信ビームを形成するための整相加算の精度を高めるので、分解能を高めることができる。特に、補間フィルタは、超音波プローブ1の中心周波数が高ければ高いほど、或いは画像化に用いる周波数が高ければ高いほど、整相加算の精度を向上させる効果が高い。一方、補間フィルタは、中心周波数が低ければ低いほど、或いは画像化に用いる周波数が低ければ低いほど、超音波画像データに求められる距離分解能が低いため、補間フィルタによる補間処理は必須ではない。また、補間フィルタは、その他の回路と比較して消費電力が大きいという特徴もある。

40

【0031】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、超音波プローブ1の中心周波数や画像化に

50

用いる周波数に関わらず、常に補間フィルタによる補間を行う。このため、従来の超音波診断装置は、常に補間フィルタが動作することとなり、定常的に消費電力が大きくなっていった。

【0032】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置が有する受信部12は、消費電力を削減するために、以下に説明するように構成される。

【0033】

図3は、第1の実施形態に係る受信部12の構成例を示すブロック図である。図3に示すように、受信部12は、複数の受信回路121a、121b、121cと、整相加算回路122と、受信制御部123とを有する。ここで、受信回路121a、121b、121cは、受信チャンネルごとに設置される。図3に示す一例では、超音波プローブ1が有する「N+1」個の各振動素子1a、1b、・・・、1cが、「N+1」個の受信チャンネル(ch0、ch1、・・・、chN)を形成する場合を示している。図3に示す一例では、「N+1」個の受信回路121a、121b、121cが、「N+1」個の受信チャンネルごとに設置される。なお、本実施形態は、複数の振動素子1aが1個の受信チャンネルを形成する場合であっても良い。また、図3では、受信チャンネルごとにゲイン補正を行うアンプ回路を省略している。また、複数の受信回路121a、121b、121cを区別無く総称する場合には、受信回路121と記載する。

10

【0034】

受信回路121は、該当する受信チャンネルから入力されるアナログ受信信号に、所定の信号処理を行って、整相加算回路122へ出力する。また、受信回路121は、後述の受信制御部123によって制御される。

20

【0035】

図4は、第1の実施形態に係る受信回路121の構成例を示すブロック図である。図4に示すように、受信回路121は、ADC(analog to digital converter)1211と、補間フィルタ1212と、メモリ群1213とを有する。また、受信回路121は、補間フィルタ1212をバイパスするバイパス用信号線1214を有する。受信回路121は、後述の受信制御部123によって制御される。

【0036】

ADC1211は、該当する受信チャンネルのアナログ受信信号をサンプリングして、デジタル信号に変換する。例えば、ADC1211は、チャンネル0(ch0)に対応する振動素子1aが受信したアナログ受信信号を、予め規定されたタイミングでサンプリングして、デジタル信号に変換する。ここで変換されたデジタル信号は、例えば、数ビットから数十ビットであり、ビット数が大きければ大きいほど、アナログ受信信号を高い分解能でサンプリングすることができる。

30

【0037】

補間フィルタ1212は、該当するADC1211の後段に設置され、前段のADC1211が出力したデジタル信号のサンプル点間を補間したデジタル信号を出力する。例えば、補間フィルタ1212は、サンプル点を4倍にする場合には、図2Aに示したように、前段のADC1211から出力された2つのデジタル信号の間に、当該デジタル信号の電圧に基づいて、3つのデジタル信号を生成する。そして、補間フィルタ1212は、生成したデジタル信号を複数のメモリ群1213に格納する。

40

【0038】

メモリ群1213は、補間フィルタ1212の後段に受信チャンネルごとに設置される。メモリ群1213は、前段の補間フィルタ1212が出力した補間元のデジタル信号を記憶するメモリ1213aと、補間フィルタ1212が出力した補間デジタル信号を記憶する補間データ用メモリ1213b、1213c、1213dとを有する。ここで、補間データ用メモリ1213b、1213c、1213dの数は、補間フィルタ1212によってサンプル点間に補間される補間数分設置される。また、各サンプル点間の3つの補間デジタル信号を時系列順に第1補間デジタル信号、第2補間デジタル信号及び第3補間デ

50

ジタル信号とすると、メモリ1213a及び補間データ用メモリ1213b、1213c、1213dは、次のように各種デジタル信号を記憶する。具体的には、メモリ1213aは、補間元のデジタル信号(I_1 、 I_2 、 I_3 、 I_4 、 I_5 ・・・)を記憶する。また、補間データ用メモリ1213bは、第1補間デジタル信号(O_{11} 、 O_{21} 、 O_{31} 、 O_{41} ・・・)を記憶する。また、補間データ用メモリ1213cは、第2補間デジタル信号(O_{12} 、 O_{22} 、 O_{32} 、 O_{42} ・・・)を記憶する。また、補間データ用メモリ1213dは、第3補間デジタル信号(O_{13} 、 O_{23} 、 O_{33} 、 O_{43} ・・・)を記憶する。

【0039】

バイパス用信号線1214は、該当する受信チャンネルのADC1211とメモリ1213aとを接続したバイパス経路を形成する。図3に示すように、バイパス用信号線1214は、該当する受信チャンネルごとに設置される。

10

【0040】

図3の説明に戻る。整相加算回路122は、複数の受信回路121の後段に設置され、入力されたデジタル信号の整相加算を行う。例えば、整相加算回路122は、複数の受信チャンネルそれぞれのメモリ群1213から読み出したデジタル信号の整相加算を行う。そして、整相加算回路122は、整相加算によって生成される受信ビームデータを、モード処理部13及びドプラ処理部14の少なくとも一方へ出力する。

【0041】

受信制御部123は、制御部18からの制御によって受信回路121を制御する。例えば、受信制御部123は、整相加算回路122において加算されるデータをメモリ群1213からそれぞれ出力させる。具体的には、受信制御部123は、被検体P内の生体組織における焦点と各振動素子との距離に応じた遅延時間を算出する。そして、受信制御部123は、各振動素子において異なる時間に受信された反射波信号のデジタル信号データの位相が合うように、メモリ群1213に含まれるそれぞれのメモリから整相加算回路122へ出力させる。

20

【0042】

そして、受信制御部123は、送信超音波の周波数帯域に応じて、複数の補間フィルタ1212を用いた補間処理を行うか回避するかを判定する。受信制御部123は、補間処理を行う場合には、複数の補間フィルタ1212それぞれが出力したデジタル信号を、整相加算回路122に入力させる。具体的には、受信制御部123は、補間処理を行う場合には、複数の補間フィルタ1212それぞれが出力したデジタル信号を、該当する受信チャンネルのメモリ1213a及び補間データ用メモリ1213b、1213c、1213dにそれぞれ出力させる。

30

【0043】

また、受信制御部123は、補間処理を回避する場合に、バイパス用信号線1214のバイパス経路を用いて、ADC1211それぞれが出力したデジタル信号を整相加算回路122に入力させる。具体的には、受信制御部123は、補間処理を回避する場合に、複数の受信回路121それぞれが出力したデジタル信号を、該当する受信チャンネルのバイパス用信号線1214のバイパス経路を用いて該当する受信チャンネルのメモリ1213aに出力させる。また、受信制御部123は、補間処理を回避する場合に、複数の受信チャンネルそれぞれの補間フィルタ1212の動作を停止させる。また、受信制御部123は、補間処理を回避する場合に、複数の受信チャンネルそれぞれの補間データ用メモリ1213b、1213c、1213dそれぞれの動作を停止させる。

40

【0044】

このように、受信制御部123は、補間処理を行う通常モードから補間処理を回避するバイパスモードへの移行、及び、バイパスモードから通常モードへの移行を制御する。以下では、受信制御部123が行うモード移行制御処理について、図面を用いて説明する。

【0045】

図5は、通常モードからバイパスモードへ移行する処理を説明するための図である。図

50

5は、図示の機能のオン/オフを時系列で示したものである。図5に示すように、受信制御部123は、低周波プローブへの切り替え又は低周波利用モードへの切り替えを受け付けたことを検知する。例えば、受信制御部123は、装置本体10への超音波プローブ1の挿入を検知する。そして、受信制御部123は、挿入された超音波プローブ1のIDを取得し、挿入された超音波プローブ1の中心周波数が閾値以下か否かを判定する。そして、受信制御部123は、中心周波数が閾値以下である場合に、超音波プローブ1が高周波プローブから低周波プローブへ切り替わったことを検知する。また、例えば、受信制御部123は、利用者によって、低周波利用モードへの切り替える旨の要求が入力部3に入力されると、高周波モードから低周波利用モードへ切り替わったことを検知する。なお、ここで設定される閾値は、例えば、超音波診断装置自体の画像処理能に応じて設定されても良いし、超音波診断装置を利用する利用者によって任意の値が設定されても良い。

10

【0046】

高周波プローブから低周波プローブへ切り替わったこと、又は、高周波モードから低周波利用モードへ切り替わったことを検知すると、受信制御部123は、通常モードからバイパスモードへ移行するための制御情報を受信部12内の各処理部へ設定する制御情報設定期間を設定する。ここで、受信制御部123が制御情報設定期間を設定するのは、受信部12内の各処理部の機能のオン/オフの切り替えに一定時間要すると考えられるからである。このため、制御情報設定期間は、受信部12内の各処理部の機能のオン/オフの切り替えに要すると考えられる十分な時間が設定される。

【0047】

受信制御部123は、制御情報設定期間を設定すると、反射波信号の受信をオフにする。つまり、受信制御部123は、通常モードからバイパスモードへ移行するために、超音波プローブ1から受信部12へ出力される反射波信号を一時的に遮断する。

20

【0048】

続いて、受信制御部123は、通常モードの通常経路からバイパス経路に切り替える。そして、受信制御部123は、補間フィルタ1212及び補間データ用メモリ1213b、1213c、1213dへのクロックを停止させる。この結果、図5に示すように、補間フィルタ1212及び補間データ用メモリ1213b、1213c、1213dは、クロックの停止と略同時にその動作を停止する。

【0049】

そして、受信制御部123は、設定した制御情報設定期間が経過すると、反射波信号の受信をオンにする。つまり、受信制御部123は、遮断させていた超音波プローブ1からの反射波信号の出力を再開させる。これ以降、受信部12は、バイパスモードとして動作することとなる。

30

【0050】

図6は、バイパスモードから通常モードへ移行する処理を説明するための図である。図6は、図示の機能のオン/オフを時系列で示したものである。図6に示すように、受信制御部123は、高周波プローブへの切り替え又は高周波利用モードへの切り替えを受け付けたことを検知する。例えば、受信制御部123は、装置本体10への超音波プローブ1の挿入を検知する。そして、受信制御部123は、挿入された超音波プローブ1のIDを取得し、挿入された超音波プローブ1の中心周波数が閾値以下か否かを判定する。そして、受信制御部123は、中心周波数が閾値以下でない場合に、超音波プローブ1が低周波プローブから高周波プローブへ切り替わったことを検知する。また、例えば、受信制御部123は、利用者によって、高周波利用モードへの切り替える旨の要求が入力部3に入力されると、低周波モードから高周波利用モードへ切り替わったことを検知する。

40

【0051】

低周波プローブから高周波プローブへ切り替わったこと、又は、低周波モードから高周波利用モードへ切り替わったことを検知すると、受信制御部123は、バイパスモードから通常モードへ移行するための制御情報を受信部12内の各処理部へ設定する制御情報設定期間を設定する。ここで、受信制御部123が制御情報設定期間を設定するのは、受信

50

部 1 2 内の各処理部の機能のオン / オフの切り替えに一定時間要すると考えられるからである。このため、制御情報設定期間は、受信部 1 2 内の各処理部の機能のオン / オフの切り替えに要すると考えられる十分な時間が設定される。

【 0 0 5 2 】

受信制御部 1 2 3 は、制御情報設定期間を設定すると、反射波信号の受信をオフにする。つまり、受信制御部 1 2 3 は、バイパスモードから通常モードへ移行するために、超音波プローブ 1 から受信部 1 2 へ出力される反射波信号を一時的に遮断する。

【 0 0 5 3 】

続いて、受信制御部 1 2 3 は、バイパス経路から通常経路に切り替える。そして、受信制御部 1 2 3 は、補間フィルタ 1 2 1 2 及び補間データ用メモリ 1 2 1 3 b、1 2 1 3 c、1 2 1 3 d へのクロックの供給を再開する。この結果、補間フィルタ 1 2 1 2 及び補間データ用メモリ 1 2 1 3 b、1 2 1 3 c、1 2 1 3 d は、その動作を開始する。このとき、図 6 に示すように、補間フィルタ 1 2 1 2 及び補間データ用メモリ 1 2 1 3 b、1 2 1 3 c、1 2 1 3 d は、クロックの供給再開時から、若干の時間が経過したのちに、その動作を開始する。

10

【 0 0 5 4 】

そして、受信制御部 1 2 3 は、設定した制御情報設定期間が経過すると、反射波信号の受信をオンにする。つまり、受信制御部 1 2 3 は、遮断させていた超音波プローブ 1 からの反射波信号の出力を再開させる。これ以降、受信部 1 2 は、通常モードとして動作することとなる。

20

【 0 0 5 5 】

次に、図 7 及び図 8 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順について説明する。図 7 及び図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順の一例を説明するためのフローチャートである。

【 0 0 5 6 】

図 7 に示す例では、受信制御部 1 2 3 が超音波プローブ 1 の挿入を検知することを契機として、通常モードとバイパスモードとを切り替える場合を説明する。図 7 に示すように、受信制御部 1 2 3 は、装置本体 1 0 への超音波プローブ 1 の挿入を検知すると（ステップ S 1 0 1 肯定）、挿入された超音波プローブ 1 の ID を取得する（ステップ S 1 0 2）。なお、装置本体 1 0 への超音波プローブ 1 の挿入が検知されるまで（ステップ S 1 0 1 否定）、受信制御部 1 2 3 は、通常モードとバイパスモードとを切り替える処理を開始しない。

30

【 0 0 5 7 】

受信制御部 1 2 3 は、挿入された超音波プローブ 1 の中心周波数が閾値以下か否かを判定する（ステップ S 1 0 3）。そして、受信制御部 1 2 3 は、中心周波数が閾値以下である場合に（ステップ S 1 0 3 肯定）、通常経路からバイパス経路に切り替えるとともに、補間フィルタ 1 2 1 2 をオフにする（ステップ S 1 0 4）。そして、受信制御部 1 2 3 は、補間データ用メモリ 1 2 1 3 b、1 2 1 3 c、1 2 1 3 d をオフにする（ステップ S 1 0 5）。

【 0 0 5 8 】

一方、受信制御部 1 2 3 は、中心周波数が閾値以下ではない場合に（ステップ S 1 0 3 否定）、バイパス経路から通常経路に切り替えるとともに、補間フィルタ 1 2 1 2 をオンにする（ステップ S 1 0 6）。そして、受信制御部 1 2 3 は、補間データ用メモリ 1 2 1 3 b、1 2 1 3 c、1 2 1 3 d をオンにする（ステップ S 1 0 7）。

40

【 0 0 5 9 】

なお、図 7 に示した処理手順は、必ずしも上記の順番で実施されることを要しない。例えば、ステップ S 1 0 3 の処理が肯定判定された場合に、ステップ S 1 0 5 の処理が実行されてからステップ S 1 0 4 の処理が実行されても良い。

【 0 0 6 0 】

図 8 に示す例では、受信制御部 1 2 3 が通常モードとバイパスモードとを切り替えるモ

50

ード変更を受け付けることを契機として、通常モードとバイパスモードとを切り替える場合を説明する。図 8 に示すように、受信制御部 1 2 3 は、モード変更を受け付けると（ステップ S 2 0 1 肯定）、受け付けたモード変更が低周波モードへのモード変更か否かを判定する（ステップ S 2 0 2）。なお、モード変更を受け付けるまで（ステップ S 2 0 1 否定）、受信制御部 1 2 3 は、通常モードとバイパスモードとを切り替える処理を開始しない。

【 0 0 6 1 】

受け付けたモード変更が低周波モードへのモード変更である場合には（ステップ S 2 0 2 肯定）、受信制御部 1 2 3 は、通常経路からバイパス経路に切り替えるとともに、補間フィルタ 1 2 1 2 をオフにする（ステップ S 2 0 3）。そして、受信制御部 1 2 3 は、補間データ用メモリ 1 2 1 3 b、1 2 1 3 c、1 2 1 3 d をオフにする（ステップ S 2 0 4）。

10

【 0 0 6 2 】

一方、受け付けたモード変更が低周波モードへのモード変更でない場合には（ステップ S 2 0 2 否定）、受信制御部 1 2 3 は、補間フィルタ 1 2 1 2 をオンにする（ステップ S 2 0 5）。そして、受信制御部 1 2 3 は、補間データ用メモリ 1 2 1 3 b、1 2 1 3 c、1 2 1 3 d をオンにする（ステップ S 2 0 6）。

【 0 0 6 3 】

なお、図 8 に示した処理手順は、必ずしも上記の順番で実施されることを要しない。例えば、ステップ S 2 0 2 の処理が肯定判定された場合に、ステップ S 2 0 4 の処理が実行されてからステップ S 2 0 3 の処理が実行されても良い。

20

【 0 0 6 4 】

上述してきたように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、補間フィルタ 1 2 1 2 の効果が見込めない場合には、補間フィルタ 1 2 1 2 を用いた補間処理を行わないので、消費電力を削減することができる。

【 0 0 6 5 】

また、例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、補間処理を回避する場合に、補間フィルタ 1 2 1 2 の動作を停止させる。このため、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、補間フィルタ 1 2 1 2 を処理可能な状態に維持するために消費される電力を削減することができる。

30

【 0 0 6 6 】

また、例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、補間処理を回避する場合に、補間データ用メモリ 1 2 1 3 b、1 2 1 3 c、1 2 1 3 d の動作を停止させる。このため、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、補間データ用メモリ 1 2 1 3 b、1 2 1 3 c、1 2 1 3 d が補間デジタル信号を格納可能な状態に維持するために消費される電力を削減することができる。

【 0 0 6 7 】

（第 2 の実施形態）

第 2 の実施形態では、バイパス経路の変形例について説明する。第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、図 1 に示した第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の構成を有する。なお、第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点について説明することとする。また、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の各処理部のうち、第 1 の実施形態において説明した処理部と同様の機能を有する処理部については図 1 と同一の符号を付し、説明を省略する。

40

【 0 0 6 8 】

図 9 は、第 2 の実施形態に係る受信部 1 2 の構成例を示すブロック図である。図 9 に示すように、受信部 1 2 は、複数の受信回路 1 2 1 a、1 2 1 b、1 2 1 c と、整相加算回路 1 2 2 と、受信制御部 1 2 3 とを有する。ここで、受信回路 1 2 1 a、1 2 1 b、1 2 1 c は、受信チャンネルごとに設置される。図 9 に示す一例では、超音波プローブ 1 が有する「N + 1」個の各振動素子 1 a、1 b、・・・、1 c が、「N + 1」個の受信チャン

50

ネル (ch0、ch1、・・・、chN) を形成する場合を示している。図9に示す一例では、「N+1」個の受信回路121a、121b、121cが、「N+1」個の受信チャンネルごとに設置される。なお、本実施形態は、複数の振動素子1aが1個の受信チャンネルを形成する場合であっても良い。また、図9では、受信チャンネルごとにゲイン補正を行うアンプ回路を省略している。

【0069】

図9に示すように、受信回路121は、ADC1211と、メモリ1213aと、補間フィルタ1212とを有する。また、受信回路121は、補間フィルタ1212をバイパスするバイパス用信号線1215を有する。

【0070】

メモリ1213aは、該当する受信チャンネルのメモリとして、前段のADC1211が出力したデジタル信号を記憶する。図2Aに示した例を用いると、メモリ1213aは、ADC1211から出力されたデジタル信号(I₁、I₂、I₃、I₄、I₅・・・)を記憶する。

【0071】

補間フィルタ1212は、該当する受信チャンネルのメモリ1213aが記憶するデジタル信号を用いて補間処理を行う。図2Bに示した例では、補間フィルタ1212は、メモリ1213aから出力された2つのデジタル信号の間に、当該デジタル信号の電圧に基づいて、3つのデジタル信号を生成する。そして、補間フィルタ1212は、メモリ1213aから出力された2つのデジタル信号と、生成したデジタル信号とを整相加算回路122へ出力する。

【0072】

バイパス用信号線1215は、該当する受信チャンネルのメモリ1213aと整相加算回路122とを接続したバイパス経路を形成する。

【0073】

受信制御部123は、補間処理を行う場合に、該当する受信チャンネルのメモリが記憶するデジタル信号を該当する受信チャンネルの補間フィルタ1212に出力させる。また、受信制御部123は、補間処理を行わない場合に、該当する受信チャンネルのメモリが記憶するデジタル信号をバイパス経路により整相加算回路122に出力させる。なお、第2の実施形態に係る受信制御部123が行うモード移行制御処理は、図5及び図6に示したモード移行制御処理のうち、補間フィルタ1212に対する制御を実行するものである。

【0074】

上述してきたように、第2の実施形態に係る超音波診断装置は、補間フィルタ1212の効果が見込めない場合には、補間フィルタ1212を用いた補間処理を回避するので、消費電力を削減することができる。

【0075】

ところで、上述した第1及び第2の実施形態は、1回の超音波パルスの送信に対して複数の走査線で反射波信号を受信する並列同時受信を実施する場合にも適用可能である。具体的には、第1の実施形態で説明した図3の構成は、並列同時受信を実施する場合にも適用可能である。また、第2の実施形態で説明した図9の構成は、同時に受信する走査線の数に対応する補間フィルタ1212及び整相加算回路122を設置することにより、適用可能である。例えば、4本の走査線について同時に受信する並列同時受信を実施する場合には、補間フィルタ1212を受信チャンネルごとに4つずつ設置するとともに、整相加算回路122を4つ設置することにより適用可能となる。また、以下では、受信制御部123が行うモード移行制御処理について説明する。この場合、受信部12は、上記の整相加算回路122とは別に、補間フィルタ1212によって保管された補間データを整相加算する補間データ用整相加算回路を有する。

【0076】

図10は、第2の実施形態において並列同時受信を行う場合に通常モードからバイパス

10

20

30

40

50

モードへ移行する処理を説明するための図である。図10は、図示の機能のオン/オフを時系列で示したものである。図10に示すように、受信制御部123は、低周波プローブへの切り替え又は低周波利用モードへの切り替えを受け付けたことを検知する。

【0077】

高周波プローブから低周波プローブへ切り替わったこと、又は、高周波モードから低周波利用モードへ切り替わったことを検知すると、受信制御部123は、通常モードからバイパスモードへ移行するための制御情報を受信部12内の各処理部へ設定する制御情報設定期間を設定する。ここで、受信制御部123が制御情報設定期間を設定するのは、受信部12内の各処理部の機能のオン/オフの切り替えに一定時間要すると考えられるからである。このため、制御情報設定期間は、受信部12内の各処理部の機能のオン/オフの切り替えに要すると考えられる十分な時間が設定される。

10

【0078】

受信制御部123は、制御情報設定期間を設定すると、反射波信号の受信をオフにする。つまり、受信制御部123は、通常モードからバイパスモードへ移行するために、超音波プローブ1から受信部12へ出力される反射波信号を一時的に遮断する。

【0079】

続いて、受信制御部123は、通常経路からバイパス経路に切り替える。そして、受信制御部123は、補間フィルタ1212及び補間データ用整相加算回路へのクロックを停止させる。この結果、図10に示すように、補間フィルタ1212及び補間データ用整相加算回路は、クロックの停止と略同時にその動作を停止する。

20

【0080】

続いて、受信制御部123は、補間フィルタ1212へのクロックを停止させる。この結果、補間フィルタ1212は、その動作を停止する。

【0081】

そして、受信制御部123は、設定した制御情報設定期間が経過すると、反射波信号の受信をオンにする。つまり、受信制御部123は、遮断させていた超音波プローブ1からの反射波信号の出力を再開させる。これ以降、受信部12は、バイパスモードとして動作することとなる。

【0082】

図11は、第2の実施形態において並列同時受信を行う場合にバイパスモードから通常モードへ移行する処理を説明するための図である。図11は、図示の機能のオン/オフを時系列で示したものである。図11に示すように、受信制御部123は、高周波プローブへの切り替え又は高周波利用モードへの切り替えを受け付けたことを検知する。

30

【0083】

低周波プローブから高周波プローブへ切り替わったこと、又は、低周波モードから高周波利用モードへ切り替わったことを検知すると、受信制御部123は、バイパスモードから通常モードへ移行するための制御情報を受信部12内の各処理部へ設定する制御情報設定期間を設定する。ここで、受信制御部123が制御情報設定期間を設定するのは、受信部12内の各処理部の機能のオン/オフの切り替えに一定時間要すると考えられるからである。このため、制御情報設定期間は、受信部12内の各処理部の機能のオン/オフの切り替えに要すると考えられる十分な時間が設定される。

40

【0084】

受信制御部123は、制御情報設定期間を設定すると、反射波信号の受信をオフにする。つまり、受信制御部123は、バイパスモードから通常モードへ移行するために、超音波プローブ1から受信部12へ出力される反射波信号を一時的に遮断する。

【0085】

続いて、受信制御部123は、バイパス経路から通常経路に切り替える。そして、受信制御部123は、補間フィルタ1212及び補間データ用整相加算回路へのクロックの供給を再開する。この結果、補間フィルタ1212は、その動作を開始する。このとき、図11に示すように、補間フィルタ1212及び補間データ用整相加算回路は、クロックの

50

供給再開時から、若干の時間が経過したのちに、その動作を開始する。

【0086】

そして、受信制御部123は、設定した制御情報設定期間が経過すると、反射波信号の受信をオンにする。つまり、受信制御部123は、遮断させていた超音波プローブ1からの反射波信号の出力を再開させる。これ以降、受信部12は、通常モードとして動作することとなる。かかる制御を行うことで、上述した第2の実施形態は、並列同時受信を実施する場合にも適用可能となる。

【0087】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、消費電力を削減することができる。

10

【0088】

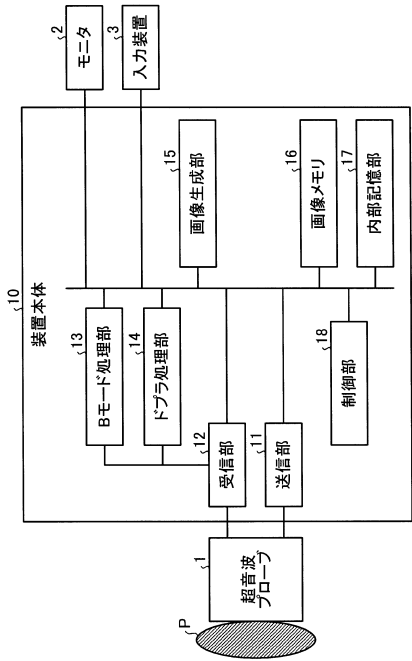
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

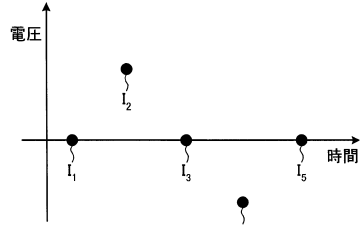
【0089】

10	装置本体	20
12	受信部	
121	受信回路	
1211	ADC	
1212	補間フィルタ	
1213	メモリ群	
1213a	メモリ	
1213b、1213c、1213d	補間データ用メモリ	
1214、1215	バイパス用信号線	
122	整相加算回路	
123	受信制御部	30

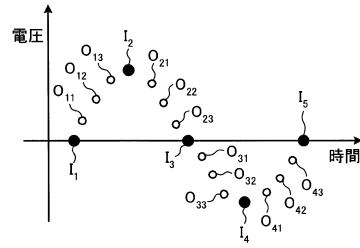
【図 1】



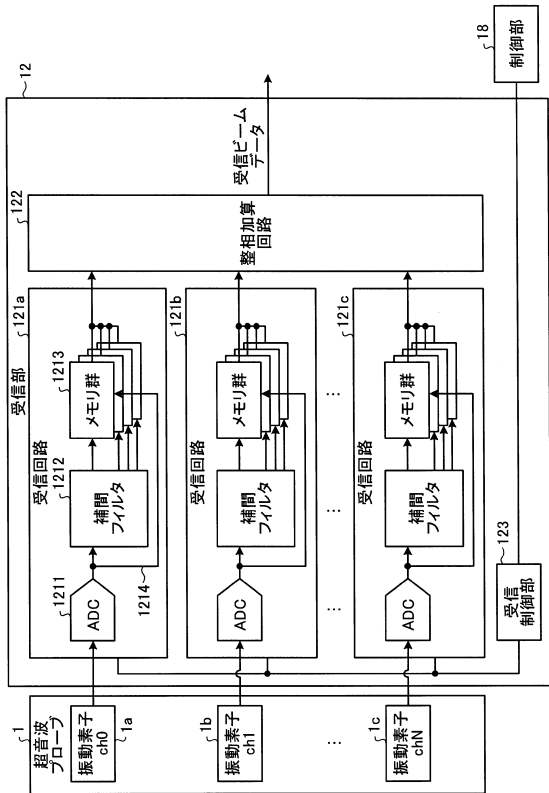
【図 2 A】



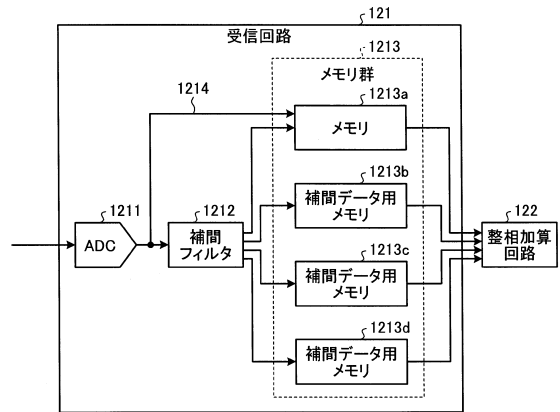
【図 2 B】



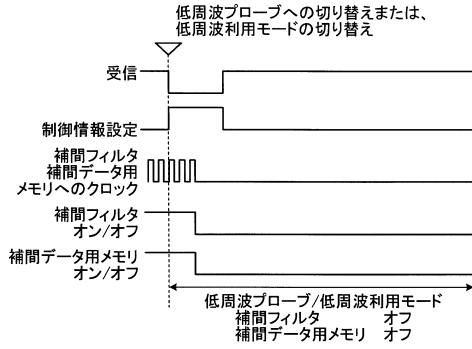
【図 3】



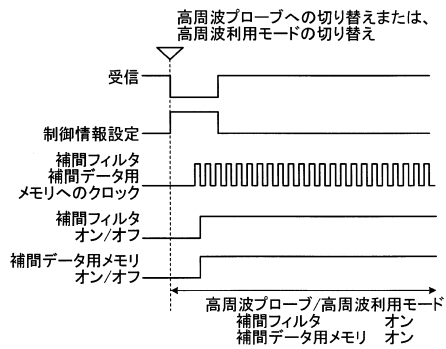
【図 4】



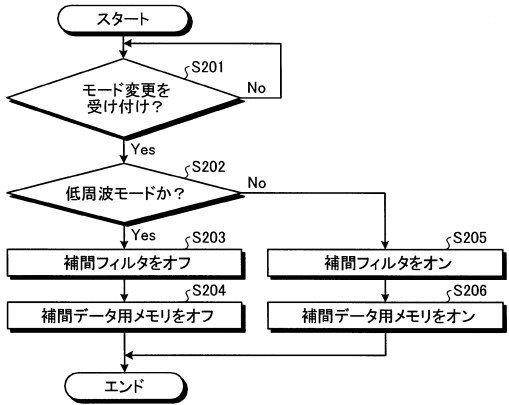
【図5】



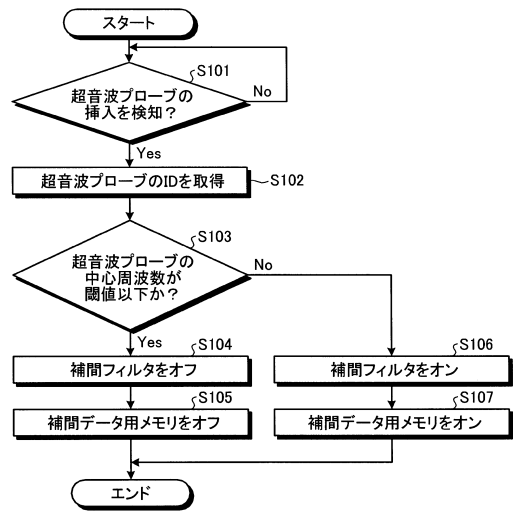
【図6】



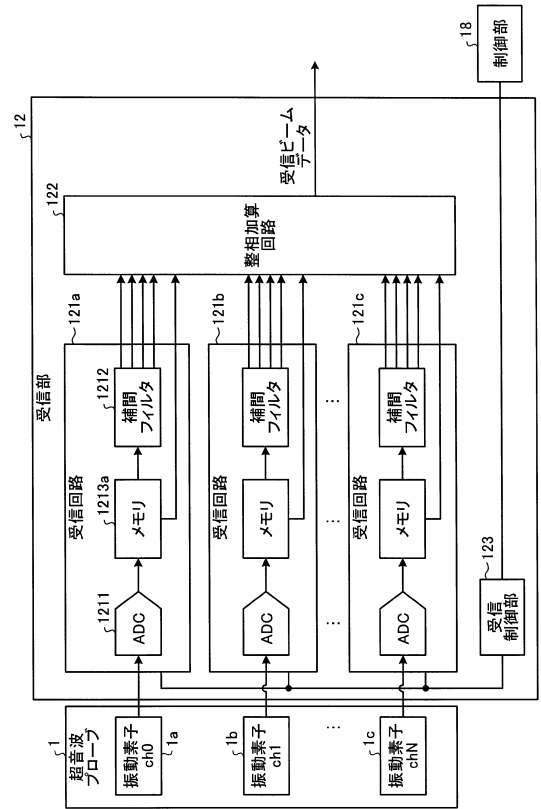
【図8】



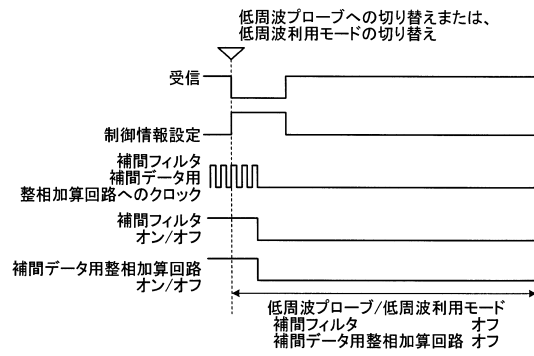
【図7】



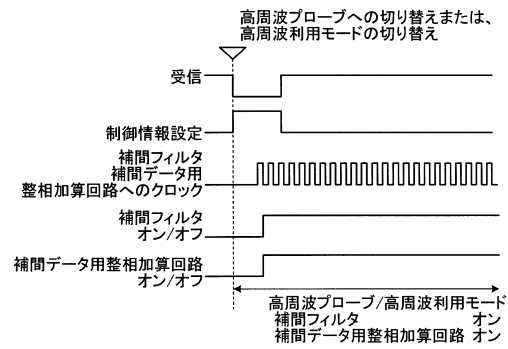
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

- (72)発明者 芝沼 浩幸
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 藤原 周太
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 神山 聡
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 椎名 孝行
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 森口 正治

- (56)参考文献 特開2002-263104(JP,A)
特開平10-127629(JP,A)
特表2004-516123(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6073658B2	公开(公告)日	2017-02-01
申请号	JP2012251605	申请日	2012-11-15
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	藤田大広 石塚正明 亀石涉 芝沼浩幸 藤原周太 神山聡 椎名孝行		
发明人	藤田 大広 石塚 正明 亀石 涉 芝沼 浩幸 藤原 周太 神山 聡 椎名 孝行		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE15 4C601/JB04 4C601/JB19 4C601/JC03 4C601/LL05		
其他公开文献	JP2014097249A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：降低功耗。解决方案：超声诊断设备包括：多个转换部件；多个插值滤波器；一个阶段性的加法部分；和控制部分。转换部分分别设置用于多个接收信道，采样相应接收信道的模拟接收信号并将它们转换成数字信号。插值滤波器分别布置在转换部分的后面，并且是由它们之前的转换部分输出的数字信号的采样点之间执行插值之后输出数字信号。相位相加部分布置在插值滤波器后面，并执行输入数字信号的相位相加。控制部分根据发送的超声波的频带确定是使用插值滤波器执行还是避免插值处理，并且当执行插值处理时，将插值滤波器分别输出的数字信号输入到相位相加部分中。；然而，当避免插值处理时，它将分别由转换部分输出的数字信号输入到相位相加部分。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6073658号 (P6073658)
(45) 発行日 平成29年2月1日 (2017.2.1)	(24) 登録日 平成29年1月13日 (2017.1.13)	
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01)	F I A61B 8/14	
請求項の数 8 (全 19 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-251605 (P2012-251605)	(73) 特許権者 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	
(22) 出願日 平成24年11月15日 (2012.11.15)		
(65) 公開番号 特開2014-97249 (P2014-97249A)	(74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所	
(43) 公開日 平成26年5月29日 (2014.5.29)	(72) 発明者 藤田 大広 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	
審査請求日 平成27年8月28日 (2015.8.28)	(72) 発明者 石塚 正明 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 亀石 涉 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