

(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2019-177093

(P2019-177093A)

(43) 公開日 令和1年10月17日(2019.10.17)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2018-69654 (P2018-69654)
 (22) 出願日 平成30年3月30日(2018.3.30)

(71) 出願人 594164542
 キヤノン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 110001771
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
 (72) 発明者 西原 財光
 栃木県大田原市下石上1385番地 キヤ
 ノンメディカルシステムズ株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 EE04 HH28 JB45 JB47 LL38

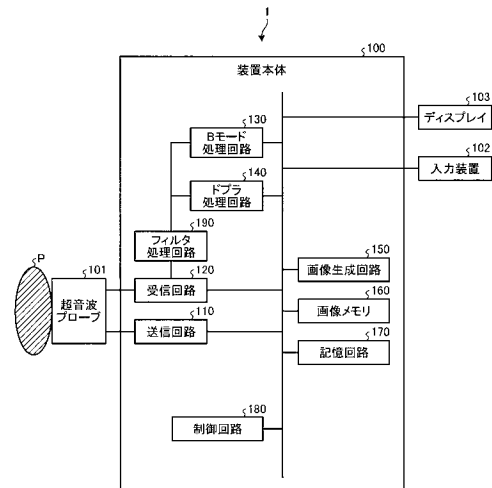
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】 画像の画質の劣化を抑制すること。

【解決手段】 実施形態の超音波診断装置は、受信部と、フィルタ処理部と、生成部とを備える。受信部は、超音波プローブによる1回の超音波の送受信毎に、複数の受信走査線に対応する複数の受信信号を出力する。フィルタ処理部は、超音波プローブから送信された第1の超音波に基づいて受信部により出力された複数の第1の受信信号のそれぞれに対して、当該第1の超音波の音場と音場が隣り合うか又は一部重なる第2の超音波に基づいて受信部により出力された複数の第2の受信信号のうち特定の第2の受信信号を用いて、フィルタ処理を行う。生成部は、フィルタ処理部によりフィルタ処理された複数の第1の受信信号に基づいて、画像データを生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブによる 1 回の超音波の送受信毎に、複数の受信走査線に対応する複数の受信信号を出力する受信部と、

前記超音波プローブから送信された第 1 の超音波に基づいて前記受信部により出力された複数の第 1 の受信信号のそれぞれに対して、当該第 1 の超音波の音場と音場が隣り合うか又は一部重なる第 2 の超音波に基づいて前記受信部により出力された複数の第 2 の受信信号のうち特定の第 2 の受信信号を用いて、フィルタ処理を行うフィルタ処理部と、

前記フィルタ処理部によりフィルタ処理された複数の第 1 の受信信号に基づいて、画像データを生成する生成部と、

を備える、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記受信部は、前記第 1 の超音波の送受信により、複数の第 1 の受信走査線に対応する前記複数の第 1 の受信信号を出力し、前記第 2 の超音波の送受信により、複数の第 2 の受信走査線に対応する前記複数の第 2 の受信信号を出力し、

前記フィルタ処理部は、前記第 1 の受信信号に対して、前記複数の第 2 の受信走査線のうち、当該第 1 の受信信号に対応する第 1 の受信走査線に最も近い第 2 の受信走査線に対応する第 2 の受信信号を用いて、前記フィルタ処理を行う、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記フィルタ処理部は、前記フィルタ処理として、前記第 1 の受信信号と、当該第 1 の受信信号に対応する特定の第 2 の受信信号とを重み付け加算する重み付け加算処理を行う、請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記フィルタ処理部は、前記複数の第 1 の受信信号に対応する複数の第 1 の受信走査線、及び、前記特定の第 2 の受信信号に対応する第 2 の受信走査線の並び順に基づいて、前記第 1 の受信信号毎に、前記重み付け加算処理に用いる重みを決定する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記フィルタ処理部は、実空間における前記第 1 の受信信号に対応する第 1 の受信走査線と、前記特定の第 2 の受信信号に対応する第 2 の受信走査線との距離に基づいて、前記第 1 の受信信号毎に、前記重み付け加算処理に用いる重みを決定する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記フィルタ処理部は、前記第 1 の受信信号の送受信感度と、前記特定の第 2 の受信信号の送受信感度とに基づいて、前記第 1 の受信信号毎に、前記重み付け加算処理に用いる重みを決定する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記フィルタ処理部は、前記第 1 の受信信号及び前記第 2 の受信信号として、位相情報を含むデータ、B モードデータ、移動体の速度値、パワー値及び分散値の少なくとも 1 つを示すドプラデータ、又は、前記位相情報を含むデータに対して自己相関処理が施されたデータに対して、前記フィルタ処理を行う、請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

超音波プローブによる 1 回の超音波の送受信毎に得られた複数の受信信号を複数の超音波の送受信分記憶する記憶部と、

前記記憶部の記憶内容を参照し、前記超音波プローブから送信された第 1 の超音波に基づく複数の第 1 の受信信号のそれぞれに対して、当該第 1 の超音波の音場と音場が隣り合うか又は一部重なる第 2 の超音波に基づく複数の第 2 の受信信号のうち特定の第 2 の受信信号を用いて、フィルタ処理を行うフィルタ処理部と、

50

前記フィルタ処理部によりフィルタ処理された複数の第 1 の受信信号に基づいて、画像データを生成する生成部と、

を備える、医用画像処理装置。

【請求項 9】

コンピュータに、

超音波プローブによる 1 回の超音波の送受信毎に得られた複数の受信信号を複数の超音波の送受信分記憶する記憶部の記憶内容を参照し、前記超音波プローブから送信された第 1 の超音波に基づく複数の第 1 の受信信号のそれぞれに対して、当該第 1 の超音波の音場と音場が隣り合うか又は一部重なる第 2 の超音波に基づく複数の第 2 の受信信号のうち特定の第 2 の受信信号を用いて、フィルタ処理を行い、

10

フィルタ処理された複数の第 1 の受信信号に基づいて、画像データを生成する、各処理を実行させるための医用画像処理プログラム。

【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、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置では、種々の目的に応じたイメージング方法が行われている。例えば、超音波診断装置では、フレームレート（時間分解能）を向上させるために、並列同時受信が行われている。並列同時受信は、送信された超音波の音場内に複数の受信走査線を設定し、各受信走査線からの超音波信号（反射波信号）を略同時に受信することで、フレームレートを向上させる技術である。すなわち、並列同時受信は、1 回の超音波の送受信毎に複数の受信信号を収集する技術である。また、超音波診断装置は、1 フレーム分の画像データを取得するために、音場が異なる超音波を複数回送信し、並列同時受信を複数回行う場合もある。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

30

【特許文献 1】特開 2015 - 226762 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、画像の画質の劣化を抑制することができる超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態の超音波診断装置は、受信部と、フィルタ処理部と、生成部とを備える。受信部は、超音波プローブによる 1 回の超音波の送受信毎に、複数の受信走査線に対応する複数の受信信号を出力する。フィルタ処理部は、超音波プローブから送信された第 1 の超音波に基づいて受信部により出力された複数の第 1 の受信信号のそれぞれに対して、当該第 1 の超音波の音場と音場が隣り合うか又は一部重なる第 2 の超音波に基づいて受信部により出力された複数の第 2 の受信信号のうち特定の第 2 の受信信号を用いて、フィルタ処理を行う。生成部は、フィルタ処理部によりフィルタ処理された複数の第 1 の受信信号に基づいて、画像データを生成する。

40

【図面の簡単な説明】

【0006】

【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。

50

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態において、1 フレーム分の超音波画像データを得るために複数回行われる並列同時受信の一例を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係るフィルタ処理回路の構成例を示すブロック図である。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係るフィルタ処理回路が実行するフィルタ処理の一例を説明するための図である。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態に係るフィルタ処理回路が実行するフィルタ処理の一例を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、フィルタ処理回路に入力される人為的に作成された反射波データの信号強度（信号強度）を示すグラフである。

10

【図 7】図 7 は、図 6 のグラフにより示される反射波データに対してフィルタ処理回路によりフィルタ処理が行われた結果の一例を示すグラフである。

【図 8】図 8 は、図 6 のグラフによって示される 40 個の反射波データから生成された超音波画像データが示す超音波画像の一例を示す図である。

【図 9】図 9 は、図 7 のグラフによって示されるフィルタ処理が行われた 40 個の反射波データから生成された超音波画像データが示す超音波画像の一例を示す図である。

【図 10】図 10 は、第 1 の実施形態に係るフィルタ処理回路が実行するフィルタ処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図 11】図 11 は、第 1 の実施形態の第 1 の変形例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。

20

【図 12】図 12 は、第 1 の実施形態の第 2 の変形例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 13】図 13 は、第 1 の実施形態の第 3 の変形例に係るフィルタ処理回路が実行する処理の一例を説明するための図である。

【図 14】図 14 は、第 1 の実施形態の第 4 の変形例に係るフィルタ処理回路が実行する処理の一例を説明するための図である。

【図 15】図 15 は、第 1 の実施形態の第 5 の変形例に係るフィルタ処理回路が実行する処理の一例を説明するための図である。

【図 16】図 16 は、第 1 の実施形態の第 6 の変形例に係るフィルタ処理回路が実行する処理の一例を説明するための図である。

30

【図 17】図 17 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置の構成の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照しながら、実施形態に係る超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムを説明する。なお、一つの実施形態又は変形例に記載した内容は、他の実施形態又は他の変形例にも同様に適用されてもよい。

【0008】

(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 1 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 1 は、装置本体 100 と、超音波プローブ 101 と、入力装置 102 と、ディスプレイ 103 とを有する。

40

【0009】

超音波プローブ 101 は、例えば、圧電振動子等の複数の素子を有する。これら複数の素子は、後述する装置本体 100 が有する送信回路 110 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 101 は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 101 は、例えば、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 101 は、装置本体 100 と着脱自在に接続される。

【0010】

50

超音波プローブ101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101が有する複数の素子にて受信される。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。

【0011】

超音波プローブ101は、装置本体100と着脱可能に設けられる。被検体P内の2次元領域の走査(2次元走査)を行なう場合、操作者は、例えば、複数の圧電振動子が一列で配置された1Dアレイプローブを超音波プローブ101として装置本体100に接続する。1Dアレイプローブは、リニア型超音波プローブ、コンベックス型超音波プローブ、セクタ型超音波プローブ等である。また、被検体P内の3次元領域の走査(3次元走査)を行なう場合、操作者は、例えば、メカニカル4Dプローブや2Dアレイプローブを超音波プローブ101として装置本体100と接続する。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。以下、装置本体100に、1Dアレイプローブが接続される場合について説明する。

10

20

【0012】

入力装置102は、例えば、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、ジョイスティック等の入力手段により実現される。入力装置102は、超音波診断装置1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100に転送する。

【0013】

ディスプレイ103は、例えば、超音波診断装置1の操作者が入力装置102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100において生成された超音波画像データにより示される超音波画像等を表示したりする。ディスプレイ103は、液晶モニターやCRT(Cathode Ray Tube)モニター等によって実現される。

30

【0014】

装置本体100は、超音波プローブ101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。なお、超音波画像データは、画像データの一例である。装置本体100は、超音波プローブ101が受信した被検体Pの2次元領域に対応する反射波データに基づいて2次元の超音波画像データを生成可能である。また、装置本体100は、超音波プローブ101が受信した被検体Pの3次元領域に対応する反射波データに基づいて3次元の超音波画像データを生成可能である。図1に示すように、装置本体100は、送信回路110と、受信回路120と、Bモード処理回路130と、ドプラ処理回路140と、画像生成回路150と、画像メモリ160と、記憶回路170と、制御回路180と、フィルタ処理回路190とを有する。

40

【0015】

送信回路110は、超音波プローブ101から超音波を送信させる。送信回路110は、レートパルス発生回路と、送信遅延回路と、送信パルスとを有し、超音波プローブ101に駆動信号を供給する。送信回路110は、被検体P内の2次元領域を走査する場合、超音波プローブ101から2次元領域を走査するための超音波ビームを送信させる。また、送信回路110は、被検体P内の3次元領域を走査する場合、超音波プローブ101から3次元領域を走査するための超音波ビームを送信させる。

【0016】

50

レートパルス発生回路は、所定のレート周波数（PRF：Pulse Repetition Frequency）で、送信超音波（送信ビーム）を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。レートパルスが送信遅延回路を経由することで、異なる送信遅延時間を有した状態で送信パルスに電圧が印加される。例えば、送信遅延回路は、超音波プローブ101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圧電振動子ごとの送信遅延時間を、レートパルス発生回路により発生される各レートパルスに対して与える。送信パルスは、かかるレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ101に駆動信号（駆動パルス）を印加する。なお、送信遅延回路は、各レートパルスに与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの超音波の送信方向を任意に調整する。

【0017】

駆動パルスは、送信パルスからケーブルを介して超音波プローブ101内の圧電振動子まで伝達した後に、圧電振動子において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動によって発生した超音波は、生体内部に送信される。ここで、圧電振動子ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、集束されて、所定方向に伝搬していく。

【0018】

なお、送信回路110は、制御回路180による制御を受けて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有する。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信回路、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0019】

超音波プローブ101により送信された超音波の反射波は、超音波プローブ101内部の圧電振動子まで到達した後、圧電振動子において、機械的振動から電氣的信号（反射波信号）に変換され、受信回路120に入力される。受信回路120は、プリアンプと、A/D（Analog to Digital）変換器と、直交検波回路等を有し、超音波プローブ101が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成し、生成した反射波データをフィルタ処理回路190に出力する。受信回路120は、超音波プローブ101が受信した2次元の反射波信号から2次元の反射波データを生成する。また、受信回路120は、超音波プローブ101が受信した3次元の反射波信号から3次元の反射波データを生成する。反射波データは、受信信号の一例である。受信回路120は、受信部の一例である。

【0020】

プリアンプは、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン調整（ゲイン補正）を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換することでゲイン補正された反射波信号をデジタル信号に変換する。直交検波回路は、A/D変換された反射波信号をベースバンド帯域の同相信号（I信号、I：In-phase）と直交信号（Q信号、Q：Quadrature-phase）とに変換する。そして、直交検波回路は、I信号及びQ信号（IQ信号）を反射波データとしてフィルタ処理回路190に出力する。すなわち、反射波データは、位相情報を含む。

【0021】

ここで、本実施形態に係る受信回路120は、並列同時受信を実行可能である。並列同時受信は、送信された超音波（1回の送信超音波）の音場内に複数の受信走査線を設定し、各受信走査線上からの超音波信号（反射波信号）を略同時に受信することで、フレームレート（時間分解能）を向上させる技術である。すなわち、受信回路120は、超音波プローブ101による1回の超音波の送受信毎に、複数の受信走査線に対応する複数の反射波データを出力する。

【0022】

本実施形態では、受信回路120は、制御回路180による制御を受けて、1フレーム分の超音波画像データを得るために、並列同時受信を複数回行う。具体的には、本実施形態では、送信回路110が、1フレーム分の超音波画像データの走査範囲を網羅するように音場が異なる超音波を複数回送信し、受信回路120が、超音波が送信されるたびに並

10

20

30

40

50

列同時受信を行う。すなわち、本実施形態では、1フレーム分の超音波画像データの走査範囲が複数の領域に分割され、送信回路110が、超音波を領域毎に送信し、受信回路120が、超音波が送信されるたびに並列同時受信を行う。

【0023】

図2は、第1の実施形態において、1フレーム分の超音波画像データを得るために複数回行われる並列同時受信の一例を説明するための図である。なお、本実施形態では、1フレーム分の超音波画像データを得るために行われる並列同時受信の回数をM(Mは、2以上の整数)回とする。すなわち、送信回路110は、1フレーム分の超音波画像データを得るために、超音波をM回送信する。

【0024】

また、本実施形態では、受信回路120が、1回の送信超音波の音場内に8本の受信走査線を設定し、8本の受信走査線上からの反射波信号を略同時に受信することで、8つの反射波データを生成する場合について説明する。すなわち、1回の並列同時受信において受信回路120により生成される反射波データの数が「8」である場合を例に挙げて説明する。なお、1回の並列同時受信において受信回路120により生成される反射波データの数は、「8」に限られず、他の値であってもよい。

【0025】

図2において、符号「10__k(kは、1以上M以下の整数)」は、1フレーム分の超音波画像データを得る際に、送信回路110によりk回目に送信された超音波(k回目の送信超音波)を指す。また、符号「10__k__i(iは、1以上8以下の整数)」は、k回目の並列同時受信において受信回路120により生成されたi番目の反射波データを指す。

【0026】

k回目の並列同時受信において生成されたi番目の反射波データは、送信超音波10__kの音場内に設定されたi番目の受信走査線上からの反射波信号に基づいて受信回路120により生成される。このように、8個の反射波データ10__k__1~10__k__8は、超音波プローブ101から送信された送信超音波10__kに基づいて受信回路120により生成される。すなわち、8個の反射波データ10__k__1~10__k__8は、送信超音波10__kに基づく反射波データである。

【0027】

例えば、図2には、送信回路110が、n(nは、1以上(M-2)以下の整数)回目の超音波10__n、(n+1)回目の超音波10__(n+1)を送信した場合が示されている。図2に示すように、受信回路120は、1回の超音波10__nの送信に対して、8個の反射波データ10__n__1~10__n__8を生成し、8個の反射波データ10__n__1~10__n__8をフィルタ処理回路190に出力する。同様に、受信回路120は、1回の超音波10__(n+1)の送信に対して、8個の反射波データ10__(n+1)__1~10__(n+1)__8を生成し、8個の反射波データ10__(n+1)__1~10__(n+1)__8をフィルタ処理回路190に出力する。

【0028】

また、図2には、1回の超音波10__(n+2)(図示せず)の送信に対して、受信回路120が生成した反射波データ10__(n+2)__1も示されている。

【0029】

ここで、本実施形態における音場の位置関係について一般化して説明する。例えば、jを1以上(M-1)以下の整数とすると、j回目の送信超音波の音場と(j+1)回目の送信超音波の音場とが互いに隣り合う。換言すると、pを2以上(M-1)以下の整数とすると、p回目の送信超音波10__pの音場の一端側に、(p-1)回目の送信超音波10__(p-1)の音場が存在する。また、送信超音波10__pの音場の他端側に、(p+1)回目の送信超音波10__(p+1)の音場が存在する。なお、送信超音波10__pの音場の一端側とは、例えば、1回目の送信超音波10__1の音場が位置する側を指す。また、送信超音波10__pの音場の他端側とは、例えば、M回目の送信超音波10__Mの音

10

20

30

40

50

場が位置する側を指す。

【0030】

ここで、1フレーム分の超音波画像データを得る際に設定される(8×M)個の受信走査線の並び順について説明する。以下の説明では、k回目の送信超音波10__kの音場内に設定されるi番目の受信走査線を「50__k__i」で表す。すなわち、受信走査線50__k__iは、反射波データ10__k__iと対応する関係にある。

【0031】

本実施形態では、受信走査線50__1__1から、受信走査線50__M__8に向かって、1つの送信超音波10__kの音場内で、受信走査線50__k__1、受信走査線50__k__2、・・・、受信走査線50__k__7、受信走査線50__k__8の順で、受信走査線が等間隔で並んでいる。そして、送信超音波10__1の音場、送信超音波10__2の音場、・・・、送信超音波10__(M-1)の音場、送信超音波10__Mの音場が、この順で並んでいる。したがって、受信走査線50__k__8と受信走査線50__(k+1)__1とが隣り合い、受信走査線50__k__1と受信走査線50__(k-1)__8とが隣り合う。

10

【0032】

フィルタ処理回路190は、入力されたデータに対してフィルタ処理を行う。例えば、フィルタ処理回路190は、反射波データに対してフィルタ処理を行う。そして、フィルタ処理回路190は、フィルタ処理が施された反射波データをBモード処理回路130及びドブラ処理回路140に出力する。フィルタ処理回路190は、例えば、プロセッサにより実現される。フィルタ処理回路190は、フィルタ処理部の一例である。フィルタ処理回路190の詳細については後述する。

20

【0033】

Bモード処理回路130は、フィルタ処理回路190が出力した反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理及び対数圧縮等を行なって、サンプル点ごとの信号強度(振幅強度)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130は、生成したBモードデータを画像生成回路150に出力する。Bモード処理回路130は、例えば、プロセッサにより実現される。

【0034】

ドブラ処理回路140は、フィルタ処理回路190が出力した反射波データを周波数解析することで、ドブラ効果に基づく移動体(血流や組織、造影剤エコー成分等)の運動情報を抽出し、抽出した運動情報を示すデータ(ドブラデータ)を生成する。例えば、ドブラ処理回路140は、移動体の運動情報として、平均速度、分散及びパワー等を多点に渡り抽出し、抽出した移動体の運動情報を示すドブラデータを生成する。ドブラ処理回路140は、生成したドブラデータを画像生成回路150に出力する。

30

【0035】

具体的には、ドブラ処理回路140は、カラードブラ法を実行し、同一方向(同一走査線上)に対して複数回送信された超音波に基づく複数の反射波データから、ドブラ効果に基づく周波数解析を行なって、血流の運動情報を抽出する。同一方向に複数回超音波を送信することにより得られるデータの同一地点からの反射波信号のデータ列をパケットと呼ぶ。パケットサイズは、例えば、5から16程度である。

40

【0036】

そして、ドブラ処理回路140は、このパケットに対して組織からの信号(クラッタ信号とも呼ばれる)を抑圧するウォールフィルタを掛けて、血流からの信号(血流信号)を抽出する。そして、ドブラ処理回路140は、最新フレームの血流信号の反射波データ(IQ信号)と、最新フレームよりも1つ前のフレームの血流信号の反射波データとの複素共役をとることで自己相関値(自己相関係数)を算出する自己相関処理を実行する。例えば、ドブラ処理回路140は、自己相関値C0(ラグ0)及び自己相関値C1(ラグ1)を算出する。ドブラ処理回路140は、自己相関値を算出する自己相関処理を実行することにより、複数の血流信号(複素信号)を一つの複素信号にまとめる。そして、ドブラ処理回路140は、算出した自己相関値から、パワー、平均速度及び分散を算出する。例え

50

ば、ドブラ処理回路140は、2つの自己相関値ラグ0及びラグ1に基づいて、パワー、平均速度及び分散を算出する。そして、ドブラ処理回路140は、平均速度、分散及びパワーのうち少なくとも1つを示すドブラデータを出力する。ドブラ処理回路140は、例えば、プロセッサにより実現される。

【0037】

Bモード処理回路130及びドブラ処理回路140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。

【0038】

画像生成回路150は、Bモード処理回路130及びドブラ処理回路140が出力したデータから超音波画像データを生成する。画像生成回路150は、プロセッサにより実現される。ここで、画像生成回路150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。例えば、画像生成回路150は、超音波プローブ101による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成回路150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）等を行なう。また、画像生成回路150は、超音波画像データに、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。

10

【0039】

更に、画像生成回路150は、Bモード処理回路130により生成された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Bモード画像データを生成する。また、画像生成回路150は、ドブラ処理回路140により生成された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次元ドブラ画像データを生成する。すなわち、画像生成回路150は、「3次元のBモード画像データ及び3次元ドブラ画像データ」を「3次元超音波画像データ（ボリュームデータ）」として生成する。そして、画像生成回路150は、ボリュームデータをディスプレイ103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様々なレンダリング処理を行なう。画像生成回路150は、生成部の一例である。

20

【0040】

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、画像生成回路150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。

30

【0041】

画像メモリ160は、画像生成回路150により生成された各種の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ160は、Bモード処理回路130及びドブラ処理回路140により生成されたデータも記憶する。画像メモリ160が記憶するBモードデータやドブラデータは、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、画像生成回路150を経由して表示用の超音波画像データとなる。また、画像メモリ160は、受信回路120が出力した反射波データも記憶する。画像メモリ160に記憶される反射波データは、フィルタ処理回路190がフィルタ処理を行う際に用いられる。また、画像メモリ160は、フィルタ処理回路190が出力した、フィルタ処理が施された反射波データを記憶することも可能である。例えば、画像メモリ160は、RAM（Random Access Memory）、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク又は光ディスクによって実現される。

40

【0042】

記憶回路170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ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、記憶回路170は、必要に応じて、画像メモリ

50

160が記憶するデータの保管等にも使用される。例えば、記憶回路170は、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク又は光ディスクによって実現される。

【0043】

制御回路180は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御回路180は、入力装置102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170から読んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送信回路110、受信回路120、Bモード処理回路130、ドブラ処理回路140、画像生成回路150及びフィルタ処理回路190の処理を制御する。また、制御回路180は、画像メモリ160に記憶された表示用の超音波画像データにより示される超音波画像を表示するようにディスプレイ103を制御する。制御回路180は、例えば、プロセッサにより実現される。超音波画像は、画像の一例である。

10

【0044】

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、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、若しくは、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: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、又は、フィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。プロセッサは、記憶回路170に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路170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。更に、図1における複数の構成要素を1つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

20

【0045】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の全体構成について説明した。ここで、1フレーム分の超音波画像データを得るために、音場が異なる超音波を複数回送信し、並列同時受信を複数回行う場合について説明する。この場合には、超音波画像データにより示される超音波画像において、互いに隣り合う2つの超音波の音場の境界に対応する部分でスジ状のアーティファクトが発生してしまう場合がある。この場合、超音波画像の画質が劣化してしまう。そこで、本実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波画像の画質の劣化を抑制するために、以下で説明するように構成されている。

30

【0046】

図3は、第1の実施形態に係るフィルタ処理回路190の構成例を示すブロック図である。図3に示すように、フィルタ処理回路190は、特定機能190aと、重み決定機能190bと、重み付け加算機能190cとを備える。

【0047】

ここで、例えば、図3に示すフィルタ処理回路190の構成要素である特定機能190a、重み決定機能190b及び重み付け加算機能190cが実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶回路170に記憶されている。フィルタ処理回路190は、各プログラムを記憶回路170から読み出し、読みだした各プログラムを実行することで各プログラムに対応する機能を実現する。換言すると、各プログラムを読み出した状態のフィルタ処理回路190は、図3のフィルタ処理回路190内に示された各機能を有することとなる。

40

【0048】

なお、本実施形態においては、単一のフィルタ処理回路190にて、各処理機能が実現されるものとして説明するが、複数の独立したプロセッサを組み合わせる処理回路を構成し、各プロセッサがプログラムを実行することにより機能を実現するものとしても構わな

50

い。

【0049】

また、特定機能190a、重み決定機能190b、重み付け加算機能190c、Bモード処理回路130の機能、ドブラ処理回路140の機能、画像生成回路150の機能、及び、制御回路180の機能を実現させるためのプログラム（医用画像処理プログラム）を記憶回路170が記憶してもよい。そして、装置本体100が有する1つのプロセッサが医用画像処理プログラムを読み出し、読みだした医用画像処理プログラムを実行してもよい。

【0050】

図4及び図5は、第1の実施形態に係るフィルタ処理回路190が実行するフィルタ処理の一例を説明するための図である。フィルタ処理回路190は、全ての反射波データのうち、反射波データ10__1__1~10__1__4, 10__M__5~10__M__8以外の反射波データ（処理対象の反射波データ）に対してフィルタ処理を行う。具体的には、フィルタ処理回路190は、処理対象の反射波データに含まれるI信号及びQ信号のそれぞれに対してフィルタ処理を行う。

10

【0051】

処理対象の反射波データのうち、図4には、フィルタ処理回路190により4つの反射波データ10__n__5~10__n__8に対してフィルタ処理が行われる場合の一例が示されている。また、図5には、フィルタ処理回路190により4つの反射波データ10__(n+1)__1~10__(n+1)__4に対してフィルタ処理が行われる場合の一例が示されている。

20

【0052】

本実施形態では、フィルタ処理回路190は、フィルタ処理として、反射波データ10__k__iと、反射波データ10__k__iに対応する特定の反射波データとを重み付け加算する重み付け加算処理を行うことにより、1つの合成データ11__k__iを生成する。そして、フィルタ処理回路190は、フィルタ処理が施された反射波データ10__k__iとして、合成データ11__k__iをBモード処理回路130及びドブラ処理回路140に出力する。

【0053】

まず、第1の実施形態に係る特定機能190aについて説明する。特定機能190aは、反射波データ10__k__iと合成される反射波データを特定する。例えば、特定機能190aは、反射波データ10__k__iと合成される反射波データとして、k回目の送信超音波以外の他の送信超音波に基づく複数の反射波データのうち、受信走査線の並び順で、反射波データ10__k__iに最も近い反射波データを特定する。

30

【0054】

より具体的には、sを1以上7以下の整数とすると、特定機能190aは、反射波データ10__s__5~10__s__8のそれぞれと合成される反射波データとして、反射波データ10__(s+1)__1を特定する。これは、反射波データ10__s__5~10__s__8のそれぞれに対応する受信走査線50__s__5~50__s__8（図示せず）のそれぞれに対して、受信走査線の並び順で、受信走査線50__(s+1)__1（図示せず）が最も近いからである。具体的には、反射波データ10__s__5~10__s__8のそれぞれに対して、受信走査線の並び順で、s回目の送信超音波10__s__以外の他の送信超音波の音場内に設定された複数の受信走査線のうち、反射波データ10__(s+1)__1に対応する受信走査線50__(s+1)__1（図示せず）が最も近いからである。

40

【0055】

なお、特定機能190aは、反射波データ10__s__5~10__s__8のそれぞれに最も近い反射波データを特定する際に、受信走査線50__s__5~50__s__8のそれぞれと、s回目の送信超音波10__s__以外の他の送信超音波の音場内に設定された全ての受信走査線との距離を計算しなくてもよい。例えば、特定機能190aは、送信超音波10__s__の音場に音場が隣り合う2つの送信超音波10__(s-1), 10__(s+1)のうち

50

、受信走査線 $50_s_5 \sim 50_s_8$ に近い送信超音波 $10_ (s+1)$ を特定する。そして、特定機能 $190a$ は、受信走査線 $50_s_5 \sim 50_s_8$ のそれぞれと、送信超音波 $10_ (s+1)$ の音場内に設定された受信走査線 $50_ (s+1)_1 \sim 50_ (s+1)_8$ のそれぞれとの距離を計算することで、反射波データを特定してもよい。

【0056】

例えば、図4に示す場合には、特定機能 $190a$ は、反射波データ $10_n_5 \sim 10_n_8$ のそれぞれと合成される反射波データとして、反射波データ $10_ (n+1)_1$ を特定する。

【0057】

また、 r を2以上8以下の整数とすると、特定機能 $190a$ は、反射波データ $10_r_1 \sim 10_r_4$ と合成される反射波データとして、反射波データ $10_ (r-1)_8$ を特定する。これは、反射波データ $10_r_1 \sim 10_r_4$ のそれぞれに対応する受信走査線 $50_r_1 \sim 50_r_4$ (図示せず) のそれぞれに対して、受信走査線の並び順で、受信走査線 $50_ (r-1)_8$ (図示せず) が最も近いからである。具体的には、受信走査線 $50_r_1 \sim 50_r_4$ (図示せず) のそれぞれに対して、 r 回目の送信超音波 10_r 以外の他の送信超音波の音場内に設定された複数の受信走査線のうち、反射波データ $10_ (r-1)_8$ に対応する受信走査線 $50_ (r-1)_8$ が最も近いからである。

【0058】

なお、特定機能 $190a$ は、反射波データ $10_r_1 \sim 10_r_4$ のそれぞれに最も近い反射波データを特定する際に、受信走査線 $50_r_1 \sim 50_r_4$ のそれぞれと、 r 回目の送信超音波 10_r 以外の他の送信超音波の音場内に設定された全ての受信走査線との距離を計算しなくてもよい。例えば、特定機能 $190a$ は、送信超音波 10_r の音場に音場が隣り合う2つの送信超音波 $10_ (r-1)$, $10_ (r+1)$ のうち、受信走査線 $50_r_1 \sim 50_r_4$ に近い送信超音波 $10_ (r-1)$ を特定する。そして、特定機能 $190a$ は、受信走査線 $50_r_1 \sim 50_r_8$ のそれぞれと、送信超音波 $10_ (r-1)$ の音場内に設定された受信走査線 $50_ (r-1)_1 \sim 50_ (r-1)_8$ のそれぞれとの距離を計算することで、反射波データを特定してもよい。

【0059】

例えば、図5に示す場合には、特定機能 $190a$ は、反射波データ $10_ (n+1)_1 \sim 10_ (n+1)_4$ のそれぞれと合成される反射波データとして、反射波データ $10_ (n-1)_8$ を特定する。

【0060】

なお、特定機能 $190a$ により特定された反射波データは、特定の反射波データの一例である。

【0061】

次に、重み決定機能 $190b$ について説明する。重み決定機能 $190b$ は、重み付け加算に用いられる重み w_1 及び重み w_2 を決定する。重み w_1 は、フィルタ処理が行われる反射波データ 10_k_i に対する重みである。重み w_2 は、特定機能 $190a$ により特定された特定の反射波データに対する重みである。重み w_1 と重み w_2 との和 ($w_1 + w_2$) は、「1」となる。

【0062】

重み決定機能 $190b$ は、フィルタ処理が行われる反射波データ 10_k_i 毎に、反射波データ 10_k_i と、特定の反射波データとの間の距離に応じて、重み w_1 及び重み w_2 を決定する。ここでいう距離は、受信走査線の並び順で求められる。例えば、重み決定機能 $190b$ は、並び順が近いほど距離が近くなると判断する。そして、重み決定機能 $190b$ は、距離が近くなるほど重み w_1 が小さくなるように重み w_1 及び重み w_2 を決定する。

10

20

30

40

50

【0063】

例えば、図4に示す場合、重み決定機能190bは、反射波データ10__n__8に対する重みw1として「0.6」を決定し、反射波データ10__(n+1)__1に対する重みw2として「0.4」を決定する。また、重み決定機能190bは、反射波データ10__n__7に対する重みw1として「0.7」を決定し、反射波データ10__(n+1)__1に対する重みw2として「0.3」を決定する。このように、反射波データ10__n__7に対する重みw1よりも、反射波データ10__n__8に対する重みw1のほうが小さいのは、次の理由による。すなわち、受信走査線の並び順において、反射波データ10__n__7に対応する受信走査線50__n__7(図示せず)よりも、反射波データ10__n__8に対応する受信走査線50__n__8(図示せず)のほうが、特定の反射波データ10__(n+1)__1に対応する受信走査線50__(n+1)__1(図示せず)に近いからである。

10

【0064】

同様の理由で、重み決定機能190bは、反射波データ10__n__6に対する重みw1として「0.85」を決定し、反射波データ10__(n+1)__1に対する重みw2として「0.15」を決定する。また、重み決定機能190bは、反射波データ10__n__5に対する重みw1として「1.0」を決定し、反射波データ10__(n+1)__1に対する重みw2として「0」を決定する。

【0065】

また、図5に示す場合、重み決定機能190bは、同様に、反射波データ10__(n+1)__1に対する重みw1として「0.6」を決定し、反射波データ10__n__8に対する重みw2として「0.4」を決定する。また、重み決定機能190bは、反射波データ10__(n+1)__2に対する重みw1として「0.7」を決定し、反射波データ10__n__8に対する重みw2として「0.3」を決定する。

20

【0066】

また、重み決定機能190bは、反射波データ10__(n+1)__3に対する重みw1として「0.85」を決定し、反射波データ10__n__8に対する重みw2として「0.15」を決定する。また、重み決定機能190bは、反射波データ10__(n+1)__4に対する重みw1として「1.0」を決定し、反射波データ10__n__8に対する重みw2として「0」を決定する。

30

【0067】

次に、重み付け加算機能190cについて説明する。重み付け加算機能190cは、処理対象の反射波データ10__k__i毎に、重み決定機能190bにより決定された重みw1及び重みw2を用いて、反射波データ10__k__iと、反射波データ10__k__iに対応する特定の反射波データとを重み付け加算する。具体的には、重み付け加算機能190cは、以下の式(1)に示すように、反射波データ10__k__iと、特定機能190aにより特定された反射波データとを重み付け加算することにより、合成データ11__k__iを生成する。

【0068】

$$\text{合成データ } 11_k_i = \text{反射波データ } 10_k_i \times w1 + \text{特定された反射波データ} \times w2 \quad (1)$$

40

【0069】

例えば、図4に示す場合、重み付け加算機能190cは、反射波データ10__n__8に重み「0.6」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10__(n+1)__1に重み「0.4」を掛けることにより得られるデータとを合成(加算)することにより、合成データ11__n__8を生成する。

【0070】

また、重み付け加算機能190cは、反射波データ10__n__7に重み「0.7」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10__(n+1)__1に重み「0.3」を掛けることにより得られるデータとを合成することにより、合成データ11__n__7を生成する。また、重み付け加算機能190cは、反射波データ10__n__6に重み「0.

50

85」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10__ (n+1) __ 1に重み「0.15」を掛けることにより得られるデータとを合成することにより、合成データ11__ n __ 6を生成する。

【0071】

また、重み付け加算機能190cは、反射波データ10__ n __ 5に重み「1.0」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10__ (n+1) __ 1に重み「0」を掛けることにより得られるデータとを合成することにより、合成データ11__ n __ 5を生成する。すなわち、重み付け加算機能190cは、反射波データ10__ n __ 5を合成データ11__ n __ 5とする。

【0072】

また、図5に示す場合、重み付け加算機能190cは、反射波データ10__ (n+1) __ 1に重み「0.6」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10__ n __ 8に重み「0.4」を掛けることにより得られるデータとを合成することにより、合成データ11__ (n+1) __ 1を生成する。

【0073】

また、重み付け加算機能190cは、反射波データ10__ (n+1) __ 2に重み「0.7」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10__ n __ 8に重み「0.3」を掛けることにより得られるデータとを合成することにより、合成データ11__ (n+1) __ 2を生成する。また、重み付け加算機能190cは、反射波データ10__ (n+1) __ 3に重み「0.85」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10__ n __ 8に重み「0.15」を掛けることにより得られるデータとを合成することにより、合成データ11__ (n+1) __ 3を生成する。

【0074】

また、重み付け加算機能190cは、反射波データ10__ (n+1) __ 4に重み「1.0」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10__ n __ 8に重み「0」を掛けることにより得られるデータとを合成することにより、合成データ11__ (n+1) __ 4を生成する。すなわち、重み付け加算機能190cは、反射波データ10__ (n+1) __ 4を合成データ11__ (n+1) __ 4とする。

【0075】

フィルタ処理回路190は、上述したフィルタ処理を全ての処理対象の反射波データに対して行う。ここで、上述したようにpを2以上(M-1)以下の整数とすると、受信回路120及びフィルタ処理回路190により実行される処理は、以下のように一般化される。

【0076】

まず、複数の反射波データ10__ p __ 1 ~ 10__ p __ 8に対してフィルタ処理が行われる場合について説明する。この場合、例えば、受信回路120は、送信超音波10__ p の送受信により、複数の受信走査線50__ p __ 1 ~ 50__ p __ 8 (図示せず)に対応する複数の反射波データ10__ p __ 1 ~ 10__ p __ 8を出力する。また、受信回路120は、送信超音波10__ (p-1) の送受信により、複数の受信走査線50__ (p-1) __ 1 ~ 50__ (p-1) __ 8 (図示せず)に対応する複数の反射波データ10__ (p-1) __ 1 ~ 10__ (p-1) __ 8を出力する。また、受信回路120は、送信超音波10__ (p+1) の送受信により、複数の受信走査線50__ (p+1) __ 1 ~ 50__ (p+1) __ 8 (図示せず)に対応する複数の反射波データ10__ (p+1) __ 1 ~ 10__ (p+1) __ 8を出力する。

【0077】

そして、フィルタ処理回路190は、複数の反射波データ10__ p __ 1 ~ 10__ p __ 8のそれぞれに対して、特定の反射波データ10__ (p-1) __ 8又は特定の反射波データ10__ (p+1) __ 1を用いて、フィルタ処理を行う。

【0078】

具体的には、まず、フィルタ処理回路190は、反射波データ10__ p __ 1 ~ 10__ p

10

20

30

40

50

__ 4 のそれぞれに合成される反射波データを、次のようにして特定する。例えば、フィルタ処理回路 190 の特定機能 190 a は、複数の受信走査線 50 __ (p - 1) __ 1 ~ 50 __ (p - 1) __ 8 (図示せず) のうち、反射波データ 10 __ p __ 1 ~ 10 __ p __ 4 のそれぞれに対応する受信走査線 50 __ p __ 1 ~ 50 __ p __ 4 のそれぞれに最も近い受信走査線 50 __ (p - 1) __ 8 を特定する。そして、フィルタ処理回路 190 は、特定した受信走査線 50 __ (p - 1) __ 8 に対応する反射波データ 10 __ (p - 1) __ 8 を特定する。そして、フィルタ処理回路 190 は、複数の反射波データ 10 __ p __ 1 ~ 10 __ p __ 4 のそれぞれに対して、特定の反射波データ 10 __ (p - 1) __ 8 を用いて、フィルタ処理を行う。

【 0 0 7 9 】

また、フィルタ処理回路 190 は、反射波データ 10 __ p __ 5 ~ 10 __ p __ 8 のそれぞれに合成する反射波データを、次のようにして特定する。例えば、フィルタ処理回路 190 は、複数の受信走査線 50 __ (p + 1) __ 1 ~ 50 __ (p + 1) __ 8 (図示せず) のうち、反射波データ 10 __ p __ 5 ~ 10 __ p __ 8 のそれぞれに対応する受信走査線 50 __ p __ 5 ~ 50 __ p __ 8 のそれぞれに最も近い受信走査線 50 __ (p + 1) __ 1 を特定する。そして、フィルタ処理回路 190 は、特定した受信走査線 50 __ (p + 1) __ 1 に対応する反射波データ 10 __ (p + 1) __ 1 を特定する。そして、フィルタ処理回路 190 は、複数の反射波データ 10 __ p __ 5 ~ 10 __ p __ 8 のそれぞれに対して、特定の反射波データ 10 __ (p + 1) __ 1 を用いて、フィルタ処理を行う。

【 0 0 8 0 】

ここで、送信超音波 10 __ p は、第 1 の超音波の一例である。また、送信超音波 10 __ (p - 1) 及び送信超音波 10 __ (p + 1) は、第 2 の超音波の一例である。また、複数の反射波データ 10 __ p __ 1 ~ 10 __ p __ 8 のそれぞれは、第 1 の受信信号の一例である。また、複数の反射波データ 10 __ (p - 1) __ 1 ~ 10 __ (p - 1) __ 8 , 10 __ (p + 1) __ 1 ~ 10 __ (p + 1) __ 8 のそれぞれは、第 2 の受信信号の一例である。また、複数の受信走査線 50 __ p __ i (図示せず) のそれぞれは、第 1 の受信走査線の一例である。また、複数の受信走査線 50 __ (p - 1) __ 1 ~ 50 __ (p - 1) __ 8 , 50 __ (p + 1) __ 1 ~ 50 __ (p + 1) __ 8 のそれぞれは、第 2 の受信走査線の一例である。

【 0 0 8 1 】

次に、複数の反射波データ 10 __ 1 __ 5 ~ 10 __ 1 __ 8 に対してフィルタ処理が行われる場合について説明する。この場合、受信回路 120 は、1 回目の送信超音波 10 __ 1 の送受信により、複数の受信走査線 50 __ 1 __ 5 ~ 50 __ 1 __ 8 (図示せず) に対応する複数の反射波データ 10 __ 1 __ 5 ~ 10 __ 1 __ 8 を出力する。また、受信回路 120 は、2 回目の送信超音波 10 __ 2 の送受信により、複数の受信走査線 50 __ 2 __ 1 ~ 50 __ 2 __ 8 (図示せず) に対応する複数の反射波データ 10 __ 2 __ 1 ~ 10 __ 2 __ 8 を出力する。

【 0 0 8 2 】

そして、フィルタ処理回路 190 は、反射波データ 10 __ 1 __ 5 ~ 10 __ 1 __ 8 のそれぞれに合成される反射波データを、次のようにして特定する。例えば、フィルタ処理回路 190 は、複数の受信走査線 50 __ 2 __ 1 ~ 50 __ 2 __ 8 (図示せず) のうち、反射波データ 10 __ 1 __ 5 ~ 10 __ 1 __ 8 のそれぞれに対応する受信走査線 50 __ 1 __ 5 ~ 50 __ 1 __ 8 のそれぞれに最も近い受信走査線 50 __ 2 __ 1 を特定する。そして、フィルタ処理回路 190 は、特定した受信走査線 50 __ 2 __ 1 に対応する反射波データ 10 __ 2 __ 1 を特定する。そして、フィルタ処理回路 190 は、反射波データ 10 __ 1 __ 5 ~ 10 __ 1 __ 8 のそれぞれに対して、特定の反射波データ 10 __ 2 __ 1 を用いて、フィルタ処理を行う。

【 0 0 8 3 】

ここで、送信超音波 10 __ 1 は、第 1 の超音波の一例である。また、送信超音波 10 __ 2 は、第 2 の超音波の一例である。また、複数の反射波データ 10 __ 1 __ 5 ~ 10 __ 1 __ 8 のそれぞれは、第 1 の受信信号の一例である。また、複数の反射波データ 10 __ 2 __ 1 ~ 10 __ 2 __ 8 のそれぞれは、第 2 の受信信号の一例である。また、複数の受信走査線 5

10

20

30

40

50

0__1__5 ~ 5 0__1__8のそれぞれは、第1の受信走査線の一例である。また、複数の受信走査線5 0__2__1 ~ 5 0__2__8のそれぞれは、第2の受信走査線の一例である。

【0084】

次に、複数の反射波データ1 0__M__1 ~ 1 0__M__4に対してフィルタ処理が行われる場合について説明する。受信回路1 2 0は、(M - 1)回目の送信超音波1 0__(M - 1)の送受信により、複数の受信走査線5 0__(M - 1)__1 ~ 5 0__(M - 1)__8(図示せず)に対応する複数の反射波データ1 0__(M - 1)__1 ~ 1 0__(M - 1)__8を出力する。また、受信回路1 2 0は、M回目の送信超音波1 0__Mの送受信により、複数の受信走査線5 0__M__1 ~ 5 0__M__4(図示せず)に対応する複数の反射波データ1 0__M__1 ~ 1 0__M__4を出力する。

10

【0085】

そして、フィルタ処理回路1 9 0は、反射波データ1 0__M__1 ~ 1 0__M__4のそれぞれに合成される反射波データを、次のようにして特定する。例えば、フィルタ処理回路1 9 0は、複数の受信走査線5 0__(M - 1)__1 ~ 5 0__(M - 1)__8(図示せず)のうち、反射波データ1 0__M__1 ~ 1 0__M__4のそれぞれに対応する受信走査線5 0__M__1 ~ 5 0__M__4のそれぞれに最も近い受信走査線5 0__(M - 1)__8を特定する。そして、フィルタ処理回路1 9 0は、特定した受信走査線5 0__(M - 1)__8に対応する反射波データ1 0__(M - 1)__8を特定する。そして、フィルタ処理回路1 9 0は、複数の反射波データ1 0__M__1 ~ 1 0__M__4のそれぞれに対して、特定の反射波データ1 0__(M - 1)__8を用いて、フィルタ処理を行う。

20

【0086】

ここで、送信超音波1 0__Mは、第1の超音波の一例である。また、送信超音波1 0__(M - 1)は、第2の超音波の一例である。また、複数の反射波データ1 0__M__1 ~ 1 0__M__4は、第1の受信信号の一例である。また、複数の反射波データ1 0__(M - 1)__1 ~ 1 0__(M - 1)__8のそれぞれは、第2の受信信号の一例である。また、複数の受信走査線5 0__M__1 ~ 5 0__M__4のそれぞれは、第1の受信走査線の一例である。また、複数の受信走査線5 0__(M - 1)__1 ~ 5 0__(M - 1)__8のそれぞれは、第2の受信走査線の一例である。

【0087】

なお、フィルタ処理回路1 9 0は、1回目の送信超音波1 0__1に基づく複数の反射波データ1 0__1__1 ~ 1 0__1__4のそれぞれに対してフィルタ処理を行わない。同様に、フィルタ処理回路1 9 0は、M回目の送信超音波1 0__Mに基づく複数の反射波データ1 0__M__5 ~ 1 0__M__8のそれぞれに対してフィルタ処理を行わない。

30

【0088】

図6は、フィルタ処理回路1 9 0に入力される人為的に作成された反射波データの信号強度(信号強度)を示すグラフである。図7は、図6のグラフにより示される反射波データに対してフィルタ処理回路1 9 0によりフィルタ処理が行われた結果の一例を示すグラフである。図8は、図6のグラフによって示される40個の反射波データから生成された超音波画像データが示す超音波画像20の一例を示す図である。図9は、図7のグラフによって示されるフィルタ処理が行われた40個の反射波データから生成された超音波画像データが示す超音波画像21の一例を示す図である。図6のグラフによって示される反射波データは、1フレーム分の超音波画像データを得るために行われる並列同時受信の回数が「5」であり、1回の並列同時受信において受信回路1 2 0により生成される反射波データの数が「8」である場合のデータである。したがって、反射波データの数は、「40(8 x 5)」となる。

40

【0089】

図6のグラフは、段階関数(ステップ関数)で表される。図6のグラフでは、横軸は、各反射波データに対応する受信走査線の並び順を示し、縦軸は、各反射波データの信号強度を示す。以下の説明では、並び順がe(eは、1以上40以下の整数)番目の受信走査線に対応する反射波データを、「反射波データe」と表記する場合がある。

50

【0090】

図6のグラフにより示されるように、1回目の送信超音波に基づく反射波データ1～8の信号強度は、「1」を中心に最大 ± 0.2 のランダムノイズが付与されている。同様に、2回目の送信超音波に基づく反射波データ9～16の信号強度は、「2」を中心に最大 ± 0.2 のランダムノイズが付与されている。3回目の送信超音波に基づく反射波データ17～24の信号強度は、「3」を中心に最大 ± 0.2 のランダムノイズが付与されている。4回目の送信超音波に基づく反射波データ25～32の信号強度は、「4」を中心に最大 ± 0.2 のランダムノイズが付与されている。5回目の送信超音波に基づく反射波データ33～40の信号強度は、「1」を中心に最大 ± 0.2 のランダムノイズが付与されている。

10

【0091】

図6のグラフでは、例えば、反射波データ8と反射波データ9、反射波データ16と反射波データ17、反射波データ24と反射波データ25、及び、反射波データ32と反射波データ33では、信号強度の差が大きい。このように、音場が隣り合う2つの送信超音波において、一方の送信超音波に基づく反射波データの信号強度と、他方の送信超音波に基づく反射波データの信号強度とが、2つの送信超音波の音場の境界で大きく異なる。このため、図8に示すように、図6のグラフによって示される40個の反射波データから生成された超音波画像データが示す超音波画像20では、隣り合う2つの超音波の音場の境界に対応する部分でスジ状のアーティファクトが発生してしまう場合がある。

【0092】

フィルタ処理回路190により、図6のグラフにより示される反射波データに対してフィルタ処理が行われた結果の一例が、図7に示されている。図7のグラフにおいて、横軸は、フィルタ処理が行われた各反射波データに対応する受信走査線の並び順を示し、縦軸は、フィルタ処理が行われた各反射波データの信号強度を示す。図7のグラフでは、図6のグラフと比較すると、隣接する2つの受信走査線に対応する2つの反射波データの信号強度の差が小さい。したがって、図9に示すように、図7のグラフによって示されるフィルタ処理が行われた40個の反射波データから生成された超音波画像21は、スジ状のアーティファクトの発生が抑制された画像となる。なお、超音波画像21は、画像の一例である。

20

【0093】

第1の実施形態に係る超音波診断装置1によれば、超音波画像におけるスジ状のアーティファクトの発生を抑制することができる。これゆえ、第1の実施形態に係る超音波診断装置1によれば、超音波画像の画質の劣化を抑制することができる。

30

【0094】

図10は、第1の実施形態に係るフィルタ処理回路190が実行するフィルタ処理の流れの一例を示すフローチャートである。図10に示すフィルタ処理は、例えば、超音波診断装置1が、1フレーム分の超音波画像データを得るために複数回の並列同時受信を行う場合に、フィルタ処理回路190の各機能190a～190cにより実行される。

【0095】

図10に示すように、特定機能190aは、変数kに「1」を設定する(ステップS101)。そして、特定機能190aは、変数iに「1」を設定する(ステップS102)。そして、特定機能190aは、変数iの値が5以上であるか否かを判定する(ステップS103)。

40

【0096】

変数iの値が「5」未満である場合(ステップS103:No)には、特定機能190aは、変数kの値が「2」以上であるか否かを判定する(ステップS104)。変数kの値が「2」未満である場合(ステップS104:No)には、特定機能190aは、反射波データ10__k__iを画像メモリ160に格納し(ステップS105)、ステップS110に進む。

【0097】

50

変数 k の値が「2」以上である場合（ステップ S 1 0 4 : Y e s ）には、特定機能 1 9 0 a は、反射波データ 1 0 _ k _ i と合成される反射波データ 1 0 _ (k - 1) _ 8 を特定する（ステップ S 1 0 6 ）。

【 0 0 9 8 】

そして、重み決定機能 1 9 0 b は、重み w_1 及び重み w_2 を決定する（ステップ S 1 0 7 ）。そして、重み付け加算機能 1 9 0 c は、重み w_1 及び重み w_2 を用いて、反射波データ 1 0 _ k _ i と反射波データ 1 0 _ (k - 1) _ 8 とを重み付け加算することにより、合成データ 1 1 _ k _ i を生成する（ステップ S 1 0 8 ）。そして、重み付け加算機能 1 9 0 c は、合成データ 1 1 _ k _ i を画像メモリ 1 6 0 に格納する（ステップ S 1 0 9 ）。そして、特定機能 1 9 0 a は、変数 i の値を 1 つインクリメントし（ステップ S 1 1 0 ）、ステップ S 1 0 3 に戻る。

10

【 0 0 9 9 】

変数 i の値が「5」以上である場合（ステップ S 1 0 3 : Y e s ）には、特定機能 1 9 0 a は、変数 k の値が「M」であるか否かを判定する（ステップ S 1 1 1 ）。変数 k の値が「M」でない場合（ステップ S 1 1 1 : N o ）には、特定機能 1 9 0 a は、反射波データ 1 0 _ k _ i と合成される反射波データ 1 0 _ (k + 1) _ 1 を特定する（ステップ S 1 1 2 ）。

【 0 1 0 0 】

そして、重み決定機能 1 9 0 b は、重み w_1 及び重み w_2 を決定する（ステップ S 1 1 3 ）。そして、重み付け加算機能 1 9 0 c は、重み w_1 及び重み w_2 を用いて、反射波データ 1 0 _ k _ i と反射波データ 1 0 _ (k + 1) _ 1 とを重み付け加算することにより、合成データ 1 1 _ k _ i を生成する（ステップ S 1 1 4 ）。そして、重み付け加算機能 1 9 0 c は、合成データ 1 1 _ k _ i を画像メモリ 1 6 0 に格納する（ステップ S 1 1 5 ）。そして、特定機能 1 9 0 a は、変数 i の値が、「8」であるか否かを判定する（ステップ S 1 1 6 ）。

20

【 0 1 0 1 】

変数 i の値が「8」でない場合（ステップ S 1 1 6 : N o ）には、特定機能 1 9 0 a は、変数 i の値を 1 つインクリメントし（ステップ S 1 1 7 ）、ステップ S 1 1 2 に戻る。

【 0 1 0 2 】

一方、変数 i の値が「8」である場合（ステップ S 1 1 6 : Y e s ）には、特定機能 1 9 0 a は、変数 k の値を 1 つインクリメントする（ステップ S 1 1 8 ）。そして、特定機能 1 9 0 a は、変数 i に「1」を設定し（ステップ S 1 1 9 ）、ステップ S 1 0 3 に戻る。

30

【 0 1 0 3 】

変数 k の値が「M」である場合（ステップ S 1 1 1 : Y e s ）、特定機能 1 9 0 a は、反射波データ 1 0 _ k _ i を画像メモリ 1 6 0 に格納する（ステップ S 1 2 0 ）。そして、特定機能 1 9 0 a は、変数 i の値が「8」であるか否かを判定する（ステップ S 1 2 1 ）。変数 i の値が「8」でない場合（ステップ S 1 2 1 : N o ）、特定機能 1 9 0 a は、変数 i の値を 1 つインクリメントし（ステップ S 1 2 2 ）、ステップ S 1 2 0 に戻る。

【 0 1 0 4 】

変数 i の値が「8」である場合（ステップ S 1 2 1 : Y e s ）、特定機能 1 9 0 a は、フィルタ処理を終了する。

40

【 0 1 0 5 】

図 1 0 に示すステップ S 1 0 1 ~ S 1 0 6 , S 1 1 0 ~ S 1 1 2 , S 1 1 6 ~ S 1 2 2 は、特定機能 1 9 0 a に対応するステップである。ステップ S 1 0 1 ~ S 1 0 6 , S 1 1 0 ~ S 1 1 2 , S 1 1 6 ~ S 1 2 2 は、フィルタ処理回路 1 9 0 が記憶回路 1 7 0 から特定機能 1 9 0 a に対応するプログラムを呼び出し実行することにより、特定機能 1 9 0 a が実現されるステップである。

【 0 1 0 6 】

ステップ S 1 0 7 , S 1 1 3 は、重み決定機能 1 9 0 b に対応するステップである。ス

50

ステップ S 1 0 7 , S 1 1 3 は、フィルタ処理回路 1 9 0 が記憶回路 1 7 0 から重み決定機能 1 9 0 b に対応するプログラムを呼び出し実行することにより、重み決定機能 1 9 0 b が実現されるステップである。

【 0 1 0 7 】

ステップ S 1 0 8 , S 1 0 9 , S 1 1 4 , S 1 1 5 は、重み付け加算機能 1 9 0 c に対応するステップである。ステップ S 1 0 8 , S 1 0 9 , S 1 1 4 , S 1 1 5 は、フィルタ処理回路 1 9 0 が記憶回路 1 7 0 から重み付け加算機能 1 9 0 c に対応するプログラムを呼び出し実行することにより、重み付け加算機能 1 9 0 c が実現されるステップである。

【 0 1 0 8 】

ここで、フィルタ処理のステップ S 1 0 5 , S 1 0 9 , S 1 1 5 , S 1 2 0 で画像メモリ 1 6 0 に格納された合計 (8 × M) 個の反射波データ及び合成データは、フィルタ処理回路 1 9 0 から、Bモード処理回路 1 3 0 又はドブラ処理回路 1 4 0 を経由して画像生成回路 1 5 0 に入力される。そして、画像生成回路 1 5 0 は、Bモード処理回路 1 3 0 又はドブラ処理回路 1 4 0 を経由した合計 (8 × M) 個の反射波データ及び合成データに基づいて、1フレーム分の超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成回路 1 5 0 は、フィルタ処理が行われた複数の反射波データに基づいて、超音波画像データを生成する。

10

【 0 1 0 9 】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 について説明した。第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、上述したように、超音波画像の画質の劣化を抑制することができる。

20

【 0 1 1 0 】

(第 1 の実施形態の第 1 の変形例及び第 2 の変形例)

なお、上述した第 1 の実施形態では、フィルタ処理回路 1 9 0 が、反射波データ 1 0 _ k _ i に対してフィルタ処理を行う場合について説明した。しかしながら、フィルタ処理回路 1 9 0 は、他の種類のデータに対しても同様にフィルタ処理を行ってもよい。そこで、フィルタ処理回路 1 9 0 が、他の種類のデータに対しても同様にフィルタ処理を行う場合の 2 つの変形例を、第 1 の実施形態の第 1 の変形例及び第 2 の変形例として説明する。

【 0 1 1 1 】

図 1 1 は、第 1 の実施形態の第 1 の変形例に係る超音波診断装置 1 a の構成例を示すブロック図である。第 1 の実施形態と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

30

【 0 1 1 2 】

図 1 1 に示すように、第 1 の変形例に係る超音波診断装置 1 a が、第 1 の実施形態に係る装置本体 1 0 0 に代えて第 1 の変形例に係る装置本体 1 0 0 a を有する。装置本体 1 0 0 a において、フィルタ処理回路 1 9 0 は、Bモード処理回路 1 3 0 及びドブラ処理回路 1 4 0 と、画像生成回路 1 5 0 との間に設けられる。

【 0 1 1 3 】

第 1 の変形例に係るフィルタ処理回路 1 9 0 は、Bモード処理回路 1 3 0 から出力された Bモードデータに対して、第 1 の実施形態と同様に、フィルタ処理を行う。また、フィルタ処理回路 1 9 0 は、ドブラ処理回路 1 4 0 から出力された、移動体の速度値、パワー値及び分散値の少なくとも 1 つを示すドブラデータに対して、第 1 の実施形態と同様に、フィルタ処理を行う。そして、フィルタ処理回路 1 9 0 は、フィルタ処理された Bモードデータ及びフィルタ処理されたドブラデータを画像生成回路 1 5 0 に出力する。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、受信信号の一例である。

40

【 0 1 1 4 】

また、Bモードデータは、包絡線検波処理が行われた反射波データに対して対数圧縮されたデータである。一般的に、ある対数に他の対数を加算する場合には、これらの対数における 2 つの真数の乗算となる。そのため、フィルタ処理において、このような対数圧縮されたデータを重み付け加算することは、重み付け乗算とも称される。

【 0 1 1 5 】

50

図12は、第1の実施形態の第2の変形例に係る超音波診断装置1bの構成例を示すブロック図である。第1の実施形態と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0116】

図12に示すように、第2の変形例に係る超音波診断装置1bは、第1の実施形態に係る装置本体100に代えて第2の変形例に係る装置本体100bを有する。装置本体100bにおいて、ドブラ処理回路140は、第1の実施形態に係るドブラ処理回路140の機能に加えて、第1の実施形態に係るフィルタ処理回路190のフィルタ処理機能と同様のフィルタ処理機能140aを有する。ドブラ処理回路140は、フィルタ処理機能140aに対応するプログラムを記憶回路170から読み出し、読み出したプログラムを実行することにより、フィルタ処理機能140aを実現する。

10

【0117】

第2の変形例では、フィルタ処理機能140aは、移動体の速度、パワー及び分散の少なくとも1つを示すドブラデータ、又は、自己相関処理後のデータである自己相関値（反射波データに対して自己相関処理が施されたデータ）に対して、第1の実施形態に係るフィルタ処理と同様のフィルタ処理を行う。なお、反射波データに対して自己相関処理が施されたデータは、受信信号の一例である。上述したドブラ処理回路140のように、同一方向（同一走査線上）に複数回超音波を送受信するため、送信走査線が移動する際の時間的なずれが大きく、かつ、1回の送信超音波による1回の並列同時受信内での受信信号の位相差よりも、音場が隣り合う2つの送信超音波による2回の並列同時受信間での受信信号の位相差が相対的に大きくなる場合に、第2の変形例によるフィルタ処理は好適である。

20

【0118】

（第1の実施形態の第3の変形例）

また、第1の実施形態では、フィルタ処理回路190が、1つの特定の反射波データを用いて、1つの処理対象の反射波データに対してフィルタ処理を行う場合について説明した。しかしながら、フィルタ処理回路190は、複数の特定の反射波データを用いて、1つの処理対象の反射波データに対してフィルタ処理を行ってもよい。そこで、このような変形例を第1の実施形態に係る第3の変形例として説明する。

【0119】

図13は、第1の実施形態の第3の変形例に係るフィルタ処理回路190が実行する処理の一例を説明するための図である。なお、第1の実施形態と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

30

【0120】

図13に示すように、特定機能190aは、第1の実施形態と同様に、受信走査線の並び順で、反射波データ10__n__8に対応する受信走査線50__n__8（図示せず）に最も近い受信走査線50__（n+1）__1を特定する。そして、特定機能190aは、第1の実施形態と同様に、受信走査線50__（n+1）__1に対応する反射波データ10__（n+1）__1を特定する。

【0121】

第3の変形例では、更に、特定機能190aは、受信走査線の並び順で、受信走査線50__n__8に2番目に近い受信走査線50__（n+1）__2を特定する。そして、特定機能190aは、受信走査線50__（n+1）__2に対応する反射波データ10__（n+1）__2を特定する。

40

【0122】

同様に、特定機能190aは、反射波データ10__n__5～10__n__7のそれぞれに合成される反射波データとして、2つの反射波データ10__（n+1）__1，10__（n+1）__2を特定する。

【0123】

そして、重み付け加算機能190cは、反射波データ10__n__5～10__n__8のそ

50

れぞれに対して、2つの特定の反射波データ $10_ (n+1)_ 1$, $10_ (n+1)_ 2$ を用いて、フィルタ処理を行う。

【0124】

例えば、重み付け加算機能 190c は、2つの特定の反射波データ $10_ (n+1)_ 1$, $10_ (n+1)_ 2$ を重み付け加算することにより、1つの特定の反射波データ(合成反射データ)を生成する。そして、重み付け加算機能 190c は、反射波データ $10_ n_ 5 \sim 10_ n_ 8$ のそれぞれに対して、1つの特定の合成反射波データを用いて、フィルタ処理を行う。

【0125】

(第1の実施形態の第4の変形例)

第1の実施形態では、j を1以上(M-1)以下の整数として、j 回目の送信超音波の音場と(j+1)回目の送信超音波の音場とが互いに隣り合う場合について説明した。また、第1の実施形態では、受信走査線の間隔が等間隔である場合について説明した。しかしながら、j 回目の送信超音波の音場と(j+1)回目の送信超音波の音場との一部が重なってもよい。また、受信走査線の間隔が等間隔でなくてもよい。そこで、このような変形例を第1の実施形態の第4の変形例として説明する。

10

【0126】

図14は、第1の実施形態の第4の変形例に係るフィルタ処理回路190が実行する処理の一例を説明するための図である。なお、第1の実施形態と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

20

【0127】

図14に示すように、反射波データ $10_ n_ 7$ に対応する受信走査線 $50_ n_ 7$ (図示せず)と、反射波データ $10_ n_ 8$ に対応する受信走査線 $50_ n_ 8$ (図示せず)との間隔が、第1の実施形態に係る受信走査線 $50_ n_ 7$ と受信走査線 $50_ n_ 8$ との間隔よりも広がっている。

【0128】

同様に、図14に示す反射波データ $10_ (n+1)_ 1$ に対応する受信走査線 $50_ (n+1)_ 1$ (図示せず)と、反射波データ $10_ (n+1)_ 2$ に対応する受信走査線 $50_ (n+1)_ 2$ (図示せず)との間隔が、第1の実施形態に係る受信走査線 $50_ (n+1)_ 1$ と受信走査線 $50_ (n+1)_ 2$ との間隔よりも広がっている。

30

【0129】

この結果、図14に示すn回目の送信超音波 $10_ n$ の音場の一部と、n回目の送信超音波 $10_ n$ の音場の一部と重なっている。

【0130】

図14に示すような場合であっても、第4の変形例に係るフィルタ処理回路190は、第1の実施形態と同様に、処理対象の反射波データに対してフィルタ処理を行う。例えば、図14に示すように、特定機能190aは、反射波データ $10_ n_ 8$ に合成される反射波データとして、反射波データ $10_ (n+1)_ 2$ を特定する。また、特定機能190aは、反射波データ $10_ n_ 5 \sim 10_ n_ 7$ に合成される反射波データとして、反射波データ $10_ (n+1)_ 1$ を特定する。

40

【0131】

そして、重み決定機能190bは、反射波データ $10_ n_ 8$ に対する重み w_1 として「0.6」を決定し、反射波データ $10_ (n+1)_ 2$ に対する重み w_2 として「0.4」を決定する。また、重み決定機能190bは、反射波データ $10_ n_ 7$ に対する重み w_1 として「0.7」を決定し、反射波データ $10_ (n+1)_ 1$ に対する重み w_2 として「0.3」を決定する。また、重み決定機能190bは、反射波データ $10_ n_ 6$ に対する重み w_1 として「0.85」を決定し、反射波データ $10_ (n+1)_ 1$ に対する重み w_2 として「0.15」を決定する。また、重み決定機能190bは、反射波データ $10_ n_ 5$ に対する重み w_1 として「1.0」を決定し、反射波データ $10_ (n+1)_ 1$ に対する重み w_2 として「0」を決定する。

50

【0132】

そして、重み付け加算機能190cは、反射波データ10_n8に重み「0.6」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10_(n+1)2に重み「0.4」を掛けることにより得られるデータとを合成(加算)することにより、合成データ11_n8を生成する。

【0133】

また、重み付け加算機能190cは、反射波データ10_n7に重み「0.7」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10_(n+1)1に重み「0.3」を掛けることにより得られるデータとを合成することにより、合成データ11_n7を生成する。また、重み付け加算機能190cは、反射波データ10_n6に重み「0.85」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10_(n+1)1に重み「0.15」を掛けることにより得られるデータとを合成することにより、合成データ11_n6を生成する。

10

【0134】

また、重み付け加算機能190cは、反射波データ10_n5に重み「1.0」を掛けることにより得られるデータと、反射波データ10_(n+1)1に重み「0」を掛けることにより得られるデータとを合成することにより、合成データ11_n5を生成する。

【0135】

第4の変形例によれば、2つの送信超音波の音場の一部が重なり、受信走査線の間隔が等間隔でなくても、フィルタ処理を行うことができる。

20

【0136】

(第1の実施形態の第5の変形例及び第6の変形例)

上述した第1の実施形態では、フィルタ処理回路190が、処理対象の反射波データ毎に、受信走査線の並び順に基づいて、重み w_1 、 w_2 を決定する場合について説明した。しかしながら、フィルタ処理回路190は、受信走査線の並び順以外の情報に基づいて重み w_1 、 w_2 を決定してもよい。そこで、受信走査線の並び順以外の情報に基づいて重み w_1 、 w_2 を決定する2つの変形例を第1の実施形態の第5の変形例及び第6の変形例として説明する。

【0137】

図15は、第1の実施形態の第5の変形例に係るフィルタ処理回路190が実行する処理の一例を説明するための図である。図15には、処理対象の反射波データに対応する受信走査線30と、処理対象の反射波データと合成される特定の反射波データに対応する受信走査線31とが示されている。ここで、超音波プローブ101が、コンベックス型超音波プローブ又はセクタ型超音波プローブである場合、深さ(観測位置)が深くなるほど、受信走査線30と受信走査線31との実空間上での距離(間隔)が長くなる。例えば、図15に示すように、深さ32よりも深さ33の方が、受信走査線30と受信走査線31との実空間上での距離が長い。また、超音波プローブ101が、リニア型超音波プローブである場合、同じ走査範囲に設定する走査線の本数に応じて、実空間上での受信走査線間の距離(間隔)は変化する。

30

40

【0138】

そこで、第5の変形例に係る重み決定機能190bは、実空間における処理対象の反射波データに対応する受信走査線30と、特定の反射波データに対応する受信走査線31との距離に基づいて、処理対象の反射波データ毎に、重み w_1 、 w_2 を決定する。具体的には、重み決定機能190bは、距離が長くなるほど重み w_1 が大きくなるように、重み w_1 、 w_2 を決定する。

【0139】

例えば、図15に示すように、重み決定機能190bは、深さ32では、処理対象の反射波データに対する重み w_1 を「0.6」、特定の反射波データに対する重み w_2 を「0.4」に決定する。そして、重み決定機能190bは、深さ32よりも深い深さ33では

50

、実空間における距離が変化するため、処理対象の反射波データに対する重み w_1 を「0.65」、特定の反射波データに対する重み w_2 を「0.35」に決定する。

【0140】

第5の変形例によれば、重み w_1 , w_2 を決定する際に、実空間上での距離が加味されるので、より精度良く重み w_1 , w_2 を決定することができる。この結果、より一層、超音波画像の画質の劣化を抑制することができる。

【0141】

図16は、第1の実施形態の第6の変形例に係るフィルタ処理回路190が実行する処理の一例を説明するための図である。図16には、処理対象の反射波データの受信位置40aおよび対応する送信感度分布40と、処理対象の反射波データと合成される特定の反射波データの受信位置41aおよび対応する送信感度分布41とが示されている。ここで、反射波データの受信位置とは受信回路120により生成される反射波データに対応する受信走査線の位置を示す。また、送信感度分布とは、反射波データを得る際に、送信回路110から供給される駆動信号に基づき発生させた超音波の送信音場に基づく送信感度の分布のことを指す。通常、送信音場に基づき送信感度を、受信音場に基づき受信感度を求めることができ、それらの畳み込みにより送受信感度を求めることができる。ただし、ここでは簡単のため、受信音場は受信位置によらず一定であり、送受信感度は送信感度分布と受信位置に応じて変化するものとして示す。

10

【0142】

図16に示す横軸は、方位方向における各受信走査線の位置を示し、縦軸は、送受信感度を示す。図16には、処理対象の反射波データ（受信位置40aに対応する反射波データ）の送受信感度が「1000」であり、処理対象の反射波データと合成される特定の反射波データ（受信位置41aに対応する反射波データ）の送受信感度が「200」である場合が示されている。

20

【0143】

第6の変形例では、重み決定機能190bは、スジ状のアーティファクトの発生を抑制するために、相対的に送受信感度が低いほうの反射波データに対する重みを引き上げる。例えば、図16に示す場合、重み決定機能190bは、送受信走査線の並び順で決定した重み w_1 (0.6) , w_2 (0.4) を次のように修正する。例えば、重み決定機能190bは、スジ状のアーティファクトの発生を抑制するために、相対的に送受信感度が低いほうの反射波データである特定の反射波データに対する重み w_2 を「0.4」から「0.45」に引き上げる。これに伴い、重み決定機能190bは、重み w_1 を「0.6」から「0.55」に引き下げる。

30

【0144】

このように、第6の変形例に係る重み決定機能190bは、処理対象の反射波データの送受信感度と、特定の反射波データの送受信感度とに基づいて、処理対象の反射波データ毎に、重み付け加算処理に用いる重み w_1 , w_2 を決定する。

【0145】

したがって、第6の変形例によれば、重み w_1 , w_2 を決定する際に、送受信感度が加味されるので、より精度良く重み w_1 , w_2 を決定することができる。この結果、より一層、超音波画像の画質の劣化を抑制することができる。

40

【0146】

(第2の実施形態)

次に、第2の実施形態について説明する。図17は、第2の実施形態に係る医用画像処理装置300の構成の一例を示す図である。図17に示すように、医用画像処理装置300は、ネットワーク500を介して、超音波診断装置200及び画像保管装置400に接続される。なお、図1に示す構成はあくまでも一例であり、図示する超音波診断装置200、画像保管装置400及び医用画像処理装置300以外にも、端末装置などの種々の装置がネットワーク500に接続されてもよい。

【0147】

50

超音波診断装置 200 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と同様に、1 フレーム分の超音波画像データを得るために、並列同時受信を複数回行う。そして、超音波診断装置 200 は、並列同時受信を複数回行うことにより得られた複数の反射波データを画像保管装置 400 及び医用画像処理装置 300 に送信する。

【0148】

画像保管装置 400 は、超音波診断装置 200 によって収集された複数の反射波データを保管する。例えば、画像保管装置 400 は、サーバ装置等のコンピュータ機器によって実現される。画像保管装置 400 は、ネットワーク 500 を介して超音波診断装置 200 から複数の反射波データを取得し、取得した複数の反射波データを装置内又は装置外に設けられたハードディスク又は光ディスク等のメモリに記憶させる。また、画像保管装置 400 は、医用画像処理装置 300 からの要求に応じて、メモリに記憶させた反射波データを医用画像処理装置 300 に送信する。

10

【0149】

医用画像処理装置 300 は、ネットワーク 500 を介して超音波診断装置 200 及び画像保管装置 400 から複数の反射波データを取得し、取得した複数の反射波データを処理する。例えば、医用画像処理装置 300 は、超音波診断装置 200 又は画像保管装置 400 から複数の反射波データを取得し、取得した複数の反射波データを後述するメモリ 320 に格納し、メモリ 320 に記憶された複数の反射波データに対して各種処理を行う。そして、医用画像処理装置 300 は、処理後の画像（例えば表示用の超音波画像）等を後述するディスプレイ 340 に表示させる。

20

【0150】

図 1 に示すように、医用画像処理装置 300 は、通信インターフェース 310 と、メモリ 320 と、入力装置 330 と、ディスプレイ 340 と、処理回路 350 とを有する。

【0151】

通信インターフェース 310 は、処理回路 350 に接続され、ネットワーク 500 を介して接続された超音波診断装置 200 及び画像保管装置 400 との間で行われる各種データの伝送、及び、超音波診断装置 200 及び画像保管装置 400 との間で行われる通信を制御する。例えば、通信インターフェース 310 は、ネットワークカードやネットワークアダプタ、NIC (Network Interface Controller) 等によって実現される。例えば、通信インターフェース 310 は、超音波診断装置 200 又は画像保管装置 400 から複数の反射波データを受信し、受信した反射波データを処理回路 350 に出力する。

30

【0152】

メモリ 320 は、処理回路 350 に接続され、各種データを記憶する。例えば、メモリ 320 は、RAM、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク又は光ディスクによって実現される。本実施形態では、メモリ 320 は、超音波診断装置 200 又は画像保管装置 400 から受信した複数の反射波データを記憶する。具体的には、メモリ 320 は、超音波プローブ 101 による 1 回の超音波の送受信毎に得られた複数の反射波データを複数の超音波の送受信分だけ記憶する。例えば、メモリ 320 は、M 回の並列同時受信により得られた複数の反射波データを記憶する。

40

【0153】

また、メモリ 320 は、処理回路 350 の処理に用いられる種々の情報や、処理回路 350 による処理結果等を記憶する。例えば、メモリ 320 は、処理回路 350 によって生成された表示用の画像データ等を記憶する。

【0154】

入力装置 330 は、処理回路 350 に接続され、操作者から受け付けた入力操作を電気信号に変換して処理回路 350 に出力する。例えば、入力装置 330 は、種々の設定などを行うためのトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード、操作面へ触れることで入力操作を行うタッチパッド、表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチスクリーン、光学センサを用いた非接触入力装置、又は、音声入力装置によって実現される。

【0155】

50

ディスプレイ 340 は、処理回路 350 に接続され、処理回路 350 から出力される各種情報及び各種画像を表示する。例えば、ディスプレイ 340 は、液晶モニタや CRT モニタ等によって実現される。例えば、ディスプレイ 340 は、操作者の指示を受け付けるための GUI や、種々の表示用の画像、処理回路 350 による種々の処理結果を表示する。ディスプレイ 340 は、表示部の一例である。

【0156】

処理回路 350 は、入力装置 330 を介して操作者から受け付けた入力操作に応じて、医用画像処理装置 300 が有する各構成要素を制御する。例えば、処理回路 350 は、プロセッサによって実現される。本実施形態では、処理回路 350 は、通信インターフェース 310 から出力された複数の反射波データを、複数の超音波の送受信分だけメモリ 320 に記憶させる。また、処理回路 350 は、画像生成機能 353 により生成された表示用の超音波画像データにより示される表示用の超音波画像を表示するようにディスプレイ 340 を制御する。

10

【0157】

図 17 に示すように、処理回路 350 は、フィルタ処理機能 351 と、信号処理機能 352 と、画像生成機能 353 とを有する。ここで、例えば、図 17 に示す処理回路 350 の構成要素であるフィルタ処理機能 351、信号処理機能 352 及び画像生成機能 353 の各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態でメモリ 320 に記憶されている。処理回路 350 は、各プログラムをメモリ 320 から読み出し、読み出した各プログラムを実行することで各プログラムに対応する機能を実現する。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 350 は、図 17 の処理回路 350 内に示された各機能を有することとなる。

20

【0158】

なお、フィルタ処理機能 351、信号処理機能 352 及び画像生成機能 353 の全ての処理機能がコンピュータによって実行可能な 1 つのプログラムの形態で、メモリ 320 に記憶されていてもよい。例えば、このようなプログラムは、医用画像処理プログラムとも称される。この場合、処理回路 350 は、医用画像処理プログラムをメモリ 320 から読み出し、読み出した医用画像処理プログラムを実行することで医用画像処理プログラムに対応するフィルタ処理機能 351、信号処理機能 352 及び画像生成機能 353 を実現する。

30

【0159】

フィルタ処理機能 351 は、図 3 に示すフィルタ処理回路 190 の特定機能 190a、重み決定機能 190b 及び重み付け加算機能 190c に対応する。フィルタ処理機能 351 は、メモリ 320 に記憶されている反射波データを用いて、第 1 の実施形態に係るフィルタ処理回路 190 と同様の処理を行う。フィルタ処理機能 351 は、フィルタ処理部の一例である。

【0160】

信号処理機能 352 は、図 1 に示す B モード処理回路 130 の機能及びドブラ処理回路 140 の機能と同様の機能を有する。例えば、信号処理機能 352 は、フィルタ処理機能 351 によりフィルタ処理された反射波データに対して、B モード処理回路 130 及びドブラ処理回路 140 と同様の処理を行う。

40

【0161】

画像生成機能 353 は、図 1 に示す画像生成回路 150 の機能と同様の機能を有する。例えば、画像生成機能 353 は、信号処理機能 352 から出力されたデータから、表示用の超音波画像データを生成する。画像生成機能 353 は、生成部の一例である。

【0162】

以上、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 300 について説明した。第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 300 によれば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と同様に、超音波画像の画質の劣化を抑制することができる。

【0163】

50

以上述べた少なくとも1つの実施形態又は変形例によれば、超音波画像の画質の劣化を抑制することができる。

【0164】

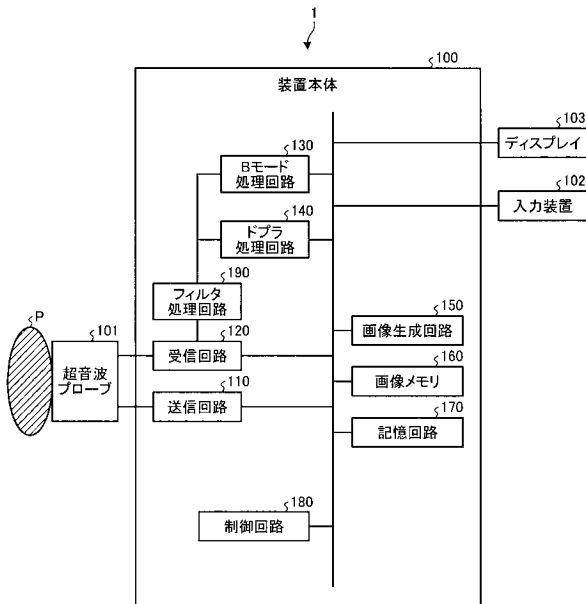
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

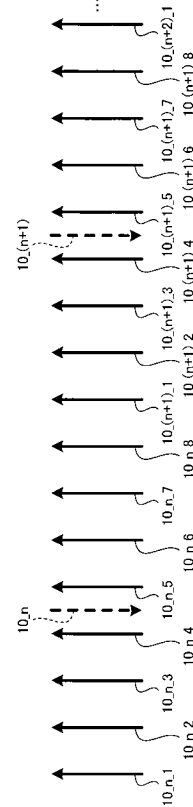
【0165】

- 1 超音波診断装置
- 120 受信回路
- 150 画像生成回路
- 190 フィルタ処理回路

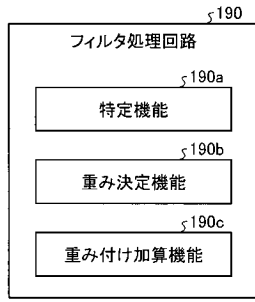
【図1】



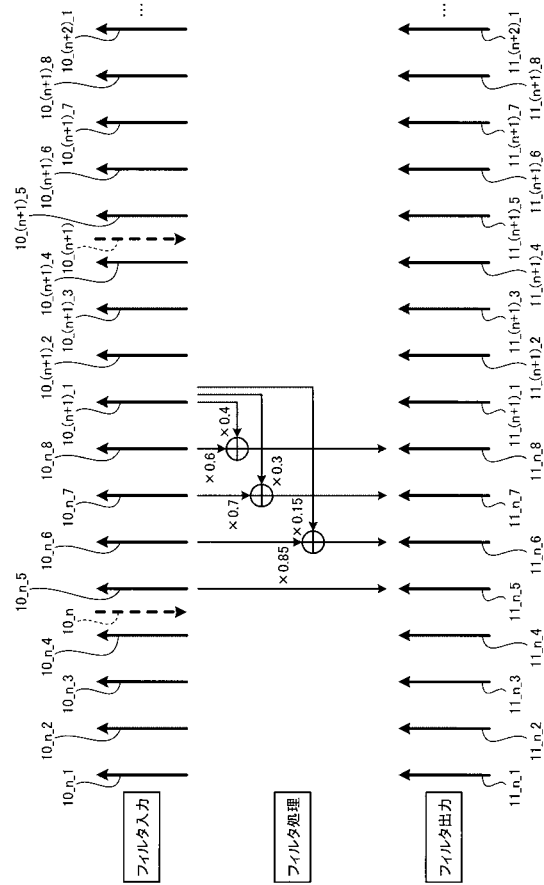
【図2】



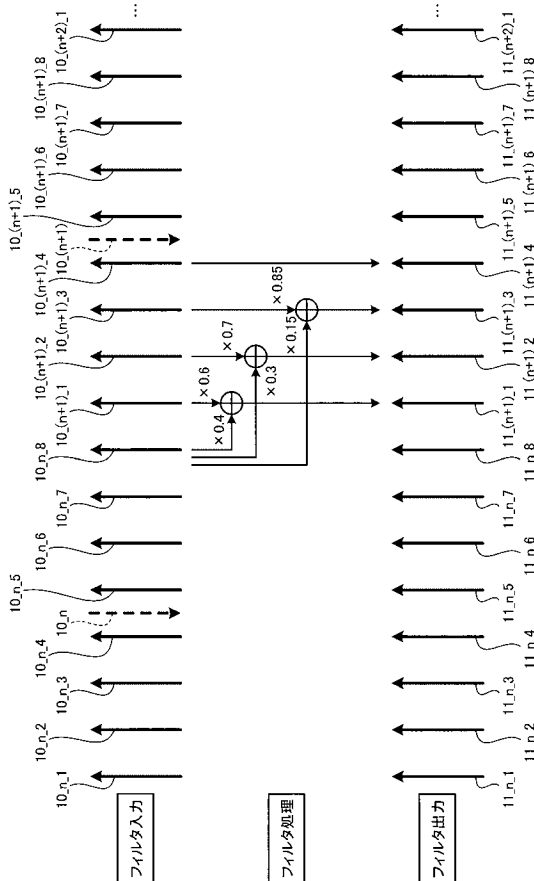
【 図 3 】



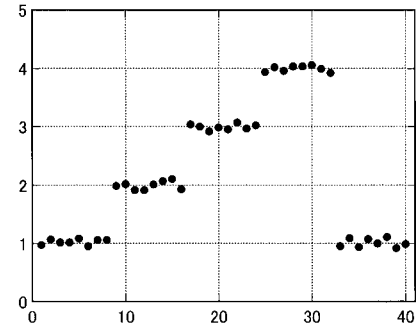
【 図 4 】



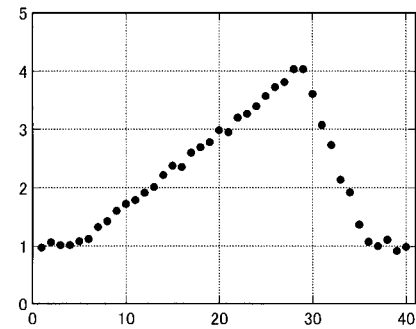
【 図 5 】



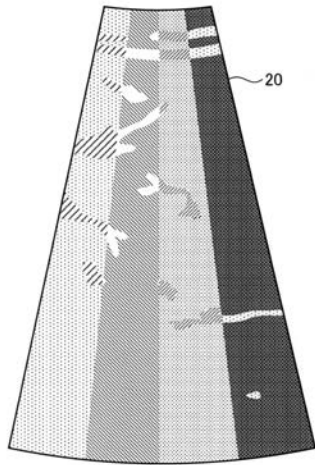
【 図 6 】



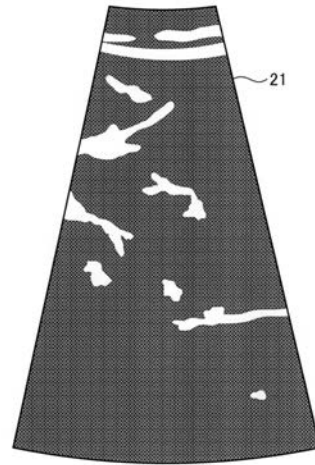
【 図 7 】



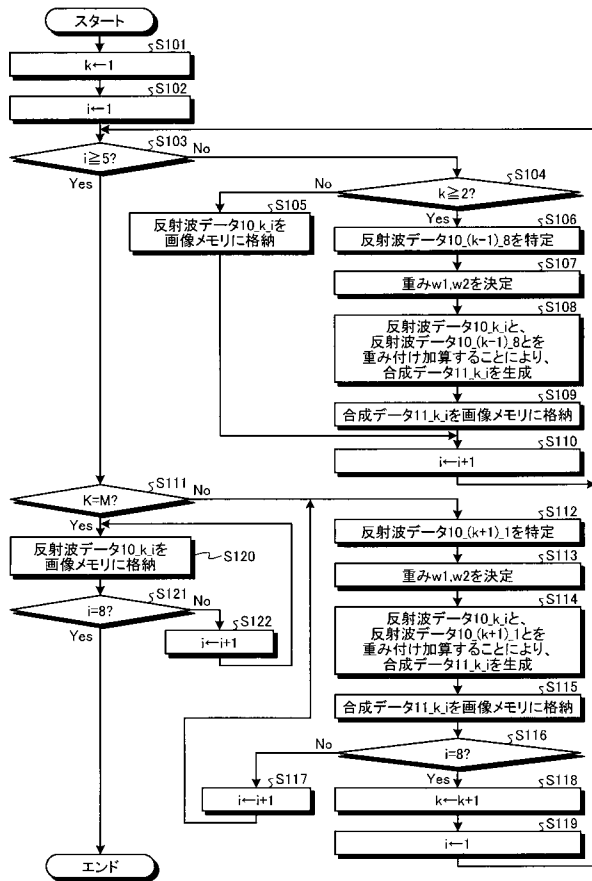
【 図 8 】



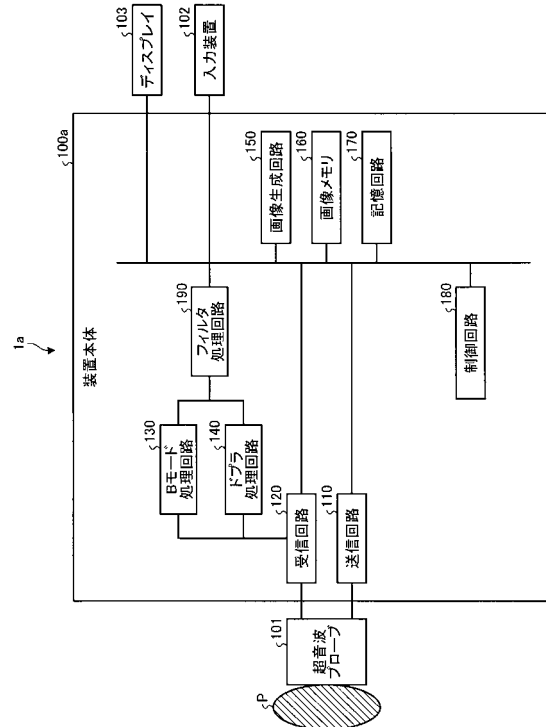
【 図 9 】



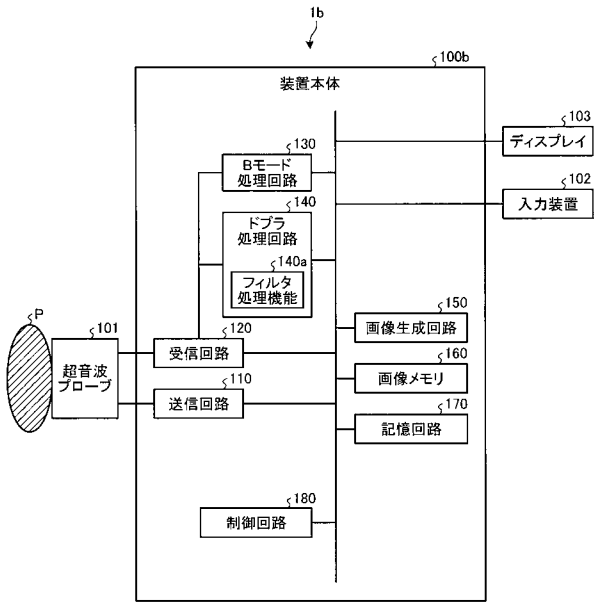
【 図 10 】



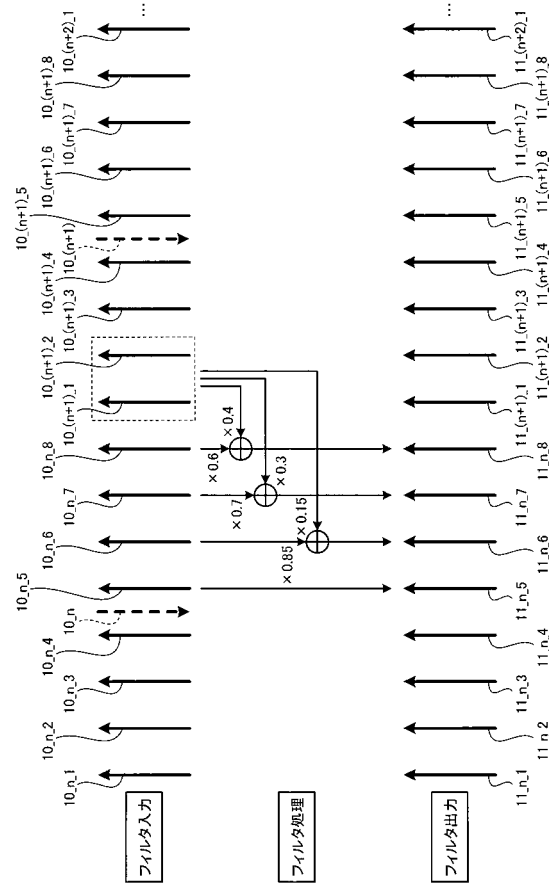
【 図 11 】



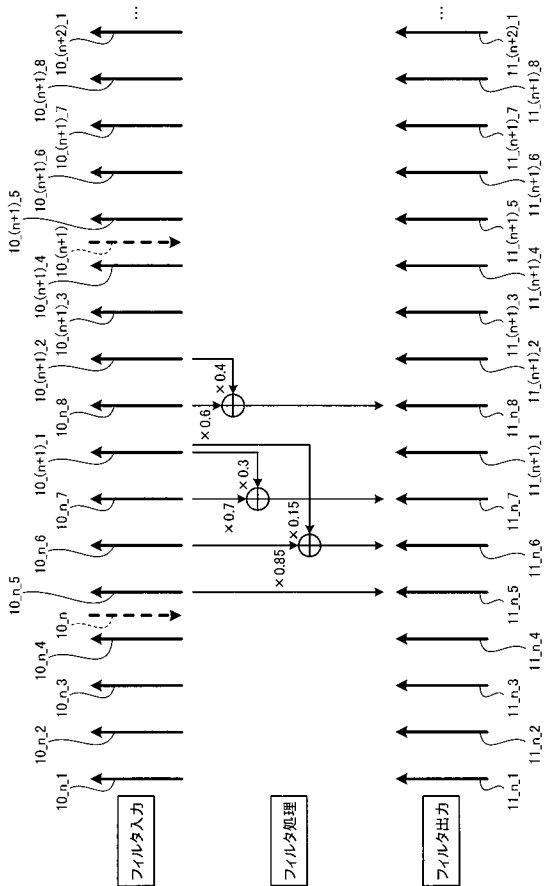
【 図 1 2 】



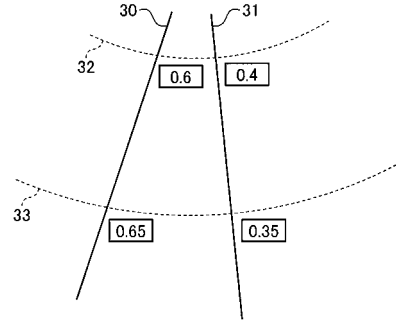
【 図 1 3 】



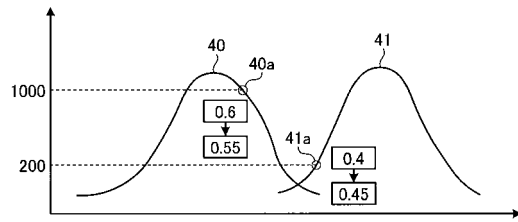
【 図 1 4 】



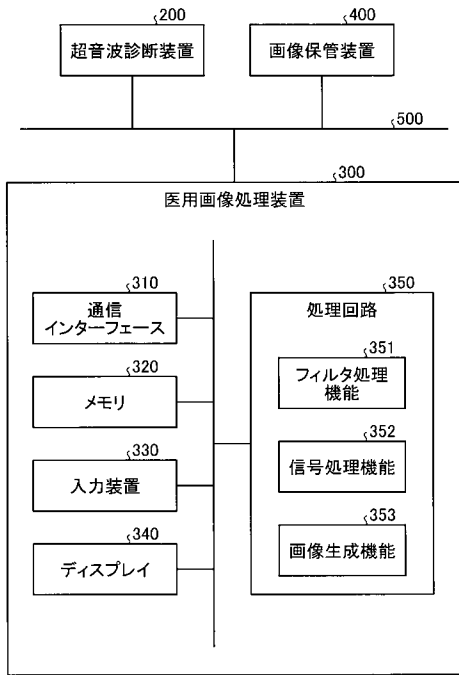
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



专利名称(译)	超声波诊断设备，医学图像处理设备和医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP2019177093A	公开(公告)日	2019-10-17
申请号	JP2018069654	申请日	2018-03-30
[标]发明人	西原財光		
发明人	西原 財光		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5253 A61B8/5269 G01S7/52046 G01S7/52077 G01S7/52095 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/HH28 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/LL38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了抑制图像质量的下降。解决方案：根据实施例的超声诊断装置包括接收单元，滤波器处理单元和生成单元。接收单元对于超声波探头的超声波的每次发送/接收，输出与多条接收扫描线相对应的多个接收信号。滤波处理单元基于从超声波探头发送的第一超声波，对接收单元输出的多个第一接收信号的每一个执行使用输出的多个第二接收信号中的特定的第二接收信号的滤波处理。接收单元基于第二超声波，该第二超声波的声场与第一超声波的声场相邻或与第一超声波的声场部分重叠。生成单元基于由滤波处理单元滤波的多个第一接收信号来生成图像数据。

