

(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2015-217172
(P2015-217172A)

(43) 公開日 平成27年12月7日(2015.12.7)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2014-103715 (P2014-103715)
(22) 出願日 平成26年5月19日(2014.5.19)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 平間 信
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 阿部 康彦
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

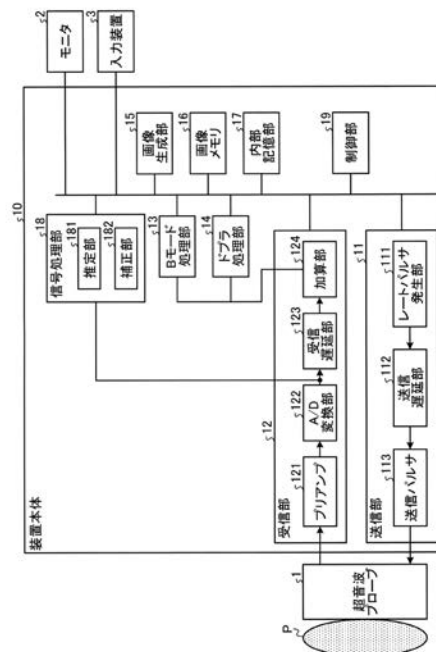
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 波面歪をより高精度に補正すること。

【解決手段】 実施形態の超音波診断装置は、送信部、受信部、推定部、補正部及び制御部を備える。前記送信部は、複数の素子を有する超音波プローブから異なる複数の偏向角それぞれで平面波を送信させる。前記受信部は、前記複数の偏向角それぞれの平面波送信により、前記超音波プローブが有する各素子が受信した反射波に基づく受信信号群を生成する。前記推定部は、前記受信信号群から前記複数の偏向角それぞれの複素画像群を取得し、当該複素画像群の同一位置の複素画素値を用いて、送信時の波面歪を推定する。前記補正部は、前記受信信号群に対して前記送信時の波面歪に基づく補正処理を行ない、当該補正処理後の前記受信信号群から得られる各偏向角の複素画像の同一位置の複素画素値に基づいて、画像データを生成する。前記制御部は、前記画像データを表示部に表示させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の素子を有する超音波プローブから異なる複数の偏向角それぞれで平面波を送信させる送信部と、

前記複数の偏向角それぞれの平面波送信により、前記超音波プローブが有する各素子が受信した反射波に基づく受信信号群を生成する受信部と、

前記受信信号群から前記複数の偏向角それぞれの複素画像群を取得し、当該複素画像群の同一位置の複素画素値を用いて、送信時の波面歪を推定する推定部と、

前記受信信号群に対して前記送信時の波面歪に基づく補正処理を行ない、当該補正処理後の前記受信信号群から得られる各偏向角の複素画像の同一位置の複素画素値に基づいて、画像データを生成する補正部と、

前記画像データを表示部に表示させる制御部と、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記推定部は、更に、前記受信信号群を用いて、受信時の波面歪を推定し、

前記補正部は、更に、前記受信信号群に対して前記受信時の波面歪を用いた補正処理を行ない、

前記制御部は、前記送信時の波面歪の推定処理及び当該送信時の波面歪に基づく補正処理と、前記受信時の波面歪の推定処理及び当該受信時の波面歪に基づく補正処理とを、複数回繰り返すように前記推定部及び前記補正部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記推定部は、前記波面歪の推定処理を、共分散行列の最大固有値に対応する固有ベクトルを算出することで行なうことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記受信信号群は、前記超音波プローブが有する各素子で受信された反射波に基づく信号を直交検波又はヒルベルト変換して得られた複素信号群であり、

前記推定部は、画像上の各画素に合焦するための遅延を前記複素信号群に対して掛けて、各画素を再構成するための複素信号列を算出し、各複素信号列を用いて共分散行列を算出し、各画素の共分散行列の最大固有値に対応する固有ベクトル、或いは、複数画素の共分散行列を累積又は平均した行列の最大固有値に対応する固有ベクトルを算出す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】

前記補正部は、前記固有ベクトル、又は、前記固有ベクトルの要素である位相を有する複素数を要素として持つ単位ベクトルを、前記推定部が推定した波面歪に基づく補正処理に用いる補正值とすることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記推定部は、映像化領域を複数の画像領域に分割し、各画像領域で、前記波面歪の推定処理を行ない、

前記補正部は、前記複数の画像領域それぞれで前記推定部が推定した波面歪に基づく補正処理を行なうことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記複数の画像領域は、方位方向及び深さ方向の少なくとも一方の方向で前記映像化領域を複数に分割した領域であ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】

前記複数の画像領域は、前記送信時の波面歪の推定処理と、前記受信時の波面歪の推定処理とで、異なるパターンで分割されることを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記映像化領域を離散的に分割して、前記複数の画像領域が設定される場合、

10

20

30

40

50

前記推定部は、前記複数の画像領域それぞれで推定した波面歪を用いた空間的補間処理により、前記複数の画像領域以外の領域の波面歪を求めることを特徴とする請求項 6 ~ 8 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記複数の偏向角での平面波送信を連続して行なう場合、

前記補正部は、前記画像データを出力する際の補正処理に用いた波面歪を、当該画像データの次の画像データを出力するため補正処理に用いる波面歪とすることを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記補正部は、前記推定部が位相差として推定した波面歪を、伝搬時間の歪に変換して補正処理を行なうことを特徴する請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 12】

前記補正部は、前記推定部が推定した波面歪の程度に応じて、補正処理を行なうか否かを判定することを特徴とする請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記推定部及び前記補正部は、前記複数の偏向角での平面波送信により走査される領域において、前記画像データを得るための領域として指定された領域で、処理を行なうことを特徴とする請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記制御部は、前記補正部による補正処理前後の画像データを、同時に、又は、切り替えて、前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

20

【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、超音波画像（例えば、Bモード画像）の撮影では、走査範囲内の生体内を伝搬する超音波の速度（音速）が一定であると仮定し、一定値の音速を用いて送信遅延時間及び受信遅延時間を設定することで、送受信ビームの形成を行なっている。しかし、生体内の音速は、必ずしも一定ではなく、上記の仮定に基づいて遅延時間を設定すると、送受信ビームの乱れ（波面の乱れ）が生じ、画質が劣化する。

30

【0003】

かかる課題に対して、超音波プローブの各素子で受信された信号間の相互相関を用いて、波面の乱れ（波面歪）を推定し、波面歪を補正する方法が提案されている。更に、異なる偏向角の平面波を送信し、各素子で受信された受信信号を元に送信波面を合成して高分解能の画像を得る際に、波面歪の推定及び補正を行なう方法が知られている。上記の方法では、超音波の伝搬経路において音速が不均一となる層（以下、不均一層）が超音波プローブに密着していると仮定して、受信チャンネル間の遅延時間差から受信波面歪を求めて、送信波面歪の補正を繰返し行っている。

40

【0004】

ここで、生体内の不均一層は超音波プローブに密着しているだけでなく、超音波プローブから離れた位置に存在する場合もある。また、送信時の伝搬経路と受信時の伝搬経路とは、異なる。しかし、上記の方法は、不均一層が超音波プローブに密着していると仮定することで、受信波面歪の推定結果を、伝搬経路が異なる送信波面歪の補正にフィードバックしている。従って、上記の方法は、波面歪の補正を十分に行なえていないとは必ずしも言えない。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2011-120765号公報

【特許文献2】特開2009-254462号公報

【特許文献3】特開2009-219876号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、波面歪をより高精度に補正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。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態の超音波診断装置は、送信部と、受信部と、推定部と、補正部と、制御部とを備える。前記送信部は、複数の素子を有する超音波プローブから異なる複数の偏向角それぞれで平面波を送信させる。前記受信部は、前記複数の偏向角それぞれの平面波送信により、前記超音波プローブが有する各素子が受信した反射波に基づく受信信号群を生成する。前記推定部は、前記受信信号群から前記複数の偏向角それぞれの複素画像群を取得し、当該複素画像群の同一位置の複素画素値を用いて、送信時の波面歪を推定する。前記補正部は、前記受信信号群に対して前記送信時の波面歪に基づく補正処理を行ない、当該補正処理後の前記受信信号群から得られる各偏向角の複素画像の同一位置の複素画素値に基づいて、画像データを生成する。前記制御部は、前記画像データを表示部に表示させる。

20

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、本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】図2は、従来技術の課題を説明するための図(1)である。

【図3】図3は、従来技術の課題を説明するための図(2)である。

【図4】図4は、本実施形態に係る信号処理部の処理の一例を説明するための図(1)である。

【図5】図5は、本実施形態に係る信号処理部の処理の一例を説明するための図(2)である。

30

【図6】図6は、本実施形態に係る信号処理部の処理の一例を説明するための図(3)である。

【図7】図7は、本実施形態の効果を説明するための図である。

【図8】図8は、本実施形態に係る変形例を説明するための図(1)である。

【図9】図9は、本実施形態に係る変形例を説明するための図(2)である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施形態を詳細に説明する。

【0010】

(実施形態)

40

まず、本実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図1は、本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。

【0011】

超音波プローブ1は、例えば、圧電振動子等の複数の素子を有し、これら複数の素子は、後述する装置本体10が有する送信部11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1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1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1

50

は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。

【0012】

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、反射波として超音波プローブ 1 が有する複数の素子にて受信される。そして、反射波は、当該反射波を受信した素子で、電気信号である反射波信号に変換される。各振動子で発生す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。

10

【0013】

ここで、本実施形態において、装置本体 10 と接続される超音波プローブ 1 は、平面波の送信が可能であり、且つ、複数方向（異なる複数の偏向角）で平面波を送信することが可能なプローブである。例えば、本実施形態において、装置本体 10 と接続される超音波プローブ 1 は、平面波送信が可能のように、超音波の放射面が小さい微細な素子が複数配列されたプローブである。

【0014】

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、ジョイスティック等を有し、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、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。

20

【0015】

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。

【0016】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 が有する各振動子が発生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。装置本体 10 は、図 1 に示すように、送信部 11 と、受信部 12 と、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、信号処理部 18 と、制御部 19 とを有する。

30

【0017】

送信部 11 は、超音波プローブ 1 から超音波を送信させる。送信部 11 は、図 1 に示すように、レートパルス発生部 111 と、送信遅延部 112 と、送信パルス 113 とを有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。レートパルス発生部 111 は、所定のレート周波数 (PRF: Pulse Repetition Frequency) 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。レートパルスは、送信遅延部 112 を通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 113 へ電圧を印加する。例えば、送信遅延部 112 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、レートパルス発生部 111 が発生する各レートパルスに対し与える。或いは、例えば、送信遅延部 112 は、超音波プローブ 1 から発生される超音波が平面波として送信されるための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、レートパルス発生部 111 が発生する各レートパルスに対し与える。送信パルス 113 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 1 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。なお、送信部 11 は、超音波送信に用いる振動子の数及び位置（送信開口）と、送信開口を構成する各振動子の位置に応じた送信遅延時間とを制御することで、送信指向性を与える。

40

【0018】

駆動パルスは、送信パルス 113 からケーブルを介して超音波プローブ 1 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。この機械的振動は、生体内部で超音波として送信される。ここで、圧電振動子ごとに異なる送信

50

遅延時間を持った超音波は、集束されて、或いは、平面波として、所定方向に伝搬していく。ここで、送信遅延部 112 は、各レートパルスに対し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送信方向を任意に調整する。送信遅延時間は、通常、撮影対象である被検体 P の体内組織の平均音速として予め設定された音速値から算出される。送信部 11 は、後述する制御部 19 の指示により、波面関数を作成することで、上記の送信制御を行なう。

【0019】

なお、送信部 11 は、後述する制御部 19 の指示に基づいて、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している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬時にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信回路、又は、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。

10

【0020】

超音波プローブ 1 が送信した超音波の反射波は、超音波プローブ 1 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、受信部 12 に入力される。受信部 12 は、図 1 に示すように、プリアンプ 121 と、A/D 変換部 122 と、受信遅延部 123 と、加算部 124 とを有し、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反射波データを生成する。

【0021】

プリアンプ 121 は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン調整を行なう。A/D 変換部 122 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。受信遅延部 123 は、デジタル信号に対して、受信指向性を決定するのに必要な受信遅延（受信遅延時間）を掛ける。具体的には、受信遅延部 123 は、撮影対象である被検体 P の体内組織の平均音速として予め設定された音速値から算出される受信フォーカスごとの受信遅延時間の分布に基づいて、デジタル信号に対して受信遅延時間を与える。

20

【0022】

加算部 124 は、平均音速に基づいて算出された受信遅延時間が掛けられたデジタル信号を加算することで、整相加算された受信信号（反射波データ）を生成する。加算部 124 の加算処理により、反射波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。すなわち、図 1 に示す受信遅延部 123 及び加算部 124 は、平均音速に基づく受信遅延により、遅延加算（DAS : Delay And Sum）法を行なう整相加算部である。

30

【0023】

なお、A/D 変換部 122 から出力される信号は、RF 信号でも同様の処理が可能であるが、本実施形態では、例えば、直交検波処理、又は、ヒルベルト変換処理により、ゲイン補正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）とに変換した I Q 信号（複素信号）である。

【0024】

一方、本実施形態にかかる装置本体 10 は、A/D 変換部 122 から出力される信号が、図 1 に示す信号処理部 18 にも入力可能な構成となっている。信号処理部 18 は、A/D 変換部 122 が出力した受信信号群を用いて、一般的な DAS 処理ではなく、波面歪の推定処理及び波面歪に基づく補正処理を行なう処理部であり、図 1 に示すように、推定部 181 と補正部 182 とを有する。なお、図示していないが、信号処理部 18 は、A/D 変換部 122 が出力した受信信号群を記憶するメモリ等の信号記憶部を有する。信号処理部 18 が行なう処理については、後に詳述する。

40

【0025】

B モード処理部 13 は、加算部 124 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、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。

【0026】

ドブラ処理部 14 は、加算部 124 が出力した反射波データを周波数解析することで、

50

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たデータ（ドブラデータ）を生成する。具体的には、ドブラ処理部 14 は、移動体の運動情報として、平均速度、分散値、パワー値等を多点に渡り抽出したドブラデータを生成する。

【0027】

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。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）等を行なう。また、画像生成部 15 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

【0028】

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。

【0029】

画像メモリ 16 は、画像生成部 15 が生成した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 やドブラ処理部 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、画像生成部 15 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 16 は、受信部 12 が出力したデータや、信号処理部 18 が出力したデータを記憶することも可能である。

20

【0030】

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ボ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 が記憶するデータの保管等にも使用される。

30

【0031】

制御部 19 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 19 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、ドブラ処理部 14、画像生成部 15 及び信号処理部 18 の処理を制御する。また、制御部 19 は、画像メモリ 16 が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ 2 にて表示するように制御する。

【0032】

以上、本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、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波画像データ（例えば、Bモード画像データ）の生成表示を行なう。ここで、一般的な超音波画像の撮影では、走査範囲内の生体内を伝搬する超音波の速度（音速）が一定であると仮定し、例えば、上述したように平均音速として設定された一定値の音速を用いた送信遅延時間及び受信遅延時間の制御を行なっている。しかし、生体内の音速は、必ずしも一定ではなく、例えば、平均音速を用いたDAS処理では、送信時の波面歪及び受信時の波面歪が生じ、Bモード画像データの画質が劣化する。

40

【0033】

これに対して、偏向角が異なる複数の平面波を送信し、各素子で受信された受信信号を元に送信波面を合成して高分解能の画像を得る平面波合成を行なう際に、超音波プローブ

50

1の各素子で受信された信号間の相互相関を用いて、波面歪の推定及び補正を行なう方法が知られている。図2及び図3は、従来技術の課題を説明するための図である。

【0034】

しかし、上記の従来技術は、図2に示すように、超音波の伝搬経路において音速が不均一となる層である「不均一層」が超音波プローブ1の当接面に密着していると仮定して、受信チャンネル間の遅延時間差から受信波面歪を求めて、各偏向角で送信される平面波面の歪(送信波面歪)の補正を繰返し行っている。すなわち、上記の従来技術は、不均一層が超音波プローブ1に密着しているのであれば、受信時の波面の乱れと同様の波面の乱れが送信時でも同様に生じていると見なすことができるとの仮定の元、有効となる方法である。

10

【0035】

しかし、図3に示すように、生体内の不均一層は超音波プローブ1に密着しているだけでなく、超音波プローブ1から離れた位置に存在する場合もある。ここで、同一素子に入射する受信波面は、略同じ位置の不均一層の影響を受けることから、受信波面歪を上記の方法で推定することができる。しかし、図3に示すように、送信波面の偏向角が大きい場合、同じ受信走査線であっても、深さが異なるサンプル点(画素)では、送信波面の伝搬経路は異なる。上記の方法は、不均一層が超音波プローブ1に密着していると仮定することで、受信波面歪の推定結果を、伝搬経路が異なる送信波面歪の補正にフィードバックしていることから、一般的な条件下で有効な方法ではない。

【0036】

そこで、本実施形態では、波面歪をより高精度に補正するために、図1に示す信号処理部18の処理が行われる。

20

【0037】

まず、本実施形態に係る送信部11は、複数の素子(複数の微細な素子)を有する超音波プローブ1から異なる複数の偏向角それぞれで平面波を送信させる。そして、受信部12は、複数の偏向角それぞれの平面波送信により、超音波プローブ1が有する各素子が受信した反射波に基づく受信信号群を生成する。具体的には、上記の受信信号群は、超音波プローブ1が有する各素子で受信された反射波に基づく信号を直交検波又はヒルベルト変換して得られた複素信号群である。より具体的には、上記の受信信号群は、A/D変換部122から出力された受信遅延を掛ける前のIQ信号群である。

30

【0038】

そして、推定部181は、受信信号群から複数の偏向角それぞれの複素画像群を取得し、当該複素画像群の同一位置の複素画素値を用いて、送信時の波面歪(送信波面歪)を推定する。そして、補正部182は、受信信号群に対して送信時の波面歪に基づく補正処理を行ない、当該補正処理後の受信信号群から得られる各偏向角の複素画像の同一位置の複素画素値に基づいて、画像データを生成する。

【0039】

本実施形態では、推定部181は、更に、受信信号群を用いて、受信時の波面歪(受信波面歪)を推定し、補正部182は、受信信号群に対して受信時の波面歪を用いた補正処理を行なう。そして、本実施形態では、制御部19は、送信時の波面歪の推定処理及び当該送信時の波面歪に基づく補正処理と、受信時の波面歪の推定処理及び当該受信時の波面歪に基づく補正処理とを、複数回繰り返すように推定部181及び補正部182を制御する。

40

【0040】

具体的には、推定部181は、送受信時の波面歪の推定処理を、共分散行列の最大固有値に対応する固有ベクトルを算出することで行なう。より具体的には、推定部181は、画像上の各画素に合焦するための遅延を複素信号群(受信信号群としてのIQ信号群)に対して掛けて、各画素を再構成するための複素信号列を算出する。そして、推定部181は、各複素信号列を用いて共分散行列を算出し、各画素の共分散行列、或いは、複数画素の共分散行列を累積又は平均した行列の最大固有値に対応する固有ベクトルを算出する。

50

上記の場合分けは、後述する画像領域のサイズに応じて行われる。

【 0 0 4 1 】

上記の推定部 1 8 1 が共分散行列を用いて行なう送受信時の波面歪推定方法は、「異なる偏向角の平面波送信で得られた画像間で、同じ位置の画素値は同じになる」という点に着目し、受信波面歪推定での素子と、送信波面歪推定での送信偏向角とを同様に扱い、ある限られた領域の画素群で最も画像エネルギーが大きくなるように、偏向角ごとの送信波面歪を推定し、素子ごとの受信波面歪を推定する方法である。かかる推定方法では、上記の従来技術と比較して、不均一層に対する制限が大きく緩和される。例えば、推定部 1 8 1 は、送受信時の波面歪として、生体内の不均一な媒質（不均一層）により発生した波面歪や、生体内の平均音速が初期設定された音速（例えば、平均音速）と異なることで発生した波面歪を高精度に推定することができる。

10

【 0 0 4 2 】

ここで、上記の推定処理では、不均一層の位置に対する制限を更に緩和するため、平面波送信で映像化される領域（映像化領域）が複数の画像領域に分割される。推定部 1 8 1 は、各画像領域で、波面歪の推定処理を行ない、補正部 1 8 2 は、複数の画像領域それぞれで推定部 1 8 1 が推定した波面歪に基づく補正処理を行なう。

【 0 0 4 3 】

以下、上記の処理の具体的な一例について、図 4 ~ 図 6 等を用いて詳細に説明する。図 4 ~ 図 6 は、本実施形態に係る信号処理部の処理の一例を説明するための図である。

【 0 0 4 4 】

まず、送信部 1 1 は、図 4 のステップ S 1 に例示するように、左方向の偏向角 A の平面波、正面方向の偏向角 B の平面波、及び、右方向の偏向角 C の平面波の送信を行なう。そして、受信部 1 2 の A / D 変換部 1 2 2 は、図 4 のステップ S 2 に例示するように、偏向角 A の受信信号群 A、偏向角 B の受信信号群 B、及び、偏向角 C の受信信号群 C を生成する。そして、受信部 1 2 の A / D 変換部 1 2 2 は、制御部 1 9 の指示により、信号処理部 1 8 の信号記憶部へ出力する。受信信号群 A ~ C それぞれは、I Q 信号群である。

20

【 0 0 4 5 】

信号記憶部に受信信号群 A ~ C が格納されると、例えば、推定部 1 8 1 は、第 1 処理として、受信波面歪の推定を行なう。まず、推定部 1 8 1 は、初期値（例えば、平均音速）から算出される偏向角 A での受信遅延パターン（図 5 の左図を参照）により、受信信号群 A に対して、各画素を合焦するように時間遅延を掛ける。また、推定部 1 8 1 は、平均音速から算出される偏向角 B での受信遅延パターン（図 5 の中図を参照）により、受信信号群 B に対して、各画素を合焦するように遅延を掛ける。また、推定部 1 8 1 は、平均音速から算出される偏向角 C での受信遅延パターン（図 5 の右図を参照）により、受信信号群 C に対して、各画素を合焦するように遅延を掛ける。

30

【 0 0 4 6 】

これにより、推定部 1 8 1 は、図 4 のステップ S 3 に例示するように、各画素を再構成するために遅延時間が掛けられた状態の受信信号ベクトル群 A、受信信号ベクトル群 B、受信信号ベクトル群 C を算出する。1 回目の第 1 処理のステップ S 1 で算出される受信信号ベクトル群 A ~ C は、波面歪がないと仮定して遅延時間を掛けたものである。例えば、推定部 1 8 1 は、以下の式 (1) により、「 j 」番目の画素を再構成するための複素信号列を列ベクトルとした受信信号ベクトル「 R_j」を生成する。

40

【 0 0 4 7 】

【 数 1 】

$$R_j = [r_{j,1} \cdots r_{j,M}] \quad \cdots (1)$$

【 0 0 4 8 】

ここで、式 (1) に示す「 M 」は、「 R_j」を得るために用いられた総素子数であり、例えば、「 j 」番目の画素を再構成するために用いた受信素子数である。ここで、「 1 ≤ m ≤ M、m : 整数」とする。かかる定義を用いると、受信信号ベクトル「 R_j」を構成す

50

る「 $r_{j, m}$ 」は、「 j 」番目の画素を再構成するために遅延が掛けられた「 m 」番目の素子で受信された偏向角 A の $I Q$ 信号と偏向角 B の $I Q$ 信号と偏向角 C の $I Q$ 信号とを加算（又は、加算平均）した複素信号である。

【0049】

ここで、合焦のための時間遅延を掛けていることから、「 j 」番目の画素の複素画素値「 I_j 」は、以下の式（2）で算出することができる。

【0050】

【数2】

$$I_j = R_j V^T \quad \dots (2)$$

10

【0051】

式（2）に示す「 V^T 」は、素子ごとの $I Q$ 信号を規格化するための列ベクトル「 V 」の転置行列であり、例えば、「 V 」は、以下の式（3）に示す列ベクトルである。

【0052】

【数3】

$$V = [1/\sqrt{M} \dots 1/\sqrt{M}] \quad \dots (3)$$

【0053】

また、複素画像の画素値は、例えば、複素画素値の絶対値の2乗が用いられる。かかる場合、複素画像の「 j 」番目の画素の画素値は、以下の式（4）となる。

20

【0054】

【数4】

$$|I_j|^2 = I_j^* I_j = (R_j V^T)^* (R_j V^T) = V R_j^* R_j V^T = V (R_j^* R_j) V^T \quad \dots (4)$$

【0055】

ここで、式（4）の右辺で示す括弧内の「 $R_j^* R_j$ 」は、受信信号ベクトル「 R_j 」の共分散行列である。ここで、例えば、映像化領域が、図6に示すように、「画像領域A1、画像領域A2、画像領域A3、画像領域A4・・・、画像領域B1、画像領域B2、画像領域B3、画像領域B4・・・」と方位方向及び深さ方向の双方で分割されているとする。なお、図6に示す複数の画像領域は、方位方向及び深さ方向の双方で一部重複するように分割設定されている。

30

【0056】

仮に、「 j 」番目の画素が画像領域B2内の画素である場合、画像領域B2を構成する全画素の画素値を累積すると、以下の式（5）となる。

【0057】

【数5】

$$\sum |I_j|^2 = \sum V (R_j^* R_j) V^T = V \left\{ \sum (R_j^* R_j) \right\} V^T \quad \dots (5)$$

【0058】

ここで、式（5）の右辺における中括弧内の共分散行列の和が、推定部181が受信波面歪の推定に用いる行列である。式（5）の右辺における「共分散行列の和の行列」の最大固有値「 λ_{max} 」に対応する固有ベクトルを「 Ve 」とすると、以下の式（6）が成立する。

40

【0059】

【数6】

$$Ve \left\{ \sum (R_j^* R_j) \right\} Ve^T = \lambda_{max} \quad \dots (6)$$

【0060】

「 λ_{max} 」に対応する固有ベクトル「 Ve 」は、画像領域内の画素値の合計を最大とするベクトル「 V 」となる。つまり、固有ベクトル「 Ve 」は、例えば、画像領域B2の

50

各画素を最も良く合焦するベクトルとなる。換言すると、「 V_e 」は、各素子で受信された受信波面と、各素子での理想的な受信波面との歪（位相差）を示す値となる。

【0061】

そこで、推定部181は、図4のステップS4に例示するように、複数の画像領域それぞれで、「共分散行列の和の行列」である「素子共分散行列」を求める。図4に示す「素子共分散行列」は、「M行M列」の行列となる。なお、推定部181は、画像領域内の全画素の共分散行列の平均行列を「素子共分散行列」として算出しても良い。また、各画像領域に含まれる画素数が「1」である場合、推定部181は、「 $R_j * R_j$ 」を「素子共分散行列」として算出する。また、本実施形態は、映像化領域（走査範囲）全体を、1つの画像領域とする場合であっても良い。

10

【0062】

そして、推定部181は、図4のステップS5に例示するように、複数の画像領域それぞれの素子共分散行列から、複数の画像領域それぞれの固有ベクトル「 V_e 」を算出し、固有ベクトル「 V_e 」を「受信補正值」として補正部182に出力する。固有ベクトル「 V_e 」は、素子ごとの受信補正值が並んだベクトルとなる。

【0063】

そして、補正部182による第2処理が行われる。具体的には、補正部182は、複数の画像領域それぞれの固有ベクトル「 V_e 」を「受信補正值」として、受信信号ベクトル群A、受信信号ベクトル群B及び受信信号ベクトル群Cに乘算する（図4のステップS6）。これにより、補正部182は、図4のステップS7に例示するように、受信補正加算画素値群A、受信補正加算画素値群C及び受信補正加算画素値群Cを算出する。すなわち、補正部182は、受信補正済みの受信信号ベクトル群Aを求めて、図4に示す受信補正加算画素値群Aを算出する。同様に、補正部182は、受信補正済みの受信信号ベクトル群Bを求めて、図4に示す受信補正加算画素値群Bを算出する。同様に、補正部182は、受信補正済みの受信信号ベクトル群Cを求めて、図4に示す受信補正加算画素値群Cを算出する。なお、受信補正加算画素値群を構成する各画素値は、複素画素値である。

20

【0064】

そして、第3処理として推定部181による送信波面歪の推定が行われる。まず、推定部181は、第2処理で得られた各偏向角の受信補正加算画素値群から、同一位置の画素ごとに、偏向角ごとに並べた画素ベクトルを生成する。例えば、推定部181は、偏向角Aにおける「j」番目の画素の複素画素値と、偏向角Bにおける「j」番目の画素の複素画素値と、偏向角Cにおける「j」番目の画素の複素画素値とを並べることで、同一位置の「j」番目の画素の画素ベクトルを生成する。かかる画素ベクトルには、各偏向角での送信波面が同一位置に到達した時点での波面歪に関する情報が含まれている。

30

【0065】

なお、画素ベクトルの要素数は、異なる複数の偏向角の数を「N」とすると、「N」となる。例えば、「j」番目の画素の画素ベクトル「 P_j 」は、「 $P_j = [P_{j,1} \cdots P_{j,N}]$ 」となる。

【0066】

そして、推定部181は、画素ベクトル「 P_j 」の共分散行列「 $P_j * P_j$ 」を算出する。そして、推定部181は、例えば、図6に示す複数の画像領域それぞれで、「共分散行列の和の行列」としての「画素共分散行列」を求める（図4のステップS8）。図4に示す「画素共分散行列」は、「N行N列」の行列となる。そして、推定部181は、図4のステップS9に例示するように、複数の画像領域それぞれの画素共分散行列の最大固有値に対応する固有ベクトル「 V_t 」を、「送信補正值」として算出する。そして、推定部181は、算出した「送信補正值」を補正部182に出力する。

40

【0067】

上記の固有ベクトル「 V_t 」も、「 V_e 」と同様に、画像領域内の画素値の合計を最大とするベクトルであり、画像領域の各画素を最も良く合焦するベクトルとなる。ただし、「 V_t 」は、同一位置に到達した各偏向角の送信波面と、同一位置に到達する各偏向角の

50

理想的な送信波面との歪（位相差）を示す値となる。固有ベクトル「 V_e 」は、偏向角ごとの送信補正值が並んだベクトルとなる。

【0068】

そして、補正部182による第4処理が行われる。具体的には、補正部182は、複数の画像領域それぞれの固有ベクトル「 V_t 」を「送信補正值」として、受信信号ベクトル群A、受信信号ベクトル群B及び受信信号ベクトル群Cに乘算する（図4のステップS10）。これにより、補正部182は、送信補正済みの受信信号ベクトル群A、送信補正済みの受信信号ベクトル群B、及び、送信補正済みの受信信号ベクトル群Cを求める。

【0069】

そして、制御部19の指示により、1回目の送信補正済みの受信信号ベクトル群A～Cを用いた第1処理～第4処理が行われる。ここで、第1処理～第4処理は、操作者の設定情報や、初期設定に基づく制御部19の指示により、例えば、3回繰り返される。かかる場合、補正部182は、3回目の補正処理で得た送信補正済みの受信信号ベクトル群Aから各画素の複素信号値を算出し、3回目の補正処理で得た送信補正済みの受信信号ベクトル群Bから各画素の複素信号値を算出し、3回目の補正処理で得た送信補正済みの受信信号ベクトル群Cから各画素の複素信号値を算出する。そして、補正部182は、各画素の3つの複素信号値を加算（又は、加算平均）した複素信号値の絶対値を画素値とする画像データを、補正処理が行われた画像データとして、制御部19に出力する。そして、制御部19の指示により、モニタ2は、補正処理が行われた画像データを表示する。

10

【0070】

図7は、本実施形態の効果の説明するための図である。図7に示す画像データ100は、生体音速が一定の均一媒体での理想的な状態で得た平面波合成の複素画像データである。また、図7に示す画像データ200は、不均一層により発生した送受信時の波面歪により画質が劣化した平面波合成の複素画像データである。これに対して、図7に示す画像データ300は、上記の第1処理～第4処理を3回繰り返すことで、補正部182が出力した画像データ（複素画像データ）である。画像データ300は、画像データ100と略同一の画質となっていることが図7では示されている。すなわち、画像データ300は、送信波面歪と受信波面歪とが補正された画像データである。

20

【0071】

なお、制御部19は、補正部182による補正処理前後の画像データを、同時に、又は、切り替えて、モニタ2に表示させても良い。例えば、補正処理前の画像データは、初期値として設定音速を用いて得た受信信号ベクトル群A～Cそれぞれの複素画像を加算（又は、加算平均）した画像データ200である。例えば、モニタ2は、同時表示を行なう場合、補正処理前後の画像データを、操作者の指示を受け付けた制御部19の指示により並列表示する。或いは、例えば、モニタ2は、補正処理前後の画像データを、操作者の指示を受け付けた制御部19の指示により切り替え表示する。かかる表示制御により、操作者は、補正処理の効果を確認することができる。

30

【0072】

上述したように、本実施形態では、「異なる偏向角の平面波送信で得られた画像間で、同じ位置の画素値は同じになる」という点に着目し、受信波面歪推定での素子と、送信波面歪推定での送信偏向角とを同様に扱う。そして、本実施形態では、ある限られた領域の画素群で最も画像エネルギーが大きくなるように、偏向角ごとの送信波面歪を推定し、素子ごとの受信波面歪を推定する。このため、本実施形態で推定される送信波面歪及び受信波面歪は、生体内の不均一な媒質（不均一層）により発生した波面歪や、生体内の平均音速が初期設定された音速（例えば、平均音速）と異なることで発生した波面歪も高精度で推定することができる。

40

【0073】

ここで、生体内の不均一性に起因する歪（時間差）は、多くの場合、1波長以下であることが報告されている。従って、本実施形態で推定される送信波面歪及び受信波面歪を用いた位相補正処理により、合焦の精度を回復する事は十分可能である。ただし、位相補正

50

処理により、軸方向（受信走査線方向）の分解能が低下する可能性があるが、かかる分解能の低下は、1波長以下であると想定される。従って、本実施形態では、波面歪をより高精度に補正することができる。その結果、本実施形態では、高画質な画像を得ることができる。

【0074】

また、本実施形態で用いる受信補正值及び送信補正值の算出には、相互相関関数の演算処理のように、時間方向の積和がなく、演算量が相対的に少ない。また、本実施形態では、各素子間の歪の不一致性や、各偏向角間の歪の不一致性を、複数の画像領域それぞれで最も適合するように推定する。従って、本実施形態では、ノイズ耐性の高い安定的な補正を簡易に行なうことが可能となる。

10

【0075】

なお、本実施形態は、上記の第2処理及び第4処理において、補正部182は、推定部181が位相差として推定した波面歪（受信補正值及び送信補正值）を、伝搬時間の歪に変換して補正処理を行なっても良い。かかる変形例でも、補正部182は、送受信時の波面歪双方が補正された画像データを出力することができる。

【0076】

また、例えば、補正処理が行われた画像データを時系列に沿って参照したい操作者の要求を受け付けた場合、送信部11は、複数の偏向角での平面波送信を連続して行なう。かかる場合、補正部182は、あるフレームでの画像データを出力する際の補正処理に用いた波面歪（受信補正值及び送信補正值）を、このフレームの次のフレームの画像データを出力するための補正処理に用いる波面歪（受信補正值及び送信補正值）とする。かかる変形例を行なうことで、動画撮影を行なう場合に最適な受信補正值及び送信補正值を得るための演算量を低減することができる。

20

【0077】

また、上記の実施形態では、複数の画像領域が、方位方向及び深さ方向それぞれで映像化領域を複数に分割した領域である場合について説明した。しかし、上記の実施形態は、変形例として、複数の画像領域が、方位方向で映像化領域を複数に分割した領域であっても、深さ方向で映像化領域を複数に分割した領域であっても良い。かかる場合でも、不均一層に対する制限を緩和することができる。ただし、不均一層の位置に関わらず、受信補正值及び送信補正值を安定して高精度に算出するためには、方位方向及び深さ方向それぞれで分割された複数の画像領域を用いることが好適である。

30

【0078】

また、上記の実施形態では、第1処理～第4処理を繰り返す回数が予め設定されている場合について説明した。しかし、上記の実施形態は、変形例として、補正部182は、推定部181が推定した波面歪の程度に応じて、補正処理を行なうか否かを判定する場合であっても良い。例えば、補正部182は、繰り返し回数が6回と設定されている場合に、4回目の第3処理で推定部181が出力した送信補正值が、3回目の第3処理で推定部181が出力した送信補正值と同程度である場合や、大きくなっている場合、4回目の第3処理で推定部181が出力した送信補正值を用いた補正処理を行わず、3回目の第3処理で推定部181が出力した送信補正值を用いた補正処理を行なって、補正処理後の画像データを出力する。かかる変形例では、不要な補正処理を行なって、逆に画質が劣化した画像データを出力することを回避することができる。

40

【0079】

また、上記の実施形態は、図8及び図9で例示する変形例が行われても良い。図8及び図9は、本実施形態に係る変形例を説明するための図である。

【0080】

上記の実施形態では、受信補正值及び送信補正值の算出において、同じ複数の画像領域を用いる場合について説明した。しかし、上記の実施形態は、送信時の波面歪の推定処理と、受信時の波面歪の推定処理とで、複数の画像領域が異なるパターンで分割される場合であっても良い。

50

【 0 0 8 1 】

例えば、上述したように、同一受信走査線上の各サンプル点における受信波面歪は、比較的、変化が少ないと想定される。そこで、例えば、制御部 19 は、図 8 の (A) に示すように、映像化領域を方位方向で分割した各画像領域を用いて、受信波面歪の推定を行なうように、推定部 181 に指示する。

【 0 0 8 2 】

一方、上述したように、送信波面歪は、偏向角の違いに起因する伝搬経路の違いより、同一受信走査線上の各サンプル点であっても大きく変化する。そこで、例えば、制御部 19 は、図 8 の (B) に示すように、映像化領域を深さ方向で分割した各画像領域を用いて、送信波面歪の推定を行なうように、推定部 181 に指示する。なお、図 8 の (A) 及び図 8 の (B) に示す各画像領域は、図 6 に示す各画像領域と同様に、互いに重複して設定されても良い。

10

【 0 0 8 3 】

或いは、複数の画像領域は、例えば、図 8 の (C) に示すように、映像化領域を離散的に分割することで設定されても良い。かかる場合、推定部 181 は、複数の画像領域それぞれで推定した波面歪（送信波面歪及び受信波面歪）を用いた空間的補間処理により、複数の画像領域以外の領域の波面歪を求める。かかる変形例を行なうことで、推定部 181 は、送信時の波面歪の推定処理と、受信時の波面歪の推定処理とに要する演算量を、低減することができる。

【 0 0 8 4 】

或いは、推定部 181 及び補正部 182 は、複数の偏向角での平面波送信により走査される領域において、補正後の画像データを得るための領域として指定された領域で、処理を行なっても良い。例えば、大きい偏向角で左右に傾いた平面波を送信する場合、映像化領域のある領域では、図 9 に示すように、送信波が平面波とまらない領域 R がある。かかる領域 R で平面波合成を行なうと、モアレと呼ばれる縦縞が頻発する。そこで、制御部 19 又は操作者は、例えば、図 9 において両矢印で示す領域のみを第 1 処理～第 4 処理の対象として、推定部 181 及び補正部 182 に指示する。かかる変形例では、第 1 処理～第 4 処理の対象とする領域を限定することで、送信時の波面歪の推定処理と、受信時の波面歪の推定処理とに要する演算量を、低減できるとともに、平面波合成による画質向上効果を確実にすることができる。

20

30

【 0 0 8 5 】

また、上記の実施形態では、補正部 182 が、固有ベクトルを、推定部 181 が推定した波面歪に基づく補正処理に用いる補正值とする場合について説明した。すなわち、上記の実施形態では、素子共分散行列の固有ベクトル「 V_e 」の要素値を、受信波面歪を補正するための受信補正值として用い、画素共分散行列の固有ベクトル「 V_t 」の要素値を、送信波面歪を補正するための送信補正值として用いた。しかし、補正処理に用いる補正值は、固有ベクトルそのものに限定されるものではない。波面歪により画像の乱れを起こす主たる成分は、位相である。このことから、「固有ベクトル要素値の位相」を「補正值位相（補正用の位相値）」としても、波面歪の補正効果を、十分に得ることができる。

【 0 0 8 6 】

具体的には、補正部 182 は、固有ベクトルの要素である「位相を有する複素数」を要素として持つ単位ベクトルを、推定部 181 が推定した波面歪に基づく補正処理に用いる補正值としてもよい。

40

【 0 0 8 7 】

例えば、推定部 181 が求めた固有ベクトル「 V_e 」を「 $V_e = [v_{e1}, \dots, v_{em}, \dots, v_{eM}]$ 」とする。かかる場合、補正部 182 は、以下の式 (7) により、補正值（受信補正值）を算出する。なお、式 (7) に示す「 m 」は、「 $1 \leq m \leq M$ 、 m ：整数」となる。

【 0 0 8 8 】

【数 7】

$$v_{em}/(\sqrt{v_{em}}\sqrt{M}) \quad \dots (7)$$

【0089】

式(7)は、各要素が、固有ベクトル要素と同じ位相を持ち、ベクトルのノルムを「1」とするために、「Mの平方根」で除算したベクトルが算出されることを示している。なお、補正部182は、固有ベクトル「Vt」が推定部181から出力された場合も、上記と同様の処理により、補正值(送信補正值)を算出する。かかる変形例でも、波面歪をより高精度に補正することができる。

【0090】

なお、上記の実施形態及び変形例で説明した超音波イメージング方法は、超音波診断装置とは独立に設置され、上記の信号処理部18及び制御部19等の機能を有する信号処理装置が、受信部12から受信信号群を取得して、実行する場合であっても良い。

【0091】

また、上記の実施形態及び変形例において説明した各処理のうち、自動的に行なわれるものとして説明した処理の全部又は一部を手動的に行なうこともでき、或いは、手動的に行なわれるものとして説明した処理の全部又は一部を公知の方法で自動的に行なうこともできる。この他、上記文書中や図面中で示した処理手順、制御手順、具体的名称、各種のデータやパラメータを含む情報については、特記する場合を除いて任意に変更することができる。

【0092】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0093】

また、上記の実施形態及び変形例で説明した超音波イメージング方法は、予め用意された超音波イメージングプログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この超音波イメージング方法は、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この超音波イメージング方法は、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

【0094】

以上、説明したとおり、上記の実施形態及び変形例によれば、波面歪をより高精度に補正することができる。

【0095】

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】

【0096】

11 送信部

12 受信部

10

20

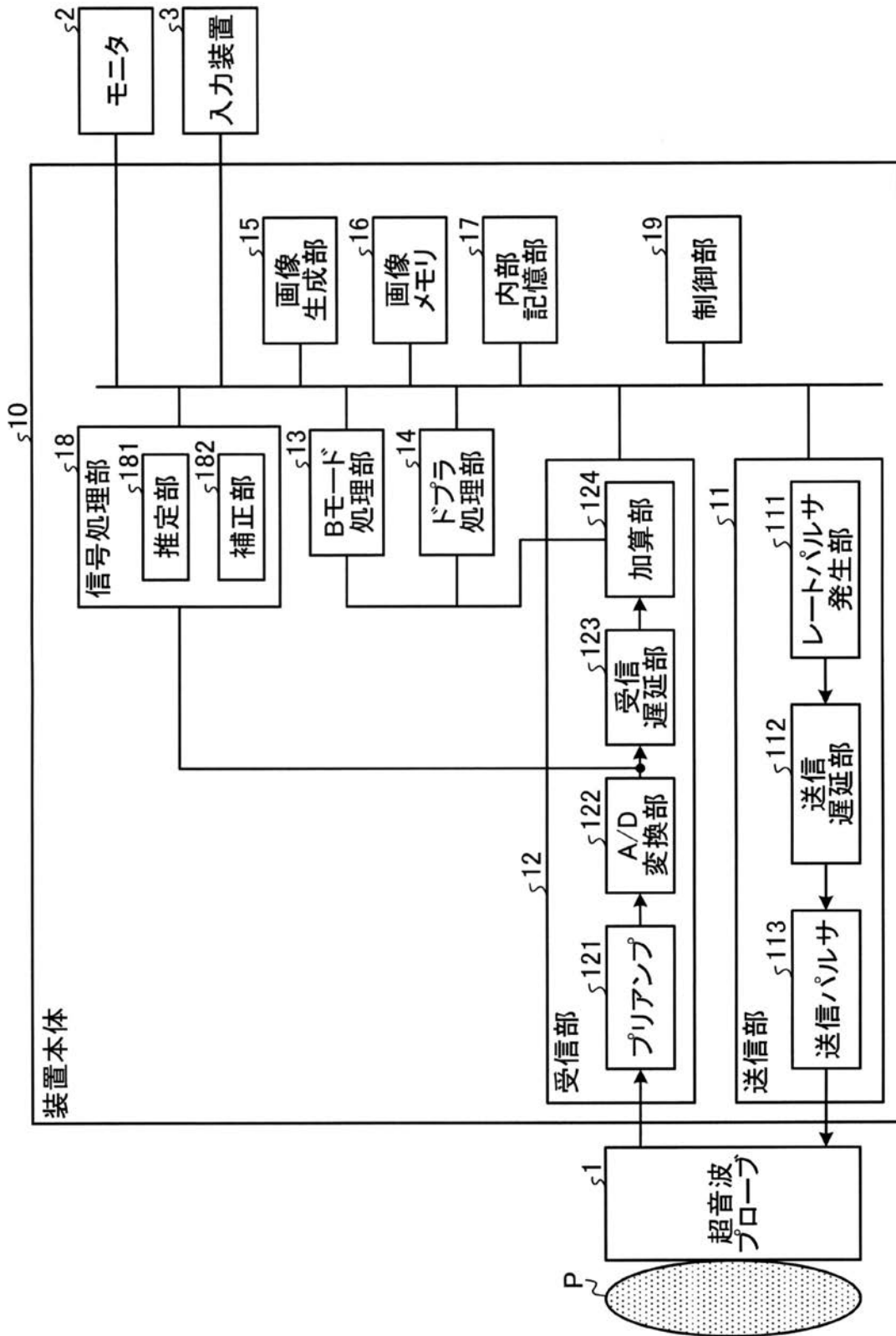
30

40

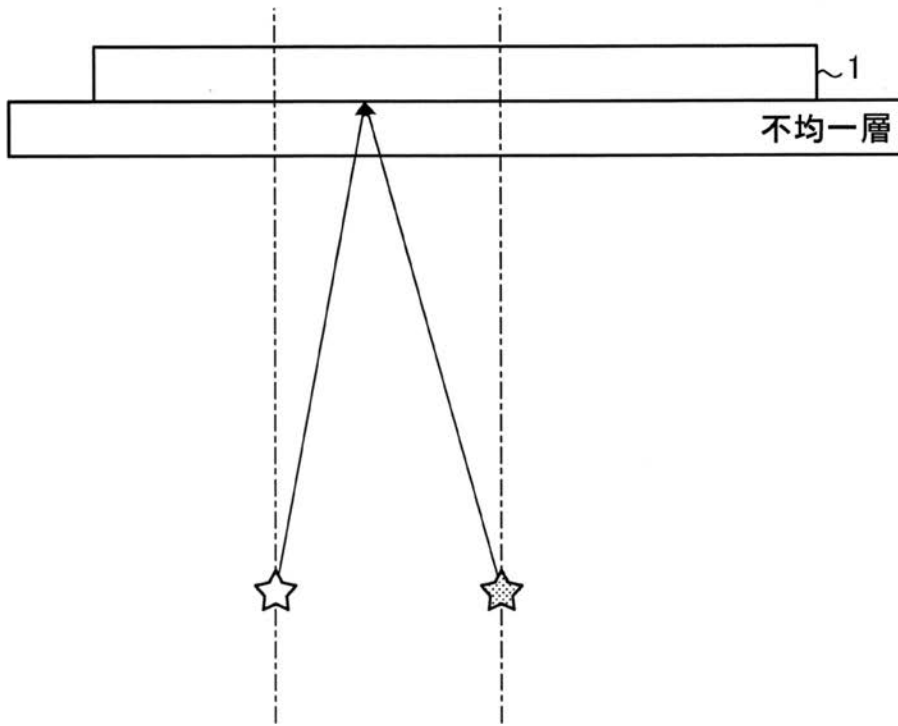
50

- 1 8 信号处理部
- 1 8 1 推定部
- 1 8 2 補正部
- 1 9 制御部

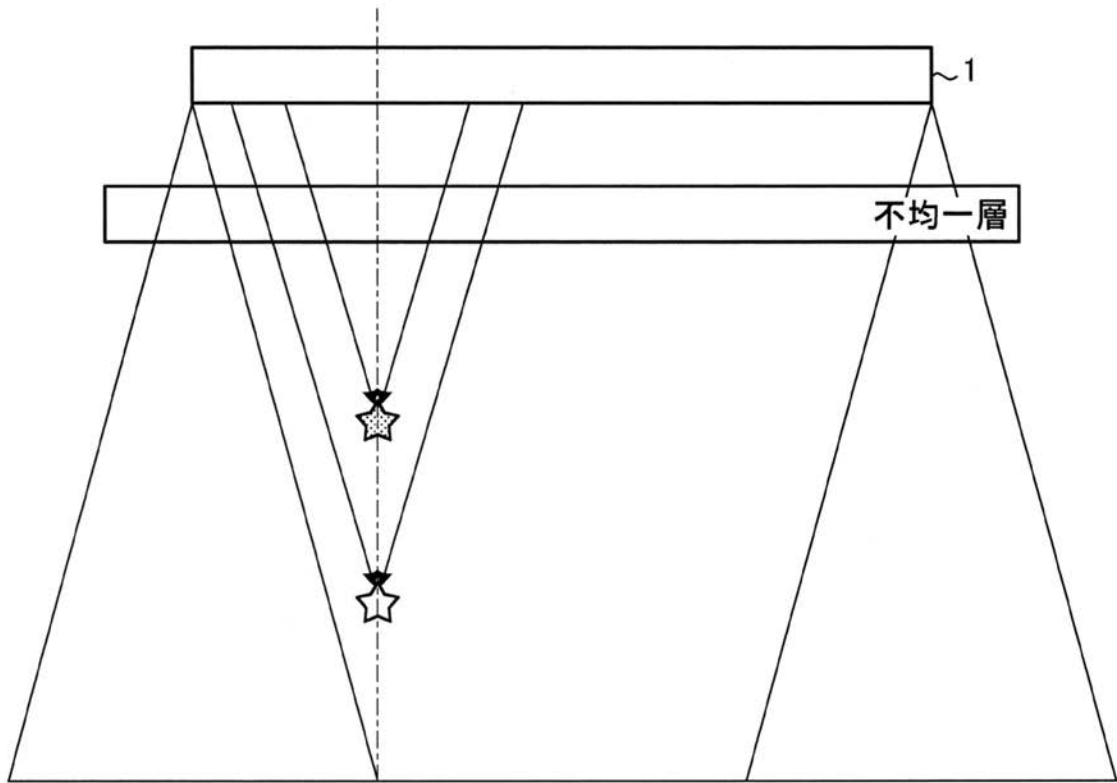
【図1】



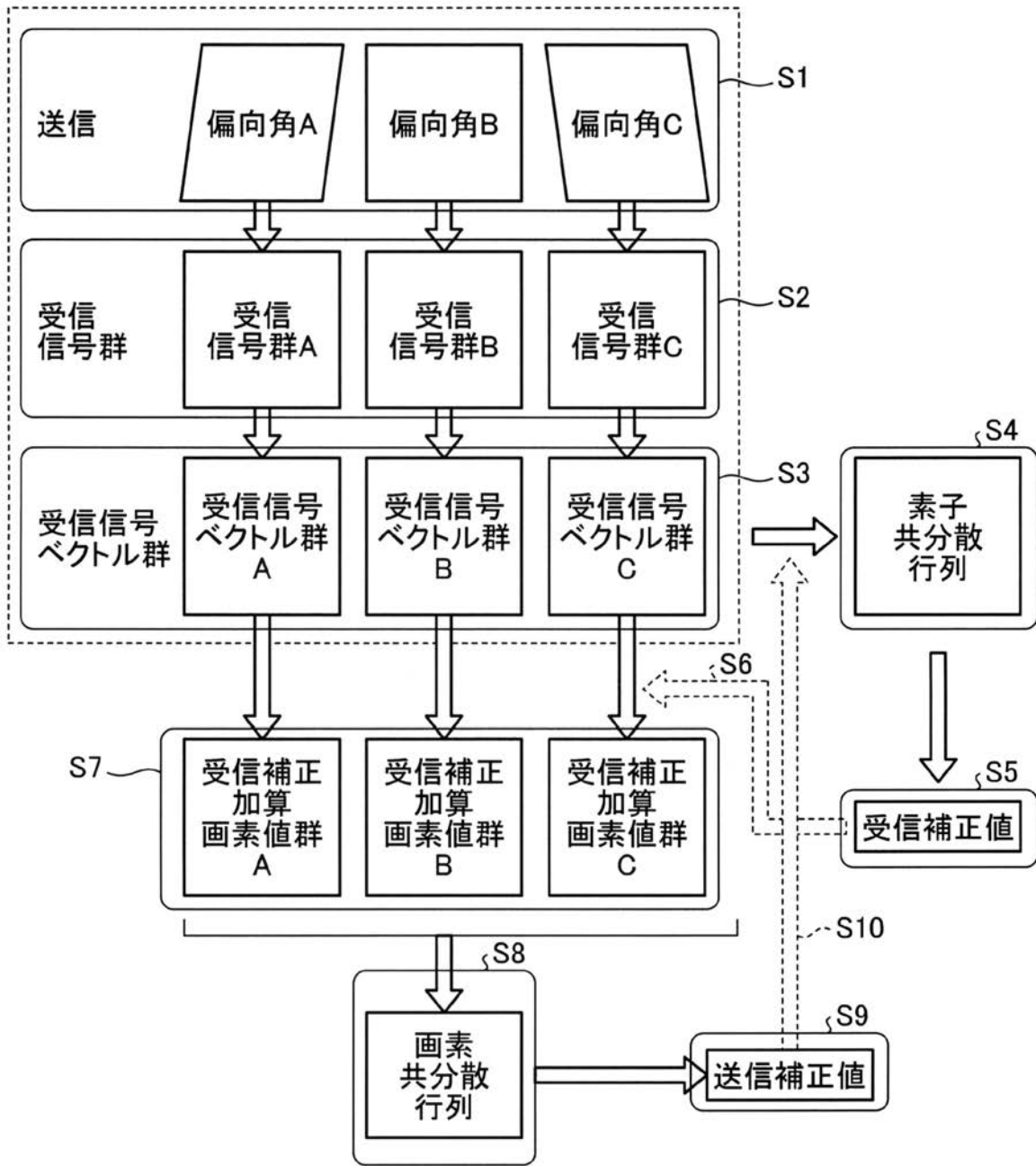
【 図 2 】



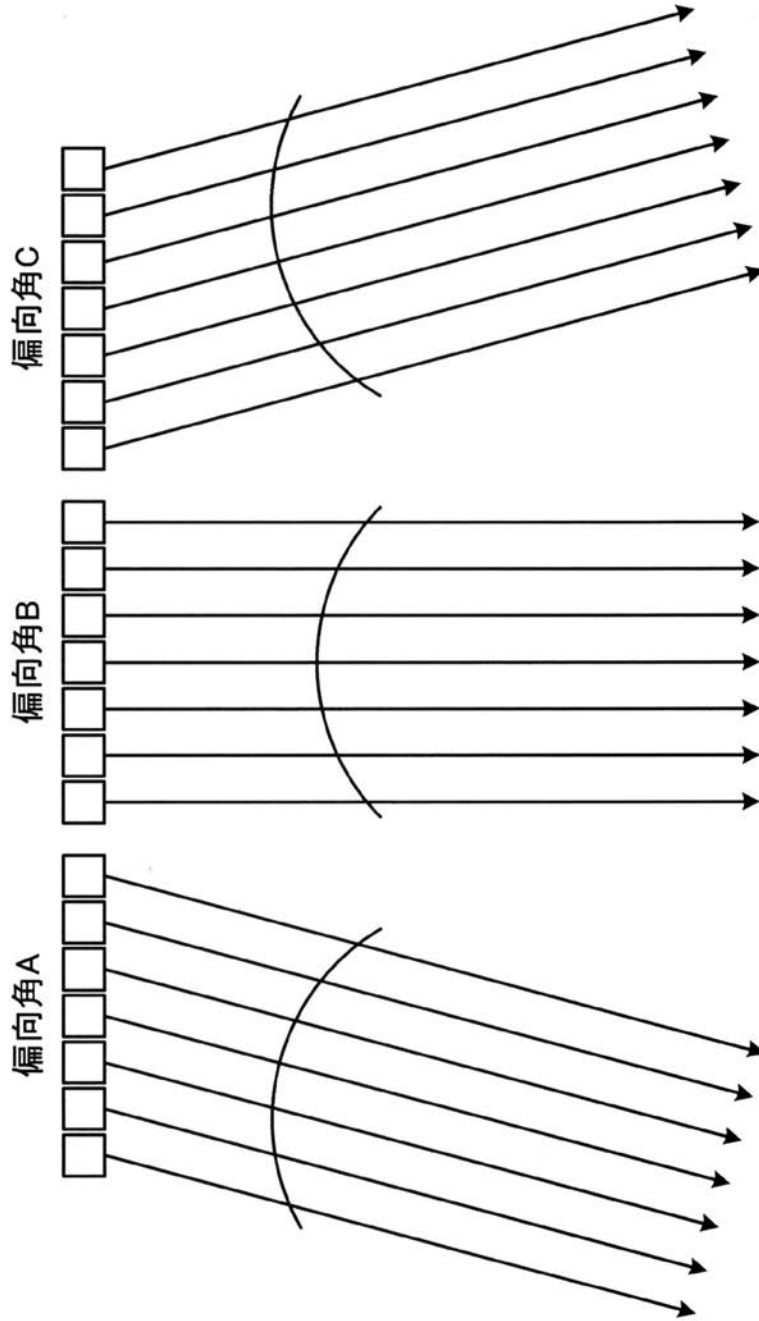
【 図 3 】



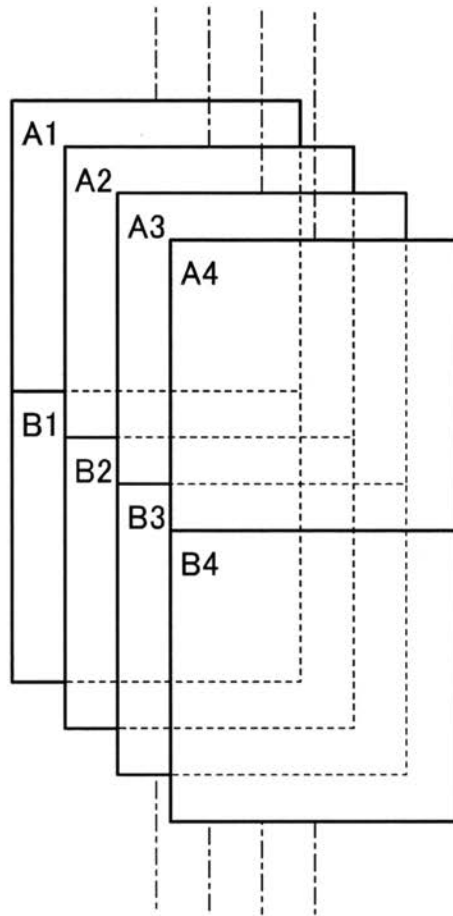
【 図 4 】



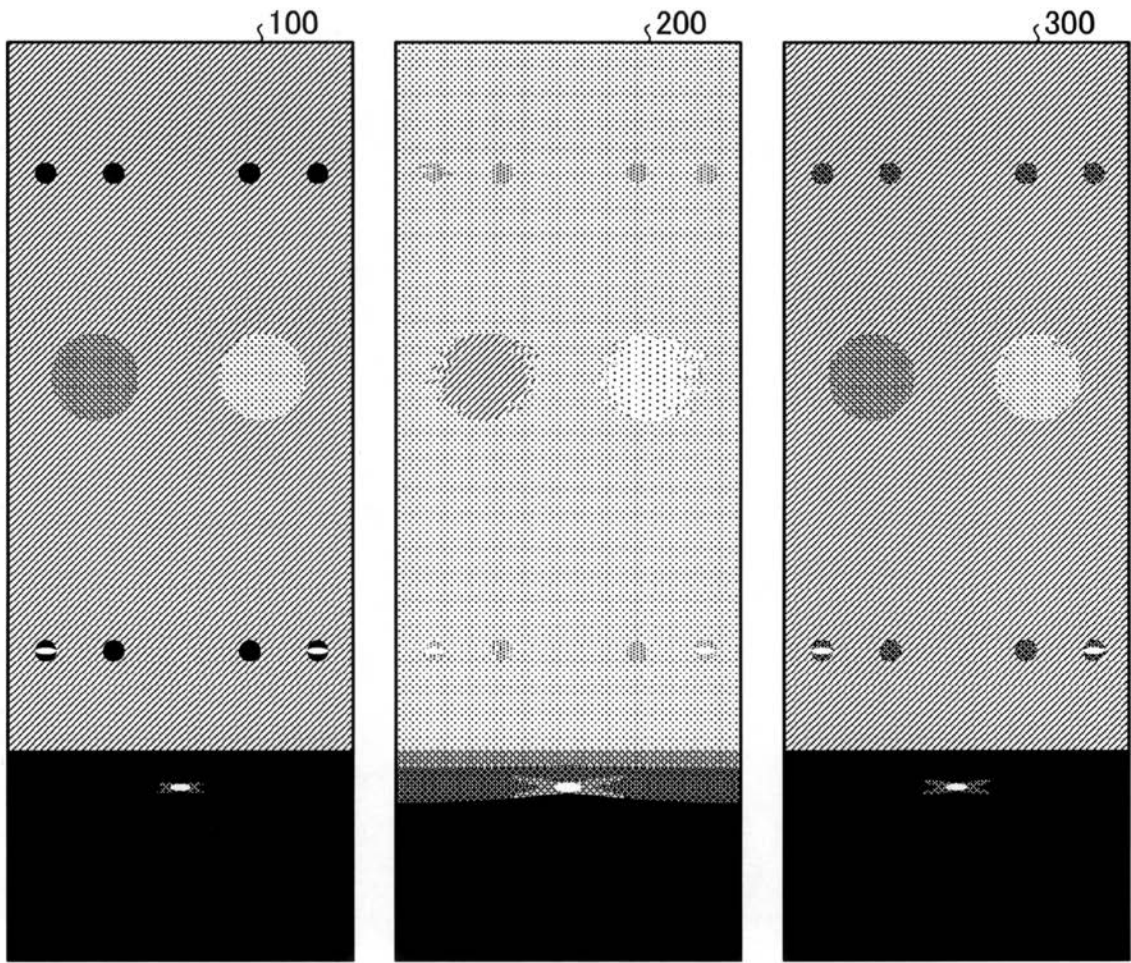
【 図 5 】



【 図 6 】

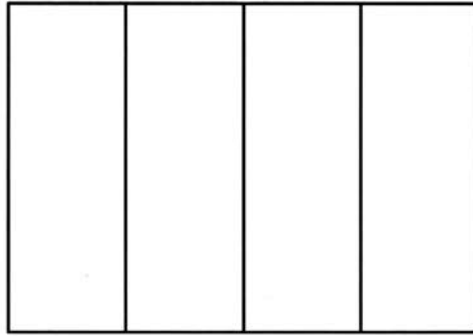


【 図 7 】

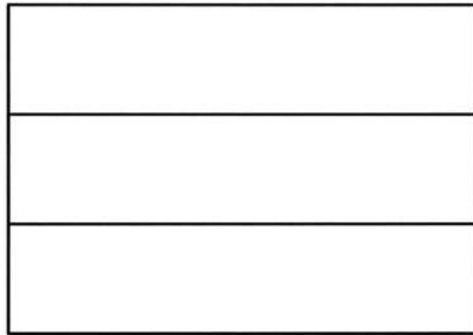


【 図 8 】

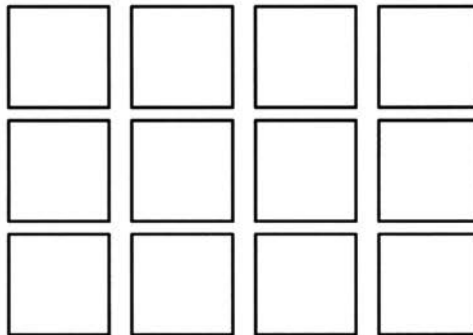
(A)



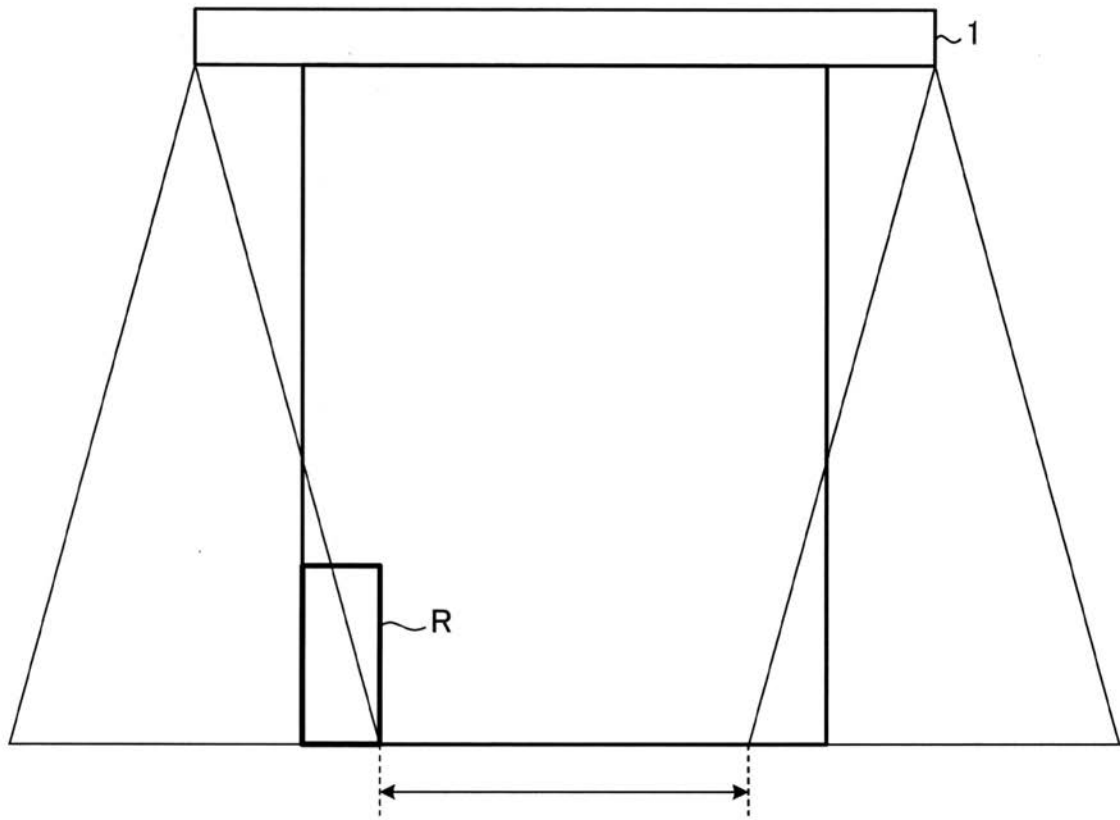
(B)



(C)



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 武史

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 本庄 泰徳

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE04 EE09 HH29 HH31 HH33 JB24 JB37 JB38 JB45 JB48
JB51 JC02

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2015217172A	公开(公告)日	2015-12-07
申请号	JP2014103715	申请日	2014-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	平間信 阿部康彦 佐藤武史 本庄泰徳		
发明人	平間 信 阿部 康彦 佐藤 武史 本庄 泰徳		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5253 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5269 G01S7/52049 G01S15/8995		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/HH33 4C601/JB24 4C601/JB37 4C601/JB38 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JC02		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP6352050B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号	特願2014-103715 (P2014-103715)	(71) 出願人	00003078
	(22) 出願日	平成26年5月19日 (2014.5.19)		株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
要解决的问题：以更高的精度校正波前失真。根据实施例的超声诊断设备包括发送单元，接收单元，估计单元，校正单元和控制单元。发射器从具有多个元件的超声探头以多个不同偏转角的每一个发射平面波。接收单元通过以多个偏转角的每一个发射平面波，基于由超声探头的每个元件接收的反射波来生成接收信号组。估计单元从接收到的信号组中针对多个偏转角的每一个获取复杂图像组，并且使用在复杂图像组的相同位置处的复杂像素值来估计在传输期间的波前失真。校正单元基于发送时的波前失真以及在校正处理之后根据从接收信号组获得的每个偏转角的复图像的相同位置处的复像素值，对接收信号组执行校正处理。图像数据基于控制单元使显示单元显示图像数据。[选型图]图1	(71) 出願人	594164542	東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地	
	(74) 代理人	100089118	弁理士 酒井 宏明	
	(72) 発明者	平間 信	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	阿部 康彦	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	