

(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2015-164515
(P2015-164515A)

(43) 公開日 平成27年9月17日 (2015.9.17)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 42 頁)

(21) 出願番号	特願2014-250120 (P2014-250120)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成26年12月10日 (2014.12.10)		株式会社東芝
(31) 優先権主張番号	特願2014-23624 (P2014-23624)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(32) 優先日	平成26年2月10日 (2014.2.10)	(71) 出願人	594164542
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		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	本庄 泰徳
			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

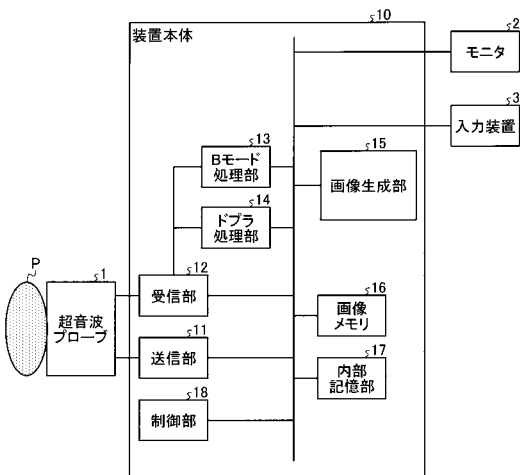
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 多重反射を低減することができる超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 超音波診断装置は、制御部18と、処理部13と、画像生成部15とを備える。制御部18は、所定の一方に配列された振動子群で構成される受信開口の少なくとも1つの振動子を、被検体に送信する超音波の偏向角、前記所定の一方と前記被検体内における構造物の境界を示す方向とのなす角、及び、前記振動子群の中央と交わる前記所定の一方の法線方向に対して垂直な方向と前記境界を示す方向とのなす角の少なくとも1つに基づいて選択する。処理部13は、前記制御部によって選択された前記少なくとも1つの振動子で発生した受信信号の信号強度が低減された状態となるように、処理を実行し、前記受信開口の受信信号を出力する。画像生成部15は、前記受信開口の受信信号に基づいて、超音波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】**

所定の一方方向に配列された振動子群で構成される受信開口の少なくとも 1 つの振動子を、被検体に送信する超音波の偏向角、前記所定の一方方向と前記被検体内における構造物の境界を示す方向とのなす角、及び、前記振動子群の中央と交わる前記所定の一方方向の法線方向に対して垂直な方向と前記境界を示す方向とのなす角の少なくとも 1 つに基づいて選択する制御部と、

前記制御部によって選択された前記少なくとも 1 つの振動子で発生した受信信号の信号強度が、前記受信開口を構成する複数の振動子のうちの前記少なくとも 1 つの振動子以外の振動子で発生した受信信号の信号強度よりも低減された状態となるように、前記受信開口で発生した複数の受信信号のうちの前記少なくとも 1 つの受信信号に対して処理を実行し、前記受信開口の受信信号を出力する処理部と、

前記処理部により出力された前記受信開口の受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する画像生成部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記処理部は、作成部と整相加算部とを有し、

前記作成部は、前記制御部によって選択された前記少なくとも 1 つの振動子を含む範囲外での重みより当該範囲内での重みを低減した開口関数を作成し、

前記整相加算部は、前記受信開口を構成する複数の振動子それぞれで発生した受信信号を前記開口関数により重み付けした後に整相加算した信号を、前記受信開口の受信信号として出力する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記作成部は、前記範囲内での重みを略ゼロにすることで、前記開口関数を作成する、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記少なくとも 1 つの振動子を含む範囲内からの出力を遮断し、当該範囲外からの出力信号に基づく受信信号を、前記受信開口の受信信号とする、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御部は、受信フォーカスの位置に応じて受信開口の幅を変更する制御を行ない、各受信フォーカスでの受信開口において前記少なくとも 1 つの振動子を選択する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、受信フォーカスの位置に応じて受信開口の幅を変更する制御を行ない、前記構造物の深さに対応する受信フォーカスでの受信開口において前記少なくとも 1 つの振動子を選択する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記制御部は、フレーム間で超音波送受信の偏向角を変えて超音波走査を複数回実行させる制御を行なうとともに、少なくとも 1 つの超音波走査で前記少なくとも 1 つの振動子を選択し、

前記処理部は、前記制御部によって前記少なくとも 1 つの振動子が選択された超音波走査では、前記処理を実行して前記受信開口の受信信号を出力し、前記制御部によって前記少なくとも 1 つの振動子が選択されていない超音波走査では、前記処理とは異なる処理を実行して前記受信開口の受信信号を出力し、

前記画像生成部は、各超音波走査で前記処理部により出力された前記受信開口の受信信号に基づいて、各超音波走査の超音波画像データを生成し、生成した複数の超音波画像データを合成した画像データを、前記超音波画像データとして生成する、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記制御部は、予め得られている超音波画像データを参照した操作者が入力した情報に基づいて、前記構造物の境界を示す方向、又は、前記構造物の境界を示す方向及び前記構造物の深さを取得する、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記制御部は、予め得られている超音波画像データを解析して、前記構造物の境界を示す方向、又は、前記構造物の境界を示す方向及び前記構造物の深さを推定する、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記制御部は、所定の深さ近傍の領域で、前記予め得られている超音波画像データを解析する、請求項 9 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

前記制御部は、前記所定の深さとして、画像中央に位置する深さ、又は、超音波プローブの当接面から検査対象の組織が位置する深さ、又は、送信フォーカスの位置を用いる、請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記制御部は、予め得られている超音波画像データを参照した操作者が設定した情報、又は、当該超音波画像データの画像情報を検出した結果、又は、予め設定された情報に基づいて前記構造物の深さを取得する、請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記制御部は、超音波プローブが移動するごとに、前記少なくとも 1 つの振動子を選択する、請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 14】

所定の一方向に配列された振動子群で構成される受信開口の少なくとも 1 つの振動子を、被検体に送信する超音波の偏向角、前記所定の一方向と前記被検体内における構造物の境界を示す方向とのなす角、及び、前記振動子群の中央と交わる前記所定の一方向の法線方向に対して垂直な方向と前記境界を示す方向とのなす角の少なくとも 1 つに基づいて選択する制御部と、

前記制御部によって選択された前記少なくとも 1 つの振動子で発生した受信信号の信号強度が、前記受信開口を構成する複数の振動子のうちの前記少なくとも 1 つの振動子以外の振動子で発生した受信信号の信号強度よりも低減された状態となるように、前記受信開口で発生した複数の受信信号のうちの前記少なくとも 1 つの受信信号に対して処理を実行し、前記受信開口の受信信号を出力する処理部と、

30

前記処理部により出力された前記受信開口の受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する画像生成部と、

を備える、画像処理装置。

【請求項 15】

制御部が、所定の一方向に配列された振動子群で構成される受信開口の少なくとも 1 つの振動子を、被検体に送信する超音波の偏向角、前記所定の一方向と前記被検体内における構造物の境界を示す方向とのなす角、及び、前記振動子群の中央と交わる前記所定の一方向の法線方向に対して垂直な方向と前記境界を示す方向とのなす角の少なくとも 1 つに基づいて選択し、

40

処理部が、前記制御部によって選択された前記少なくとも 1 つの振動子で発生した受信信号の信号強度が、前記受信開口を構成する複数の振動子のうちの前記少なくとも 1 つの振動子以外の振動子で発生した受信信号の信号強度よりも低減された状態となるように、前記受信開口で発生した複数の受信信号のうちの前記少なくとも 1 つの受信信号に対して処理を実行し、前記受信開口の受信信号を出力し、

画像生成部が、前記処理部により出力された前記受信開口の受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する、

ことを含む、画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、診断の妨げとなる超音波画像（Ｂモード画像）の多重反射を低減するために、様々な方法が行なわれている。かかる方法の一例としては、超音波送受信の偏向角を変えた複数のＢモード画像を加算平均により合成（コンパウンド：compound）する空間コンパウンドを用いた方法が知られている。また、この方法を応用して、偏向角の異なる複数のＢモード画像から、多重反射エコー成分の程度と位置とを推定し、推定結果から加算平均時の重みを適応的に制御する方法も知られている。

10

【0003】

しかし、偏向角の異なる複数の画像をコンパウンドする上記の方法では、エレメントファクタの制約により、偏向角を大きくした場合の振幅低下の影響が避けられない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献１】特開２０１２－７１１１５号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、多重反射を低減することができる超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態の超音波診断装置は、制御部と、処理部と、画像生成部とを備える。制御部は、所定の一方方向に配列された振動子群で構成される受信開口の少なくとも１つの振動子を、被検体に送信する超音波の偏向角、前記所定の一方方向と前記被検体内における構造物の境界を示す方向とのなす角、及び、前記振動子群の中央と交わる前記所定の一方方向の法線方向に対して垂直な方向と前記境界を示す方向とのなす角の少なくとも１つに基づいて選択する。処理部は、前記制御部によって選択された前記少なくとも１つの振動子で発生した受信信号の信号強度が、前記受信開口を構成する複数の振動子のうちの前記少なくとも１つの振動子以外の振動子で発生した受信信号の信号強度よりも低減された状態となるように、前記受信開口で発生した複数の受信信号のうちの少なくとも１つの受信信号に対して処理を実行し、前記受信開口の受信信号を出力する。画像生成部は、前記処理部により出力された前記受信開口の受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する。

30

【図面の簡単な説明】

【0007】

【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説明するための図である。

40

【図２】図２は、第１の実施形態に係る受信部の構成例を説明するための図である。

【図３】図３は、前提方法を説明するための図（１）である。

【図４】図４は、前提方法を説明するための図（２）である。

【図５】図５は、前提方法の課題を説明するための図（１）である。

【図６】図６は、前提方法の課題を説明するための図（２）である。

【図７】図７は、前提方法の課題を説明するための図（３）である。

【図８】図８は、前提方法の課題を説明するための図（４）である。

【図９】図９は、第１の実施形態の概要を示す図である。

【図１０Ａ】図１０Ａは、第１の実施形態で用いられるパラメータを説明するための図（１）である。

50

【図 10B】図 10B は、第 1 の実施形態で用いられるパラメータを説明するための図 (2) である。

【図 10C】図 10C は、第 1 の実施形態で用いられるパラメータを説明するための図 (3) である。

【図 10D】図 10D は、第 1 の実施形態で用いられるパラメータを説明するための図 (4) である。

【図 11】図 11 は、第 1 の実施形態に係る制御部が行なう処理を説明するための図 (1) である。

【図 12】図 12 は、第 1 の実施形態に係る制御部が行なう処理を説明するための図 (2) である。

10

【図 13】図 13 は、第 1 の実施形態に係る制御部が行なう処理を説明するための図 (3) である。

【図 14】図 14 は、第 1 の実施形態に係る制御部が行なう処理を説明するための図 (4) である。

【図 15】図 15 は、第 1 の実施形態に係る制御部が行なう処理を説明するための図 (5) である。

【図 16】図 16 は、第 1 の実施形態に係る制御部が行なう処理を説明するための図 (6) である。

【図 17】図 17 は、第 1 の実施形態の効果の説明するための図 (1) である。

【図 18】図 18 は、第 1 の実施形態の効果の説明するための図 (2) である。

20

【図 19】図 19 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を示すフローチャートである。

【図 20】図 20 は、第 2 の実施形態を説明するための図 (1) である。

【図 21】図 21 は、第 2 の実施形態を説明するための図 (2) である。

【図 22】図 22 は、第 2 の実施形態を説明するための図 (3) である。

【図 23】図 23 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を示すフローチャートである。

【図 24】図 24 は、第 3 の実施形態を説明するための図 (1) である。

【図 25】図 25 は、変形例を説明するための図 (1) である。

【図 26】図 26 は、変形例を説明するための図 (2) である。

30

【発明を実施するための形態】

【0008】

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。

【0009】

(第 1 の実施形態)

まず、第 1 の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、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を説明するための図である。図 1 に示すように、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。

【0010】

40

超音波プローブ 1 は、所定の一方方向に配列された複数の振動子 (例えば、圧電振動子) で構成される振動子群を有する。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 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 が有する複数の振動子は、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、振動子に設けられる整合層と、振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有する。

【0011】

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 が有する複数の振動子にて受信される。反射波は、当該反射波を受信した

50

振動子で、電気信号である反射波信号（受信信号）に変換される。各振動子が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。

【0012】

ここで、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。装置本体10に接続される超音波プローブ1は、所定の一方方向に配列された振動子群が、例えば、一列分配置された振動子列を有し、被検体Pを2次元で走査する1Dアレイプローブである。或いは、装置本体10に接続される超音波プローブ1は、例えば、振動子列を所定の角度（揺動角度）で揺動させることで、被検体Pを3次元走査するメカニカル4Dプローブである。或いは、装置本体10に接続される超音波プローブ1は、例えば、被検体Pを3次元走査するために、複数の振動子が2次元で配置された、すなわち、振動子列が複数列分配置された2Dアレイプローブである。

10

【0013】

以下では、超音波プローブ1として、1Dアレイプローブを用いる場合について説明する。なお、1Dアレイプローブとしては、振動子列内で開口（送信開口及び受信開口）を移動して超音波走査を行なうリニア型超音波プローブやコンベックス型超音波プローブが挙げられる。或いは、1Dアレイプローブとしては、振動子列内で開口（送信開口及び受信開口）の位置を一定として走査方向を偏向して超音波走査を行なうセクタ型超音波プローブが挙げられる。振動子群が配列される所定の一方方向は、超音波プローブ1の種類により異なる。例えば、リニア型超音波プローブでは、振動子群は、直線状に配列される。また、例えば、コンベックス型超音波プローブでは、振動子群は、所定の曲率となる円弧状に配列される。

20

【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する。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、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。

【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。

30

【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受信信号である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り、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、制御部18とを有する。

【0017】

送信部11は、後述する制御部18の指示に基づいて、超音波送信における送信指向性を制御する。すなわち、送信部11は、送信ビームフォーマーである。具体的には、送信部11は、レートパルス発生器、送信遅延部、送信パルス等を有し、超音波プローブ1に駆動信号を供給する。レートパルス発生器は、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、送信遅延部を通ることで異なる送信遅延時間が掛けられた状態で送信パルスへ電圧を印加する。すなわち、送信遅延部は、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振動子ごとの送信遅延時間を、レートパルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。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1に駆動信号（駆動パルス）を印加する。

40

50

【 0 0 1 8 】

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 1 内の振動子まで伝達した後に、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。振動子ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、収束されて、所定方向に伝搬していく。送信遅延部は、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、振動子面からの送信方向を任意に調整する。送信部 1 1 は、超音波ビームの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間とを制御することで、送信指向性を与える。

【 0 0 1 9 】

なお、送信部 1 1 は、後述する制御部 1 8 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、瞬間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。

【 0 0 2 0 】

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 内部の振動子まで到達した後、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 1 2 に入力される。

【 0 0 2 1 】

受信部 1 2 は、後述する制御部 1 8 の指示に基づいて、超音波受信における受信指向性を制御する。すなわち、受信部 1 2 は、受信ビームフォーマーである。図 2 は、第 1 の実施形態に係る受信部の構成例を説明するための図である。例えば、受信部 1 2 は、図 2 に示すように、プリアンプ 1 2 1、A / D 変換部 1 2 2、受信遅延部 1 2 3、作成部 1 2 4、整相加算部 1 2 5 等を有し、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対して各種処理を行なって、受信走査線ごとの反射波データ（受信信号）を生成する。反射波データは、例えば、図 2 に示すように、後述する B モード処理部 1 3、画像生成部 1 5 の処理により超音波画像データ（B モード画像データ）に変換され、モニタ 2 に出力される。

【 0 0 2 2 】

プリアンプ 1 2 1 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 1 2 2 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データに変換する。受信遅延部 1 2 3 は、デジタルデータに対して、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。すなわち、受信遅延部 1 2 3 が各振動子の出力信号に対して受信遅延時間を掛けることで、受信走査線の同一サンプル点からの信号が、整相加算部 1 2 5 に入力される。このように、受信部 1 2 は、反射波の受信に用いる振動子の数及び位置（受信開口）と、受信開口を構成する各振動子の位置に応じた受信遅延時間とを制御することで、受信指向性を与える。なお、受信遅延時間は、振動子の位置とともに、受信フォーカスの位置に応じて異なる。

【 0 0 2 3 】

また、受信部 1 2 は、D V A F（Dynamic Variable Aperture Focus）法を実行可能である。D V A F 法を行なう場合、受信部 1 2 は、近くから返ってくる信号を受信する場合は、受信開口幅を小さくして、近距離の受信ビームを細くする。また、D V A F 法を行なう場合、受信部 1 2 は、遠くから返ってくる信号を受信する場合は、受信開口幅が大きいほど強いフォーカスをかけられるので、距離に応じて受信開口幅を大きくする。かかる受信開口幅は、予め設定される「F-number」により設定される。なお、「F-number」は、受信フォーカスの深さと受信開口幅との比で定義される値であり、操作者により任意に変更可能である。受信部 1 2 は、D V A F 法を行なう場合、「F-number」に応じて、各深さ位置での受信開口幅を変更する。具体的には、受信部 1 2 は、受信フォーカス位置と「F-number」とで定まる受信開口幅の受信開口を、受信走査線が中心となるように設定する。

【 0 0 2 4 】

整相加算部 1 2 5 は、受信遅延部 1 2 3 により受信遅延時間が与えられた反射波信号（

10

20

30

40

50

デジタルデータ)の加算処理(整相加算処理)を行なう。すなわち、整相加算部125は、受信開口の各振動子が受信した同一サンプル点からの信号を加算する。整相加算部125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。整相加算部125が出力した信号は、反射波データ(受信信号)として、後段の処理部に出力される。

【0025】

ここで、受信部12は、受信アポダイゼーションを行なう。すなわち、整相加算部125は、受信開口の各振動子が受信した同一サンプル点からの信号を、開口関数(アポダイゼーション関数)により重み付けを行なった後に、整相加算処理を行なう。かかる開口関数は、後述する制御部18の制御により、図2に示す作成部124が作成する。開口関数(受信開口関数)は、振動子の位置ごとに重みが設定された関数である。

10

【0026】

整相加算部125は、受信開口を構成する複数の素子それぞれが受信した信号を、作成部124が作成した開口関数により重み付けした後に整相加算する。ここで、受信部12は、DVAF法を行なう場合、受信開口幅の調整とともに、受信感度の補正を行なう。また、DVAF法を行なう場合、作成部124は、深さ位置に応じて開口幅が異なる受信開口ごとに、開口関数を作成する。第1の実施形態で作成部124が作成する開口関数については、後に詳述する。

【0027】

ここで、整相加算部125からの出力信号の形態は、RF(Radio Frequency)信号やIQ信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

20

【0028】

Bモード処理部13は、受信部12が生成し、出力した受信信号である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。

【0029】

ドプラ処理部14は、受信部12が生成し、出力した受信信号である反射波データを周波数解析することで、走査範囲内にある移動体のドプラ効果に基づく運動情報を抽出したデータ(ドプラデータ)を生成する。具体的には、ドプラ処理部14は、移動体の運動情報として、平均速度、分散値、パワー値などを多点に渡り抽出したドプ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。

30

【0030】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置は、コントラストハーモニックイメージング(CHI: Contrast Harmonic Imaging)や、ティッシュハーモニックイメージング(THI: Tissue Harmonic Imaging)等のハーモニックイメージングを実行可能である。

【0031】

例えば、ハーモニックイメージングでは、振幅変調(AM: Amplitude Modulation)法や位相変調(PM: Phase Modulation)法、AM法及びPM法を組み合わせたAMP法と呼ばれる映像法が行なわれる。AM法、PM法及びAMP法では、同一の走査線に対して振幅や位相が異なる超音波送信を複数回行なう。これにより、受信部12は、各走査線で複数の反射波データ(受信信号)を生成する。受信部12、又は、Bモード処理部13は、各走査線の複数の反射波データ(受信信号)を、変調法に応じた加減算処理することで、ハーモニック成分を抽出する。そして、Bモード処理部13は、ハーモニック成分の反射波データ(受信信号)に対して包絡線検波処理等を行なって、Bモードデータを生成する。

40

【0032】

例えば、PM法が行なわれる場合、送信部11は、制御部18が設定したスキャンシーケンスにより、例えば(-1, 1)のように、位相極性を反転させた同一振幅の超音波を、各走査線で2回送信させる。そして、受信部12は、「-1」の送信による受信信号と

50

、「1」の送信による受信信号とを生成する。そして、受信部12、又は、Bモード処理部13は、これら2つの受信信号を加算する。これにより、基本波成分が除去され、2次高調波成分が主に残存した信号が生成される。そして、Bモード処理部13は、この信号に対して包絡線検波処理等を行なって、THIのBモードデータやCHIのBモードデータを生成する。

【0033】

また、THIでは、受信信号に含まれる2次高調波成分と差音成分とを用いて映像化を行なう方法が実用化されている。差音成分を用いた映像化法では、例えば、中心周波数が「f1」の第1基本波と、中心周波数が「f1」より大きい「f2」の第2基本波とを合成した合成波形の送信超音波を、超音波プローブ1から送信させる。この合成波形は、2次高調波成分と同一の極性を持つ差音成分が発生するように、互いの位相が調整された第1基本波の波形と第2基本波の波形とを合成した波形である。送信部11は、合成波形の送信超音波を、位相を反転させながら、例えば、2回送信させる。かかる場合、受信部12は、これら2回の送信それぞれに対応する2つの受信信号を生成する。そして、受信部12、又は、Bモード処理部13は、これら2つの受信信号を加算する。これにより、基本波成分が除去され、差音成分及び2次高調波成分が主に残存した信号が生成される。そして、Bモード処理部13は、この信号に対して包絡線検波処理等を行なって、THIのBモードデータを生成する。

【0034】

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Bモードデータから反射波の強度を輝度にて表した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が生成したドブラデータから移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像データを生成する。

【0035】

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、テレビなど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、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、ポディーマーク等を合成する。

【0036】

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。

【0037】

なお、超音波プローブ1としてメカニカル4Dプローブや2Dアレイプローブが用いられる場合、送信部11、受信部12、Bモード処理部13、ドブラ処理部14及び画像生成部15は、3次元の超音波画像データ（ボリュームデータ）を生成するための処理を実行することが可能である。例えば、送信部11は、被検体Pを3次元走査する場合、超音波プローブ1から3次元の超音波ビームを送信させる。そして、受信部12は、超音波プローブ1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。

【0038】

そして、Bモード処理部13は、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、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。画像生成部15は、Bモード処理部13が生成した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、画像生成部15は、ドブラ処理部14が生成した3次元のドブラデータに対して座標変換を行な

10

20

30

40

50

うことで、３次元ドブラ画像データを生成する。

【００３９】

更に、画像生成部１５は、ポリウムデータをモニタ２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、ポリウムデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成部１５が行なうレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法（MPR：Multi Planer Reconstruction）を行なってポリウムデータからMPR画像データを生成する処理がある。また、画像生成部１５が行なうレンダリング処理としては、例えば、３次元の情報を反映した２次元画像データを生成するポリウムレンダリング（VR：Volume Rendering）処理がある。

【００４０】

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。

【００４１】

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。例えば、内部記憶部１７は、ハーモニクイメーシングを行なうためのスキャンシーケンス等を記憶する。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。

【００４２】

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、ドブラ処理部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。なお、第１の実施形態に係る制御部１８は、超音波送受信の制御として、受信アポダイゼーションの制御を行なうが、これについては、後に詳述する。

【００４３】

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、Ｂモード画像データの生成表示を行なう。ここで、従来、診断の妨げとなる超音波画像（Ｂモード画像）の多重反射を低減するために、様々な方法が行なわれている。かかる方法の一例としては、超音波送受信の偏向角を変えた複数のＢモード画像を加算平均により合成（コンパウンド：compound）する空間コンパウンドを用いた方法が知られている。また、この方法を応用して、偏向角の異なる複数のＢモード画像から、多重反射エコー成分の程度と位置とを推定し、推定結果から加算平均時の重みを適応的に制御する方法も知られている。しかし、偏向角の異なる複数の画像をコンパウンドする上記の方法では、エレメントファクタの制約により、偏向角を大きくした場合の振幅低下の影響が避けられない。

【００４４】

そこで、多重反射を低減させる別の方法として、多重反射成分を可能な限り含まないように受信アポダイゼーションを作成する方法も提案されている。かかる方法では、例えば、受信開口の中央部分の重みを「０」とする開口関数による受信アポダイゼーションが用いられる。以下、受信開口の中央部分の重みを「０」とする方法を、「前提方法」と記載する。しかし、この前提方法では、多重反射成分を低減できない場合があった。本実施形態では、かかる前提方法の課題を解消するための方法を説明する。

【００４５】

以下、上記の前提方法、並びに、前提方法の課題について、図３～図８を用いて説明した後に、本実施形態に係る超音波診断装置が行なう受信アポダイゼーションについて説明

10

20

30

40

50

する。図 3 及び図 4 は、前提方法を説明するための図であり、図 5 ~ 図 8 は、前提方法の課題を説明するための図である。

【 0 0 4 6 】

図 3 に示す「 A 」は、超音波プローブ 1 において、ある受信走査線で設定された受信開口を示す。図 3 では、受信開口 A と同じ幅の送信開口から送信された超音波ビームの形状も合わせて示している。また、図 3 では、多重反射を引き起こす要因となる被検体 P 内の構造物により、走査断面内で音響インピーダンスに大きな差が生じている「境界」を線分で示している。図 3 に示す一例では、送信超音波ビームの焦点は、「境界」の深さに略一致している。

【 0 0 4 7 】

また、図 3 の左図では、上記の構造物が形成する「境界」により生じる 1 回多重の様相を点線で示している。図 3 に示す一例では、送信超音波が「境界」で反射された反射波は、超音波プローブ 1 の表面（プローブ表面）に到達する。そして、この反射波は、プローブ表面で反射された後に、再度、「境界」で反射されて超音波プローブ 1 の表面に到達する。このようにして起こる 1 回多重で受信開口 A が受信した信号（多重反射信号）は、恰も、「境界」より深い位置の境界からの信号として表示されることになる。図 3 では、多重反射信号として表示される線分を「多重信号」として示している。

【 0 0 4 8 】

また、図 3 の右図では、構造物が形成する「境界」で反射されて受信開口 A で受信される真の反射信号のメインビームと、恰も「多重信号」の位置で反射されて受信開口 A で受信される多重反射信号のメインビームとを模式的に示している。図 3 の右図に示すように、反射信号のメインビームと、多重反射信号のメインビームとの指向性は、同一方向となる。すなわち、これら 2 つのメインビームの指向性は、図 3 の右図に示すように、受信開口 A の中心に向かって受信開口 A に垂直な方向となっている。

【 0 0 4 9 】

ここで、構造物近傍の位置を受信フォーカスとして行われる受信遅延処理により、構造物由来の反射信号の波面は、受信開口 A を構成する全振動子で位相が揃う。これに対して、構造物の位置を受信フォーカスとして行われる受信遅延処理を行なっても、多重反射信号の波面は、受信開口 A の中央部の限定された範囲の振動子でしか位相が揃わない。

【 0 0 5 0 】

すなわち、受信遅延処理を行なった後に、受信開口 A の中央部に位置する振動子群以外の振動子群で発生した受信信号である反射波信号を整相加算することで、構造物由来の真の信号が主に抽出された信号を得ることができる。そこで、前提方法では、図 3 に示すように、例えば、受信開口 A の中心位置（重心位置）を中心にして所定の幅を有する範囲の重みを「 0 」とし、この範囲外の重みを「 1 」とする開口関数を用いた受信アポダイゼーションを行なう。例えば、所定の幅は、受信開口幅の半分の幅である。

【 0 0 5 1 】

図 4 は、通常の実信アポダイゼーションで得られたファントムの B モード画像データが左側に配置され、上記の前提方法の実信アポダイゼーションで得られた同一ファントムの B モード画像データが右側に配置された画面を示している。なお、通常の実信アポダイゼーションでは、例えば、受信開口 A の中央部の重みを、受信開口 A の中央部以外の部分の重みより大きくした開口関数が設定される。例えば、通常の実信アポダイゼーションでは、「ハミング窓（Hamming Window）」により重みを与える開口関数が用いられる。ここで、図 4 の撮影に用いられたファントムは、深さ 120 mm 近傍に境界を形成する強反射体が配置され、この強反射体より深い位置に複数のワイヤーが配置されたファントムである。図 4 の左側の B モード画像データでは、強反射体による多重アーチファクトが、深さ 240 mm 近傍に発生している。一方、図 4 の左側の B モード画像データでは、強反射体による多重アーチファクトが略除去していない。すなわち、図 4 は、前提方法により、受信開口 A の中央部で重みを略 0 とすることで、従来方法で撮影された B モード画像データに重畳していた多重信号が除去できることを示している。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

ただし、上記の前提方法は、図 3 に例示する場合には、有効である。すなわち、図 3 に示す一例では、「被検体 P 内における構造物の境界とプローブ表面とが平行」であり「超音波送受信の方向がプローブ表面に対して垂直方向」であることから、「反射信号のメインビームの指向性と多重反射信号のメインビームの指向性とが同一方向」となり「多重反射信号の受信位置が、反射信号の受信位置と同様に受信開口の略中央部」となる。かかる条件を満たす場合は、上記の前提方法を行なって、開口中央部分の重みを「0」にすることで多重信号を除去することが可能となる。

【 0 0 5 3 】

しかし、上記の前提方法は、図 5 に示すように、プローブ表面に対して構造物の境界が傾いていると、有効とならない場合がある。図 5 は、送信ビームの方向をプローブ表面に対して垂直方向としているが、プローブ表面に対して構造物の境界が傾いている場合に起こる一回多重反射を例示している。また、上記の前提方法は、図 6 に示すように、送信ビームをステアリングしていると、有効とならない場合がある。図 6 は、プローブ表面と構造物の境界とが平行であるが、送信ビームの方向をプローブ表面に対して傾けた方向とした場合に起こる一回多重反射を例示している。

【 0 0 5 4 】

図 5 の左図及び図 6 の左図に示すように、構造物の境界の反射信号は、プローブ表面に対して傾いて入射される。このため、多重反射が起こると、傾き（構造物の境界の傾き、又は、送信ビームの傾き）により、多重反射信号は、構造物の反射信号を受信した振動子の位置より端側の位置の振動子で受信される。すなわち、図 5 の右図及び図 6 の右図に示すように、構造物の境界の傾きや送信ビームの傾きにより、構造物からの反射信号のメインビームの指向性と、多重信号のメインビームの指向性は、一致しない。

【 0 0 5 5 】

このように、反射信号のメインビームの指向性と多重信号のメインビームの指向性が異なると、図 5 及び図 6 に例示する現象が起こる。図 5 及び図 6 に示す一例では、構造物からの反射信号は、重みが「0」の振動子位置で受信されている。しかし、図 5 及び図 6 に示す一例では、送信ビームの方向と構造物の境界を示す方向との相対的な関係から、多重反射信号は、重みが存在する振動子位置で受信されている。このため、図 5 及び図 6 に示す場合に、受信開口 A の中心位置を含む範囲で重みを略「0」にする前提方法を適用すると、構造物からの反射信号は、重みが「0」により弱まってしまい、その結果、多重反射信号が全く低減されない状態で、映像化が行われてしまう。

【 0 0 5 6 】

図 7 の左側の画像は、図 4 の左側の画像と同様に、通常の受信アポダイゼーションで得られたファントムの B モード画像データを示す。また、図 7 の右側の画像は、図 6 に示す「プローブ表面と構造物の境界とが平行であるが、送信ビームの方向がプローブ表面に対して傾けた方向である」条件で、受信開口中央部の重みを「0」とした受信アポダイゼーションで得られた同一ファントムの B モード画像データを示す。

【 0 0 5 7 】

図 7 の左右の画像を比較すると、双方の画像で、多重反射信号に由来するアーチファクトが略同様に発生しており、前提方法を適用しても、依然として画像劣化が発生することが示されている。

【 0 0 5 8 】

更に、上記の前提方法では、画像の方位分解能が低下する場合がある。例えば、図 4 の左右の画像を比較すると、前提方法を適用していない左側の画像に比べて、前提方法を適用した右側の画像では、ワイヤーの方位分解能が低下している。すなわち、前提方法を適用すると、図 4 の右側の B モード画像データでは、ワイヤーが方位方向に広がって描出されている。かかる方位分解能の低下は、前提方法が有効に働かない一例を示す図 7 の右側の B モード画像データでも発生している。

【 0 0 5 9 】

この課題が発生する要因について、図 8 を用いて説明する。図 8 の上図は、超音波プローブ 1 が有する各振動子の位置を横軸に示し、開口関数の重みを縦軸で示している。また、図 8 の上図では、受信開口として設定された範囲を「ON」で示し、受信開口として設定されていない範囲を「OFF」で示している。そして、図 8 の上図では、上述したように、受信開口の中央部に重み「0」が設定され、受信開口の中央部の範囲外に重み「1」が設定された開口関数を示している。

【0060】

ここで、焦点近傍の音場（振幅分布）は、開口関数のフーリエ変換によって与えられることが知られている。図 8 の下図は、図 8 の上図に示す開口関数をフーリエ変換することで得られた焦点音場を示している。具体的には、図 8 の下図は、焦点における音場分布を表わしている。より具体的には、図 8 の下図は、焦点での方位方向における音場分布を表わしている。

【0061】

図 8 の下図に示すように、受信開口中央部の重みを「0」とした開口関数を用いたことで、焦点近傍の音場分布で「メインローブ/サイドローブ比」が上昇していることがわかる。すなわち、図 8 の下図では、受信開口中央部の重みを「0」とした開口関数を用いると、メインローブに対して相対的にサイドローブが上昇することが示されている。その結果、図 4 及び図 7 に示すように、前提方法を用いた映像化で得られる B モード画像データでは、方位分解能が低下する。なお、上記の様々な課題は、THI による B モード画像データでも同様に発生する。

【0062】

そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、多重反射を低減するため、以下の処理を行なう。まず、図 1 に示す制御部 18 は、所定の一方方向に配列された振動子群で構成される受信開口の少なくとも 1 つの振動子を、以下に示す 3 つのパラメータの少なくとも 1 つに基づいて選択する。1 つ目のパラメータは、被検体 P に送信する超音波の偏向角である。2 つ目のパラメータは、所定の一方方向と被検体 P 内における構造物の境界を示す方向とのなす角である。3 つ目のパラメータは、振動子群の中央と交わる所定の一方方向の法線方向に対して垂直な方向と境界を示す方向とのなす角である。2 つ目のパラメータは、超音波プローブ 1 がリニア型超音波プローブである場合に適用されるパラメータである。一方、3 つ目のパラメータは、超音波プローブ 1 がコンベックス型超音波プローブである場合に適用されるパラメータである。これらパラメータについては、後に、詳述する。

【0063】

例えば、制御部 18 は、上述した 3 つのパラメータの少なくとも 1 つに基づいて、受信開口の少なくとも 1 つの振動子を選択するために、受信開口において多重反射成分が受信される受信位置を算出する。一例として、制御部 18 は、受信開口において多重反射のメインビームが受信される受信位置を算出する。具体的には、制御部 18 は、超音波送受信の方向（送受信ビームの方向）と、多重反射の要因となる構造物の方向とに基づいて、上記の受信位置を算出する。より具体的には、制御部 18 は、送受信ビームの方向と構造物の方向とがなす角度による多重反射が鏡面反射であるとする仮定に基づいて、受信開口において多重反射成分（例えば、多重反射のメインビーム）が受信される受信位置を算出する。そして、制御部 18 は、算出した受信位置に対応する少なくとも 1 つの振動子を選択する。例えば、制御部 18 は、超音波プローブ 1 がリニア型超音波プローブである場合は、1 つ目のパラメータと 2 つ目のパラメータとに基づいて、少なくとも 1 つの振動子を選択する。また、例えば、制御部 18 は、超音波プローブ 1 がコンベックス型超音波プローブである場合は、1 つ目のパラメータと 3 つ目のパラメータとに基づいて、少なくとも 1 つの振動子を選択する。

【0064】

そして、制御部 18 の制御により、受信部 12 は、以下に説明する処理を行なう処理部として機能する。処理部としての受信部 12 は、制御部 18 によって選択された「受信開口の少なくとも 1 つの振動子」で発生した受信信号の信号強度が、受信開口を構成する複

数の振動子のうちの「少なくとも１つの振動子」以外の振動子で発生した受信信号の信号強度よりも低減された状態となるように、受信開口で発生した複数の受信信号のうちの少なくとも１つの受信信号に対して処理を実行する。そして、受信部１２は、受信開口の受信信号を出力する。受信部１２が行なう処理を、以下では、「低減処理」と記載する場合がある。

【００６５】

例えば、制御部１８は、選択した少なくとも１つの振動子を含む範囲を、低減範囲として設定する。低減範囲は、制御部１８により算出された受信位置を基準とする範囲である。例えば、低減範囲は、制御部１８により算出された受信位置を重心とする範囲である。受信部１２は、低減範囲内で受信される信号の情報が、受信開口のうち、低減範囲外で受信される信号の情報より低減された状態となるように低減処理を実行して、受信開口の受信信号を出力する。以下では、「低減範囲」を「範囲」と記載し、「低減範囲内」を「範囲内」と記載し、「低減範囲外」を「範囲外」と記載する場合がある。そして、画像生成部１５は、上記の受信開口の受信信号に基づいて、超音波画像データを生成する。

10

【００６６】

具体的には、制御部１８の制御により、図２に示す作成部１２４は、制御部１８によって選択された少なくとも１つの振動子を含む範囲外での重みより当該範囲内での重みを低減した開口関数を作成する。より具体的には、作成部１２４は、範囲内（低減範囲内）での重みを略ゼロにすることで、開口関数を作成する。作成部１２４が作成した開口関数は、整相加算部１２５に設定される。

20

【００６７】

そして、整相加算部１２５は、受信開口を構成する複数の振動子それぞれで発生した受信信号（反射波信号）を開口関数により重み付けした後に整相加算した信号を、受信開口の受信信号として出力する。具体的には、整相加算部１２５は、受信開口を構成する複数の振動子群それぞれが発生し、受信遅延処理が施された信号を、開口関数により重み付けした後に加算して、受信開口の受信信号を得る。整相加算部１２５は、かかる処理を受信走査線ごとに行って、走査範囲内の反射波データを順次Ｂモード処理部１３に出力する。これにより、Ｂモード処理部１３は、走査範囲内のＢモードデータを生成し、画像生成部１５は、Ｂモード処理部１３から取得した走査範囲内のＢモードデータからＢモード画像データを生成する。なお、上記の処理は、通常のＢモード撮影だけでなく、各種のＴＨＩによるＢモード撮影にも適用可能である。また、上記の処理は、１Ｄアレイプローブとして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で行われる２次元走査全てで適用可能である。また、上記の処理は、メカニカル４Ｄプローブや２Ｄアレイプローブを用いた３次元走査を行なう場合でも適用可能である。

30

【００６８】

すなわち、第１の実施形態では、受信開口で重みを低減する位置（例えば、重みを略「０」にする位置）が、常に、多重反射信号が受信される位置に移動するように、開口関数を設定する受信アポダイゼーションを行なう。ここで、反射信号や多重反射信号が受信開口で受信される位置は、超音波送受信の方向と構造物の境界を示す方向とがなす角度による多重反射が鏡面反射により起こると仮定することで、算出可能である。

40

【００６９】

そこで、第１の実施形態では、超音波送受信の方向と構造物の境界を示す方向とで起こる鏡面反射に基づいて、多重反射成分（例えば、多重反射のメインビーム）が受信される位置を算出し、算出した位置を基準（例えば、重心）とする所定の範囲で重みを低減した開口関数を設定する。図９は、第１の実施形態の概要を示す図である。

【００７０】

図９の左図は、図６と同じ図であり、構造物で形成される境界が水平であり、送受信ビームを傾けた一例を示す。第１の実施形態に係る制御部１８は、受信開口Ａで多重反射のメインビームが受信される受信位置（振動子の位置）を、構造物の境界を示す方向と、送受信ビームの方向とから算出する。そして、第１の実施形態に係る制御部１８は、重み「

50

0」とする範囲の重心位置を「受信開口Aの中心位置」から「算出した受信位置」にシフトさせた開口関数を、作成部124に作成させる。これにより、本実施形態では、多重反射成分が大幅に除去され、真の反射成分が残存した受信信号を得ることができる。

【0071】

以下、第1の実施形態で行われる受信アポダイゼーションを、「シフト型受信アポダイゼーション」と記載し、上記の前提方法で行われる受信アポダイゼーションを、「固定型受信アポダイゼーション」と記載する場合がある。

【0072】

シフト型受信アポダイゼーションは、図10A、図10B、図10C及び図10Dを用いて説明するパラメータを制御部18が取得することで実行される。図10A、図10B、図10C及び図10Dは、第1の実施形態で用いられるパラメータを説明するための図である。

【0073】

図10Aでは、振動子群が配列される所定の一方向から定義される軸をx軸で示している。振動子群が直線状に配列されたリニア型超音波プローブは、図10Bの上図に示すように、送信開口を移動させながら、送信開口間で平行な超音波ビームを送信するリニア走査を行なう。リニア型超音波プローブを用いる場合は、x軸の方向は、図10Bの下図に示すように、「振動子群が配列される所定の一方向」となる。一方、振動子群が円弧状に配列されたコンベックス型超音波プローブは、図10Cに示すように、送信開口を移動させながら超音波ビームを扇状に送信するオフセットセクタ走査を行なう。コンベックス型超音波プローブを用いる場合は、x軸の方向は、図10Cに示すように、振動子群の中央と交わる所定の一方向の法線方向に対して垂直な方向となる。

【0074】

また、図10Aでは、x軸に直交し、受信開口の中心位置を通るy軸の方向（すなわち、深さ方向）を下向きの矢印で示している。y軸の方向は、コンベックス型超音波プローブの場合、上記の法線方向となる。以下では、受信開口（及び送信開口）の中心位置を原点（0, 0）として説明する。

【0075】

また、図10Aでは、超音波ビームの送信方向とy軸の方向とがなす角度「 θ_t 」を、上述した1つ目のパラメータ「超音波の偏向角」の一例として用いることを示している。リニア型超音波プローブでは、図10Dの右図に示すように、各送信開口から送信される超音波ビームは、同じ角度で偏向されることから、「超音波の偏向角」は、超音波ビームの送信方向とy軸の方向とのなす角度として容易に定義される。

【0076】

一方、コンベックス型超音波プローブでは、図10Cに示すように、超音波ビームを偏向しない場合でも、超音波ビームの送信方向は、送信開口ごとに異なり、偏向角の定義も、リニア型超音波プローブとは異なる。以下、図10Dを用いて、コンベックス型超音波プローブで行われる超音波の偏向について説明する。図10Dの上図は、振動子群が、基点P0を中心とする曲率半径Rの円弧Lに沿って配列されたコンベックス型超音波プローブを例示している。図10Dの上図に示すコンベックス型超音波プローブは、基点P0を中心とする扇状に広がる超音波ビームを、画角 Θ で送信する。 Θ の単位をラジアンとすると、円弧Lの長さは、 $R \times \Theta$ となる。

【0077】

そして、コンベックス型超音波プローブからステアリングビームを送信する場合、図10Dの下図に示すように、円弧Lの中心位置Qを中心とし、線分PQを半径とする円Mに沿って、基点P0が移動される。図10Dの下図では、基点P0が円Mに沿って偏向角「 θ_t 」分移動した点をP'で示している。そして、コンベックス型超音波プローブは、図10Dの下図に示すように、点P'を中心として扇状にステアリングビームを送信する。コンベックス型超音波プローブでは、上記のように、超音波の偏向角が定義される。

【0078】

また、図 10 A では、x 軸の方向と、構造物の境界を示す方向とがなす角度を、「 θ_0 」として示している。角度「 θ_0 」は、構造物の境界を示す方向を示すパラメータの一例であり、上述した「2 つ目のパラメータ、又は、3 つ目のパラメータ」に対応する角度である。また、図 10 A に示す「 d 」は、角度「 θ_0 」で傾いている構造物が形成する境界において、角度「 θ_t 」で送信された超音波ビームが最初に反射される位置の深さを示している。すなわち、図 10 A に示す「 d 」は、走査線上で、構造物が位置する深さを示している。

【0079】

そして、図 10 A に示す「 X 」は、受信開口の中心位置から、例えば、受信開口で多重反射のメインビームが受信される受信位置までの距離を示す。すなわち、「 X 」は、低減範囲の設定に用いられる基準としての受信位置であり、例えば、開口関数で重みを略「0」にする振動子群が占める範囲の重心位置（中心位置）となる。制御部 18 は、例えば、角度「 θ_t 」と角度「 θ_0 」とで定式化される関数 $F(\theta_t, \theta_0)$ に「 d 」を乗算することで、「 X 」を算出し、「 X 」に位置する「少なくとも 1 つの振動子」を選択する。なお、この $F(\theta_t, \theta_0)$ については、後に数式を用いて詳細に説明する。

10

【0080】

以下、図 11 ~ 図 16 及び数式を用いて、第 1 の実施形態に係る制御部 18 の制御の元で行われるシフト型受信アポダイゼーションの一例について説明する。図 11 ~ 図 16 は、第 1 の実施形態に係る制御部が行なう処理を説明するための図である。

【0081】

20

まず、図 10 A に示す各種パラメータの取得方法について説明する。超音波送受信の制御を行なうことから、制御部 18 は、送受信ビームの方向を示す偏向角「 θ_t 」を取得可能である。すなわち、制御部 18 は、超音波スキャン前に設定された各種送受信条件から、偏向角「 θ_t 」を取得する。

【0082】

また、制御部 18 は、x 軸の方向と構造物の境界の方向とがなす角度「 θ_0 」を、以下に説明する様々な方法で取得する。最も簡易な方法では、制御部 18 は、角度「 θ_0 」として予め初期設定されている値を取得する。例えば、制御部 18 は、「 $\theta_0 = 0$ 」や「 $\theta_0 = 3$ 」等を、内部記憶部 17 に格納されている設定値から取得する。かかる場合、操作者は、初期設定されている「 θ_0 」の値を、例えば、検査部位等の情報に応じて、任意の値に変更することができる。

30

【0083】

或いは、構造物の方向を示す角度「 θ_0 」は、実際の超音波走査が行われる走査範囲を通常の B モードで撮影した超音波画像データを用いて取得される。かかる場合、制御部 18 は、予め得られている超音波画像データを参照した操作者が入力した情報に基づいて、構造物の境界を示す方向を取得する。例えば、制御部 18 は、図 11 に示すように、予備撮影で事前に得られた B モード画像データをモニタ 2 に表示させる。図 11 に例示する B モード画像データには、傾いた血管壁に対応する「信号」が描出され、更に、浅い位置の血管壁による多重反射に対応する「多重信号」が描出されている。なお、図 11 に例示する B モード画像データでは、深い位置の血管壁による多重反射に対応する「多重信号」は、減衰、又は、表示深度により、描出されていない。操作者は、多重信号の要因となる浅い位置の血管壁の傾きを、角度計測用のツールを用いて測定する。

40

【0084】

操作者は、例えば、図 11 に示すように、入力装置 3 が有する角度計測用のつまみ 31 を回して、「信号」の角度を計測する。制御部 18 は、操作者がつまみ 31 で計測した角度を、x 軸の方向と構造物の境界を示す方向とがなす角度「 θ_0 」として取得する。

【0085】

ここで、構造物の境界を示す方向を手動で測定することは、操作者にとって手間がかかる処理のため、制御部 18 は、構造物の境界を示す方向を自動で取得しても良い。角度「 θ_0 」の取得処理の自動化が指定されている場合、制御部 18 は、予め得られている超音

50

波画像データを解析して、構造物の境界を示す方向を推定する。ここで、制御部 18 は、図 12 に示すように、予め得られている超音波画像データの解析処理として、エッジ検出、又は、主成分分析を行なって、 x 軸の方向と構造物の境界を示す方向とがなす角度「 θ_0 」を推定する。なお、図 12 に示す B モード画像データは、図 11 に示す B モード画像データと同じ画像である。例えば、制御部 18 は、図 12 に示す B モード画像データのエッジ強調処理を行なって法線ベクトルを取得し、取得した法線ベクトルからエッジを検出する。そして、制御部 18 は、検出したエッジの方向から角度「 θ_0 」を推定する。上記の手法は、あくまでも一例であり、制御部 18 は、様々な公知の手法により、角度「 θ_0 」を推定することが可能である。

【0086】

ここで、角度「 θ_0 」を画像情報の検出処理で行なう場合、負荷を軽減するために、制御部 18 は、以下の処理を行なっても良い。すなわち、制御部 18 は、所定の深さ近傍の領域で、予め得られている超音波画像データを解析する。換言すると、制御部 18 は、事前に撮影された B モード画像データに設定された関心領域 (ROI: Region Of Interest) に限定して、画像情報の検出処理を行なう。例えば、ROI は、B モード画像データを参照した操作者により設定される。

【0087】

或いは、操作者の負担を軽減するために、制御部 18 は、ROI を自動的に設定しても良い。例えば、制御部 18 は、ROI の自動設定に用いられる所定の深さとして、画像中央に位置する深さを用いる。通常、画像中央に描出される領域は、画像診断で特に注目される領域である。そこで、制御部 18 は、画像中央に多重信号が描出されることを回避するため、画像中央を中心として ROI を自動設定する。

【0088】

或いは、制御部 18 は、ROI の自動設定に用いられる所定の深さとして、超音波プローブ 1 の当接面から検査対象の組織が位置する深さを用いる。例えば、制御部 18 は、事前に入力された検査に関する情報から検査対象の組織が「頸動脈」であることを取得する。通常、超音波プローブ 1 の当接面から頸動脈が位置する深さは、「10 mm」近傍となる。例えば、内部記憶部 17 は、検査対象の組織ごとに、当該組織が位置する代表的な深さが設定されたテーブルを記憶する。制御部 18 は、かかるテーブルを参照して、検査情報から取得した組織に対応付けられている深さを取得して、ROI を設定する。このように、制御部 18 は、検査対象の組織が描出される領域に多重信号が描出されることを回避するため、検査対象の組織が位置する深さを中心として ROI を自動設定する。

【0089】

或いは、制御部 18 は、ROI の自動設定に用いられる所定の深さとして、送信フォーカスの位置を用いる。送信フォーカスの位置を中心とする領域も、画像診断で特に注目される領域である。そこで、制御部 18 は、送信フォーカスの位置を含む領域に多重信号が描出されることを回避するため、送信フォーカスの深さ位置を中心として ROI を自動設定する。

【0090】

そして、第 1 の実施形態に係る制御部 18 は、以下に説明するように、走査線上で構造物が位置している深さ「 d 」を取得せずに、受信位置を算出する。具体的には、第 1 の実施形態では、制御部 18 は、受信走査線上で設定される複数の受信フォーカスの深さそれぞれに、構造物が位置していると仮定して、受信位置を算出する。これについて、図 13 を用いて説明する。

【0091】

例えば、制御部 18 は、図 13 に示すように、走査線上の受信フォーカスの深さ「 d_1 , d_2 , d_3 , d_4 ・・・」を、受信位置の算出に用いる「 d 」とする。ここで、制御部 18 は、受信フォーカスの位置に応じて受信開口の幅を変更する制御を行なう。すなわち、制御部 18 は、受信部 12 に上述した D V A F 法を実行させる。そして、制御部 18 は、各受信フォーカスでの受信開口において少なくとも 1 つの振動子を選択するために、受

10

20

30

40

50

信位置を算出する。なお、制御部 18 は、各受信走査線で、各受信フォーカスでの受信開口において受信位置を算出する。

【0092】

図 13 では、D V A F 法で設定される各受信フォーカスでの受信開口を、該当する受信フォーカスの深さに配置して示している。受信開口の開口幅を広げる幅 (L) は、受信フォーカスの深さ「d」と「F-number」とから、「 $L = d / \text{F-number}$ 」となる。

【0093】

ここで、図 13 に示す「 L_0 」は、深さ「0」で与えられる開口幅の初期値である。図 13 では、「 $\text{F-number} = 1$ 」としている。このため、深さ「 d_1 」での開口幅は、図 13 に示すように、「 $d_1 + L_0$ 」となる。同様に、「 d_2, d_3, d_4 」それぞれでの開口幅は、図 13 に示すように、「 $d_2 + L_0, d_3 + L_0, d_4 + L_0$ 」となる。なお、D V A F 法では、受信開口は、開口中心から両端に向かって伸びることから、各受信フォーカスでの受信開口を配置した図 13 では、受信開口の端点を通る直線の傾きは、「 $\text{F-number} / 2 = 1 / 2$ 」となる。

【0094】

そして、制御部 18 は、図 13 に示すように、深さ「 d_1 」での受信位置「 $X = l_0$ 」を「 $l_0 = d_1 \cdot F(\theta_t, \theta_0)$ 」により算出する。また、制御部 18 は、図 13 に示すように、「 d_2, d_3, d_4 」それぞれでの受信位置を、比例関係を用いて、「 $(d_2 / d_1) \cdot l_0, (d_3 / d_1) \cdot l_0, (d_4 / d_1) \cdot l_0$ 」と算出する。なお、図 13 では、角度「 θ_t 」と角度「 θ_0 」との関係から、多重反射成分 (例えば、多重反射のメインビーム) が受信開口中央部から右側の位置で受信されることを示している。

【0095】

作成部 124 は、制御部 18 が算出した各受信フォーカスでの受信開口における受信位置に基づいて、当該受信位置を含む範囲での重みを低減した開口関数を作成し、整相加算部 125 に通知する。

【0096】

次に、図 14 ~ 図 16、及び、数式を用いて、受信位置の算出方法について詳細に説明する。図 14 では、角度「 θ_t 」で送信された超音波ビームが「 θ_0 」で傾いている境界で最初に到達する位置 (以下、P1) が、(x_1, d)であることを示している。また、図 14 では、角度「 θ_t 」と角度「 θ_0 」とによる鏡面反射により、P1で反射された反射波のプロープ表面での受信位置 (以下、P2) が、($x_1 + x_2, 0$)であることを示している。また、図 14 では、角度「 θ_t 」と角度「 θ_0 」とによる鏡面反射により、P2で反射された反射波が境界に再度到達する位置 (以下、P3) が、($x_1 + x_2 + x_3, d + d'$)であることを示している。また、図 14 では、角度「 θ_t 」と角度「 θ_0 」とによる鏡面反射により、P3で反射された反射波のプロープ表面での受信位置 (以下、P4) が、($x_1 + x_2 + x_3 + x_4, 0$)であることを示している。

【0097】

シフト型受信アポダイゼーションで算出される図 10A に示す「X」、すなわち、開口関数で重みを略「0」にする振動子群が占める範囲の重心位置「X」は、図 14 及び以下の式 (1) に示すように、「 $x_1 + x_2 + x_3 + x_4$ 」となる。

【0098】

【数 1】

$$X = x_1 + x_2 + x_3 + x_4 \quad \cdots (1)$$

【0099】

まず、「原点から P1 へ方向と深さ方向との角度」は、図 14 に示すように、「 θ_t 」となる。また、角度「 θ_t 」と角度「 θ_0 」とで起こる反射が鏡面反射であると仮定した幾何学的計算により、「P1 から P2 へ方向と深さ方向との角度」及び「P2 から P3 へ方向と深さ方向との角度」は、図 14 に示すように、「 $\theta_t + 2\theta_0$ 」となる。また、同様の幾何学的計算により、「P3 から P4 へ方向と深さ方向との角度」は、図 1

10

20

30

40

50

4 に示すように、「 $\theta_t + 4\theta_0$ 」となる。

【 0 1 0 0 】

まず、「 θ_t 」と「 d 」とから、制御部 18 は、以下の式 (2) により、「 x_1 」を算出する。また、制御部 18 は、以下の式 (3) により、「 $\theta_t + 2\theta_0$ 」と「 d 」とから、「 x_2 」を算出する。

【 0 1 0 1 】

【 数 2 】

$$x_1 = d \cdot \tan(\theta_t) \quad \cdots(2)$$

【 0 1 0 2 】

【 数 3 】

$$x_2 = d \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \quad \cdots(3)$$

【 0 1 0 3 】

一方、「 $\theta_t + 2\theta_0$ 」と「 d 」と「 d' 」とから、「 x_3 」は、以下の式 (4) で示すことができる。また、「 $\theta_t + 4\theta_0$ 」と「 d 」と「 d' 」とから、「 x_4 」は、以下の式 (5) で示すことができる。

【 0 1 0 4 】

【 数 4 】

$$\begin{aligned} x_3 &= (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \\ &= x_2 + d' \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \quad \cdots(4) \end{aligned}$$

【 0 1 0 5 】

【 数 5 】

$$x_4 = (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 4\theta_0) \quad \cdots(5)$$

【 0 1 0 6 】

そして、「 d' 」は、以下の式 (6) で示すことができる。

【 0 1 0 7 】

【 数 6 】

$$\begin{aligned} d' &= (x_2 + x_3) \cdot \tan(\theta_0) \\ &= (2x_2 + d' \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0)) \cdot \tan(\theta_0) \quad \cdots(6) \end{aligned}$$

【 0 1 0 8 】

ここで、式 (6) を展開すると、以下に示す式 (7) となる。

【 0 1 0 9 】

【 数 7 】

$$d'(1 - \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0)) = 2x_2 \cdot \tan(\theta_0) \quad \cdots(7)$$

【 0 1 1 0 】

式 (8) に示す三角関数の加法定理を用いると、式 (7) の左辺に示す「 $1 - \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0)$ 」は、以下に示す式 (9) の右辺となる。

【 0 1 1 1 】

【 数 8 】

$$\tan(\alpha + \beta) = \frac{\tan \alpha + \tan \beta}{1 - \tan \alpha \tan \beta} \quad \cdots(8)$$

【 0 1 1 2 】

10

20

30

40

【数 9】

$$1 - \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) = [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)] / \tan(\theta_0 + 3\theta_0) \quad \cdots(9)$$

【0 1 1 3】

式(9)を式(7)に代入することで、「d」は、以下の式(10)に示すように、「 x_2 」と「 θ_t 」と「 θ_0 」とから算出可能であることがわかる。

【0 1 1 4】

【数 10】

$$d' = 2x_2 \cdot \tan(\theta_0) \tan(\theta_t + 3\theta_0) / [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)] \quad \cdots(10)$$

10

【0 1 1 5】

以上により、「 x_3 」は、以下の式(11)により算出でき、「 x_4 」は、以下の式(12)により算出できる。

【0 1 1 6】

【数 11】

$$\begin{aligned} x_3 &= (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \\ &= x_2 \cdot (1 + 2 \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) \cdot \tan(\theta_t + 3\theta_0) / [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)]) \quad \cdots(11) \end{aligned}$$

【0 1 1 7】

20

【数 12】

$$\begin{aligned} x_4 &= (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 4\theta_0) \\ &= x_2 \cdot (1 + 2 \cdot \tan(\theta_t + 4\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) \cdot \tan(\theta_t + 3\theta_0) / [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)]) \quad \cdots(12) \end{aligned}$$

【0 1 1 8】

制御部18は、上記の方法により、角度「 θ_t 」と角度「 θ_0 」とを取得して、受信フォーカスの深さ「d」を代入することで、式(2)及び式(3)により「 x_1 」及び「 x_2 」を算出する。そして、制御部18は、算出した「 x_2 」と「 θ_t 」と「 θ_0 」とを用いて、式(11)及び式(12)により「 x_3 」及び「 x_4 」を算出する。そして、制御部18は、「 $x_1 + x_2 + x_3 + x_4$ 」を算出して、受信位置「X」を取得する。なお、式(2)、式(3)、式(11)及び式(12)から分かるように、「 $X = x_1 + x_2 + x_3 + x_4$ 」は、「d」を共通因数としてくり出すと、角度「 θ_t 」と角度「 θ_0 」とで表現される関数 $F(\theta_t, \theta_0)$ と「d」との積で定式化できる。制御部18は、取得した角度「 θ_t 」と角度「 θ_0 」とを $F(\theta_t, \theta_0)$ に代入して得られた値と、任意の深さ「d」の値とを乗算することで、各受信フォーカスで設定された受信開口での受信位置「X」を算出し、受信位置「X」に位置する少なくとも1つの振動子を選択する。

30

【0 1 1 9】

ここで、上記の算出方法は、図15、又は、図16に示す場合では、簡略化することができる。図15に示す一例は、「 $\theta_0 = 0$ 」を $F(\theta_t, \theta_0)$ に代入して得られた $F(\theta_t, 0)$ を用いて、「X」を求める場合を例示している。図15に示す一例では、上記の初期設定で「 $\theta_0 = 0$ 」が設定されていることから、実際には、構造物で形成される境界が角度「 θ_0 」の方向に傾いているが、「 $\theta_0 = 0$ 」にして「X」を求める場合を例示している。換言すると、図15に示す一例は、構造物の境界がx軸に平行であると想定される超音波検査において、1つ目のパラメータである超音波の偏向角のみで、シフト型受信アポダイゼーションを行なう場合を示している。

40

【0 1 2 0】

かかる場合、「 x_1 」、「 x_2 」、「 x_3 」及び「 x_4 」は、送信ビームをステアリングした角度「 θ_t 」のみから、以下の式(13)に示すように、全て「 $d \cdot \tan(\theta_t)$ 」となる。

50

【 0 1 2 1 】

【 数 1 3 】

$$\left. \begin{aligned} x_1 &= d \cdot \tan(\theta_t) \\ x_2 &= d \cdot \tan(\theta_t) \\ x_3 &= d \cdot \tan(\theta_t) \\ x_4 &= d \cdot \tan(\theta_t) \end{aligned} \right\} \dots(13)$$

【 0 1 2 2 】

10

すなわち、構造物の方向とした「 $\theta_0 = 0$ 」に向かって角度「 θ_t 」でステアリングした送信ビームは、 $(d \cdot \tan(\theta_t), d)$ の位置で反射して、 $(2d \cdot \tan(\theta_t), 0)$ の位置で受信される。また、多重反射信号の場合は、プローブ表面で、もう一度反射し、更に構造物に反射して受信されるため、送信ビームの中心位置（開口中心位置）から「 $4d \cdot \tan(\theta_t)$ 」ずれた位置で受信される。

【 0 1 2 3 】

すなわち、「 $\theta_0 = 0$ 」と仮定した初期設定が行われている場合、制御部 18 は、以下の式（14）により、重み付けを低減される範囲の重心位置である受信位置「 X 」を「 $4d \cdot \tan(\theta_t)$ 」と算出する。

【 0 1 2 4 】

20

【 数 1 4 】

$$X = 4d \cdot \tan(\theta_t) \dots(14)$$

【 0 1 2 5 】

なお、制御部 18 は、操作者から取得した測定値、又は、画像情報の検出処理で取得した値が「 $\theta_0 = 0$ 」である場合も同様に、「 $X = 4d \cdot \tan(\theta_t)$ 」と算出する。

【 0 1 2 6 】

また、図 16 に示す一例は、送信ビームを偏向していないことから、制御部 18 が「 $\theta_t = 0$ 」を $F(\theta_t, \theta_0)$ に代入して得られた値を用いて、「 X 」を求める場合を例示している。なお、図 16 に示す一例では、制御部 18 は、初期設定された値、操作者から取得した測定値、又は、画像情報の検出処理で取得した値から「 θ_0 」を取得する。換言すると、図 16 に示す一例は、偏向なしで超音波送受信が行われる超音波検査において、2 つ目のパラメータ、又は、3 つ目のパラメータである、 x 軸の方向と構造物の境界を示す方向とがなす角度「 θ_0 」のみで、シフト型受信アボダイゼーションを行なう場合を示している。

30

【 0 1 2 7 】

図 16 では、角度「 $\theta_t = 0$ 」で送信された超音波ビームが「 θ_0 」で傾いている境界で最初に到達する位置（以下、 $P1'$ ）が、 $(x_1 = 0, d)$ であることを示している。また、図 16 では、鏡面反射により、 $P1'$ で反射された反射波のプローブ表面での受信位置（以下、 $P2'$ ）が、 $(x_2, 0)$ であることを示している。また、図 16 では、鏡面反射により、 $P2'$ で反射された反射波が境界に再度到達する位置（以下、 $P3'$ ）が、 $(x_3, d + d')$ であることを示している。また、図 14 では、鏡面反射により、 $P3'$ で反射された反射波のプローブ表面での受信位置（以下、 $P4'$ ）が、 $(x_2 + x_3 + x_4, 0)$ であることを示している。

40

【 0 1 2 8 】

また、「 $P1'$ から $P2'$ への方向と深さ方向との角度」及び「 $P2'$ から $P3'$ への方向と深さ方向との角度」は、図 16 に示すように、「 $2\theta_0$ 」となる。また、「 $P3'$ から $P4'$ への方向と深さ方向との角度」は、図 16 に示すように、「 $4\theta_0$ 」となる。

【 0 1 2 9 】

図 16 に示す「 x_1 」、「 x_2 」、「 x_3 」及び「 x_4 」は、数（1）～数（4）に「

50

「 $\theta_t = 0$ 」を代入することで、以下の式(15)となる。

【0130】

【数15】

$$\left. \begin{aligned} x_1 &= 0 \\ x_2 &= d \cdot \tan(2\theta_0) \\ x_3 &= (d + d'') \cdot \tan(2\theta_0) = x_2 + d'' \cdot \tan(2\theta_0) \\ x_4 &= (d + d'') \cdot \tan(4\theta_0) \end{aligned} \right\} \cdots(15)$$

10

【0131】

そして、「 d'' 」は、以下の式(16)で示することができる。

【0132】

【数16】

$$\begin{aligned} d'' &= (x_2 + x_3) \cdot \tan(\theta_0) \\ &= (2x_2 + d'' \cdot \tan(2\theta_0)) \cdot \tan(\theta_0) \cdots(16) \end{aligned}$$

【0133】

ここで、式(16)を展開すると、以下に示す式(17)となる。

20

【0134】

【数17】

$$d''(1 - \tan(\theta_0)\tan(2\theta_0)) = 2x_2 \cdot \tan(\theta_0) \cdots(17)$$

【0135】

式(8)に示す三角関数の加法定理を用いると、式(17)から、以下に示す式(18)が得られる。

【0136】

【数18】

$$d'' = x_2 \cdot 2 \tan(\theta_0) \tan(3\theta_0) / (\tan(2\theta_0) + \tan(\theta_0)) \cdots(18)$$

30

【0137】

以上により、図16に示す「 x_3 」は、以下の式(19)により算出でき、図16に示す「 x_4 」は、以下の式(20)により算出できる。

【0138】

【数19】

$$\begin{aligned} x_3 &= (d + d'') \cdot \tan(2\theta_0) \\ &= x_2 \cdot (1 + 2 \cdot \tan(2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) \cdot \tan(3\theta_0) / [\tan(2\theta_0) + \tan(\theta_0)]) \cdots(19) \end{aligned}$$

40

【0139】

【数20】

$$\begin{aligned} x_4 &= (d + d'') \cdot \tan(3\theta_0) \\ &= x_2 \cdot (1 + 2 \cdot \tan(4\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) \cdot \tan(3\theta_0) / [\tan(2\theta_0) + \tan(\theta_0)]) \cdots(20) \end{aligned}$$

【0140】

「 $\theta_t = 0$ 」である場合、式(15)、式(19)及び式(20)で示されるように「 x 」は、 d と「 θ_0 」の関数との積で算出可能となる。

50

【 0 1 4 1 】

以上、説明した算出方法により、制御部 1 8 は、取得した角度「 θ_t 」と角度「 θ_0 」とから、各受信フォーカスの受信開口での「 X 」を算出し、振動子選択処理を行なう。そして、作成部 1 2 4 は、例えば、受信開口内で「 X 」を重心とする範囲「 $X_\alpha \sim X_\beta$ 」での重みを「0」とし、受信開口内で範囲「 $X_\alpha \sim X_\beta$ 」以外の範囲での重みを「1」とする開口関数を作成する。なお、例えば、制御部 1 8 は、「 $X_\alpha = X - dX$ 」とし、「 $X_\beta = X + dX$ 」とする。なお、「 dX 」は、システムに初期設定される場合でも、操作者により設定される場合でも良い。ただし、制御部 1 8 は、「 dX 」の値に関わらず、「 X 」を重心とする範囲が、受信開口内となるように設定する。

【 0 1 4 2 】

10

上述したシフト型受信アポダイゼーションによる効果について、図 1 7 及び図 1 8 を用いて説明する。図 1 7 及び図 1 8 は、第 1 の実施形態の効果を説明するための図である。図 1 7 では、通常の B モード撮影で得られた B モード画像データを左側に示し、上述したシフト型受信アポダイゼーションで得られた B モード画像データを右側に示している。また、図 1 7 に示す 2 つの画像は、境界がプローブ表面に対して水平（ $\theta_0 = 0$ 度）であり、かつ、境界が深さ「10 mm」に配置されたファントムを撮影したものである。なお、このファントムには、境界の他に、深さ「10 mm」より深い複数の位置それぞれにワイヤーが配置されている。

【 0 1 4 3 】

20

ここで、図 1 7 の右側の B モード画像データは、ステアリング角度「 $\theta_t = 10$ 度」及び角度「 $\theta_0 = 0$ 度」の条件下で「 $X = 4d \cdot \tan(\theta_t)$ 」とするシフト型受信アポダイゼーションを行なって得られた画像である。図 1 7 に示すように、左側の B モード画像データでは、深さ「20 mm」の位置に多重反射が存在している。一方、図 1 7 に示すように、左側の B モード画像データでは、「 $X = 4d \cdot \tan(\theta_t)$ 」で重みを「0」とする範囲を移動設定した開口関数を用いることで、多重信号が大幅に低減されていることが分かる。

【 0 1 4 4 】

30

更に、図 1 7 に示す左右の画像を比較すると、上記の前提方法で生じていた方位分解能の劣化が、低減されていることが分かる。すなわち、図 1 7 に示す左右の画像を比較すると、各ワイヤーの方位方向の幅は、略同じとなっている。これは、固定型受信アポダイゼーションとシフト型受信アポダイゼーションとで、焦点近傍の音場分布が異なることが要因であると考えられる。この点について、図 1 8 を用いて説明する。

【 0 1 4 5 】

図 1 8 の上図は、図 8 の上図と同様に、各振動子の位置を横軸に示し、開口関数の重みを縦軸で示している。また、図 1 8 の上図では、図 8 の上図と同様に、受信開口として設定された範囲を「ON」で示し、受信開口として設定されていない範囲を「OFF」で示している。そして、図 1 8 の上図では、上述したシフト型受信アポダイゼーションにより、受信開口の右側の端部に重み「0」が設定され、受信開口の残りの範囲に重み「1」が設定された開口関数を示している。

【 0 1 4 6 】

40

また、図 1 8 の下図は、図 1 8 の上図に示す開口関数をフーリエ変換することで得られた焦点音場を示している。図 1 8 の下図と図 8 の下図とを比較すると、焦点近傍の音場分布が異なる。すなわち、図 1 8 の下図では、受信開口の右側に端部に重み「0」が設定された開口関数を用いると、図 8 の下図と比較して、メインローブに対するサイドローブの上昇が抑制されていることが分かる。

【 0 1 4 7 】

例えば、角度「 θ_t 」の方向と、角度「 θ_0 」の方向とのなす角度が極端に大きい場合、シフト型受信アポダイゼーションで設定される開口関数により、受信開口は、片側の開口部を抜いた状態と等価となる。これは、開口幅を送受信走査線に対して左右非対象ではあるものの、有効開口幅を狭くすることになる。かかる場合、音場分布は、メインローブ

50

が広がることによって方位分解能が若干低下するものの、サイドローブ成分は、中央開口を重み「0」にする方法に比べて上昇しない。その結果、前提方法で著しく生じる方位方向の画質劣化を、シフト型受信アポダイゼーションでは、図17に示すように、抑えることができる。

【0148】

続いて、図19を用いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理の流れについて説明する。図19は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を示すフローチャートである。なお、図19では、角度「 θ_0 」として、予め設定された値を用いて行なわれる処理の一例を示している。

【0149】

図19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の制御部18は、シフト型受信アポダイゼーションでの撮影開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS101）。ここで、撮影開始要求を受け付けない場合（ステップS101否定）、制御部18は、撮影開始要求を受け付けるまで待機する。

【0150】

一方、撮影開始要求を受け付けた場合（ステップS101肯定）、制御部18は、 θ_t 及び θ_0 を取得する（ステップS102）。そして、制御部18は、全走査線で、受信フォーカスごとの受信開口における重心位置（X）を算出する（ステップS103）。そして、制御部18は、算出した重心位置に基づいて選択処理を行なって、低減範囲を設定する。そして、作成部124は、制御部18の指示により、全受信開口での開口関数を作成する（ステップS104）。

【0151】

そして、制御部18は、超音波送受信を開始させる（ステップS105）。これにより、受信遅延処理が施された反射信号のデジタルデータが、整相加算部125に順次入力される。そして、整相加算部125は、該当する受信開口の開口関数を用いた整相加算により、1フレーム分の反射波データ、すなわち、全走査線（受信走査線）での反射波データ（受信信号）を生成する（ステップS106）。そして、Bモード処理部13は、Bモードデータを生成し、画像生成部15は、Bモード画像データを生成する（ステップS107）。

【0152】

そして、制御部18の制御により、モニタ2は、Bモード画像データを表示し（ステップS108）、処理を終了する。なお、ステップS106～ステップS108の処理は、撮影終了要求を受け付けるまで、繰り返される。また、第1の実施形態は、Bモード画像データを参照した操作者が、 θ_t 及び θ_0 の少なくとも1つの値を修正して、修正した条件下で、再度、シフト型受信アポダイゼーションでの撮影を実行することも可能である。

【0153】

上述したように、第1の実施形態では、超音波送受信の方向と構造物の境界を示す方向とで起こる鏡面反射に基づいて、受信開口にて多重反射のメインビームが受信される位置を算出し、算出した位置を重心とする所定の範囲で重みを低減した開口関数を設定する。その結果、第1の実施形態では、送受信ビームの傾きや構造物の傾きに影響されずに、多重反射が低減されたBモード画像データを取得することができる。

【0154】

また、第1の実施形態では、構造物の深さについては、受信走査線上での各受信フォーカス位置として、受信位置を算出するので、重みを低減させる範囲を簡易に設定することができる。

【0155】

なお、例えば、図19に示すステップS106～ステップS108の処理を繰り返す間では、操作者は、超音波プローブ1の位置を移動することがある。かかる場合、制御部18は、超音波プローブ1が移動するごとに、少なくとも1つの振動子を選択し、選択した振動子に応じたシフト型受信アポダイゼーションの処理（低減処理）を受信部12に実行

10

20

30

40

50

させる。これにより、第 1 の実施形態では、連続撮影で生成される各超音波画像データの多重反射を低減することができる。

【0156】

(第 2 の実施形態)

第 2 の実施形態では、超音波送受信の方向(超音波の偏向角)及び構造物の境界を示す方向とともに、構造物の深さも取得して、シフト型受信アポダイゼーションを行なう場合について、図 20 ~ 図 22 を用いて説明する。図 20 ~ 図 22 は、第 2 の実施形態を説明するための図である。

【0157】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、図 1 に示す第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様に構成される。また、第 2 の実施形態に係る受信部 12 は、図 2 に示す第 1 の実施形態に係る受信部 12 と同様に構成される。また、第 2 の実施形態に係る制御部 18 は、第 1 の実施形態と同様に、受信フォーカスの位置に応じて受信開口の幅を変更する制御を行なう。すなわち、制御部 18 は、受信部 12 に D V A F 法を実行させる。

【0158】

ただし、第 2 の実施形態に係る制御部 18 は、構造物の深さに対応する受信フォーカスでの受信開口において「少なくとも 1 つの振動子」を選択する。すなわち、制御部 18 は、構造物の深さに対応する受信フォーカスでの受信開口において、受信位置を算出して、振動子選択処理を行なう。第 1 の実施形態では、構造物の深さそのものを入力パラメータとして用いていない。その代りに、第 1 の実施形態では、構造物の深さを受信フォーカス位置とし、「X」の位置を、 $F(\theta_t, \theta_o)$ と「F-number」とで自動的に算出している。しかし、第 1 の実施形態では、図 13 に示すように、各深さ「d」で重みを「0」にする振動子群が常に存在するため、有効開口幅が常に通常の受信アポダイゼーションに比べて小さくなる。その結果、第 1 の実施形態では、B モード画像データの画質が低下する可能性がある。

【0159】

そこで、第 2 の実施形態では、構造物の深さ(以下、「 d_0 」)を取得し、この「 d_0 」のみでシフト型受信アポダイゼーションを行なう。

【0160】

ここで、制御部 18 は、第 1 の実施形態で説明した「予め得られている超音波画像データ(B モード画像データ)」を参照した操作者が設定した情報に基づいて、構造物の深さ「 d_0 」を取得する。すなわち、第 2 の実施形態に係る制御部 18 は、予め得られている超音波画像データを参照した操作者が入力した情報に基づいて、構造物の境界を示す方向及び構造物の深さを取得する。図 20 に示すモニタ 2 に表示された B モード画像データは、図 11 に示す B モード画像データと同じである。第 1 の実施形態と同様に、操作者は、図 20 に示すように、つまみ 31 を回して、「信号」の角度を計測する。制御部 18 は、操作者がつまみ 31 で計測した角度を構造物の方向を示す角度「 θ_0 」として取得する。

【0161】

そして、操作者は、図 20 に示すように、深さ「 d_0 」も同時に計測する。制御部 18 は、操作者が計測した深さを構造物の深さ「 d_0 」として取得する。

【0162】

或いは、制御部 18 は、操作者の負担を軽減するために、「予め得られている超音波画像データ(B モード画像データ)」の画像情報を検出した結果に基づいて、深さ「 d_0 」を取得する。すなわち、制御部 18 は、予め得られている超音波画像データを解析して、構造物の境界を示す方向及び構造物の深さを推定する。具体的には、制御部 18 は、図 12 で説明したように、エッジ検出や主成分分析により、角度「 θ_0 」を推定する。なお、第 2 の実施形態でも、第 1 の実施形態で説明した様々な所定の深さに基づいて R O I を設定し、R O I 内に限定して画像情報の検出処理を行なうことが可能である。

【0163】

ここで、例えば、エッジ検出で抽出したエッジを、構造物で形成される境界と見なすと

、制御部 18 は、画像情報から当該境界の画像中の大まかな位置を取得することができる。そこで、制御部 18 は、エッジの画像中での位置を自動計測することで、深さ「 d_0 」を取得することができる。このように、第 2 の実施形態に係る制御部 18 は、画像情報の検出処理により、構造物の方向を示す角度「 θ_0 」とともに、構造物の深さ「 d_0 」を取得することができる。

【0164】

或いは、制御部 18 は、予め設定された情報に基づいて構造物の深さを取得しても良い。具体的には、制御部 18 は、第 1 の実施形態で説明した ROI 設定に用いられた様々な情報（所定の深さ）を、そのまま「 d_0 」として用いても良い。具体的には、制御部 18 は、図 21 に示すように、エッジ検出や主成分分析により、角度「 θ_0 」を推定する。そして、制御部 18 は、図 21 に示すように、ROI 設定に用いた「画像中央」、又は、「検査対象組織の代表的深さ」、又は、「送信フォーカス」を、「 d_0 」として取得する。なお、「送信フォーカス = d_0 」とすることで、画像撮影中の送受信条件の変更に即時に対応することができる。

【0165】

図 22 では、図 13 に示す DVAF 法と同じ条件で設定された各受信フィーカス「 d_1 、 d_2 、 d_3 、 d_4 ・・・」での受信開口を示している。そして、図 22 では、上記の 3 つの方法のいずれかで取得した構造物の深さ「 d_0 」が、「 d_3 」と「 d_4 」との間に位置する場合を例示している。かかる場合、制御部 18 は、図 22 に示すように、「 d_0 」を新たな受信フォーカスとして設定する。深さ「 d_0 」での受信開口幅は、図 22 に示すように、「F-number = 1」により、「 $d_0 + L_0$ 」となる。

【0166】

そして、制御部 18 は、図 22 に例示するように、深さ「 d_0 」のみで受信位置「 $d_0 \cdot F(\theta_t, \theta_0)$ 」を算出する。そして、作成部 124 は、受信フォーカス「 d_0 」については、例えば、「 $d_0 \cdot F(\theta_t, \theta_0)$ 」を重心とする範囲の重みを「0」とする開口関数を作成する。なお、第 2 の実施形態に係る作成部 124 は、受信フォーカス「 d_0 」以外の受信フォーカスについては、通常の受信アポダイゼーションで用いられる開口関数を作成する。かかる開口関数としては、「ハミング窓の開口関数」の他に、「方形窓 (Rectangular Window) の開口関数」、「ハニング窓 (Hanning window) の開口関数」、「フラットトップ窓 (Flat-top window) の開口関数」等が用いられても良い。

【0167】

整相加算部 125 は、受信フォーカス「 d_0 」の受信開口で得られた受信遅延処理後の信号については、「 $d_0 \cdot F(\theta_t, \theta_0)$ 」を基準（例えば、重心）とする範囲（低減範囲）の重みを「0」とする開口関数で重み付けを行なって、加算する。これにより、整相加算部 125 は、受信フォーカス「 d_0 」近傍での複数のサンプル点の受信信号を得る。ここで、制御部 18 は、構造物の深さ「 d_0 」が、あるライン上での構造物の深さとして得られていることから、以下の処理を行なっても良い。例えば、制御部 18 は、構造物の深さ「 d_0 」が得られた走査線の位置と構造物の傾き「 θ_0 」とから、走査範囲内で構造物が占める可能性のある領域を特定する。そして、例えば、制御部 18 は、全走査線の受信フォーカス「 d_0 」近傍での複数のサンプル点の大部分が、この領域内に位置するように調整を行なう。これにより、制御部 18 は、多重成分の低減を効果的に行なうことができる。或いは、制御部 18 は、各走査線での構造物の深さを求め、各走査線で求めた深さのみにシフト型受信アポダイゼーションを行なっても良い。

【0168】

また、整相加算部 125 は、受信フォーカス「 d_0 」以外の受信フォーカスの受信開口で得られた受信遅延処理後の信号については、通常の開口関数で重み付けを行なって、加算する。これにより、整相加算部 125 は、受信フォーカス「 d_0 」以外の全サンプル点の受信信号を得る。これにより、整相加算部 125 は、受信走査線上の受信信号（反射波データ）を得る。

【0169】

なお、構造物の深さ「 d_0 」を受信フォーカスとする受信開口でのみシフト型受信アボダイゼーションを行なう点以外、第1の実施形態で説明した内容は、第2の実施形態でも適用可能である。ただし、第1の実施形態で説明したシフト型受信アボダイゼーションは、制御部18が取得した構造物の深さ「 d_0 」を受信フォーカスに追加して、実行される場合でも良い。

【0170】

続いて、図23を用いて、第2の実施形態に係る超音波診断装置の処理の流れについて説明する。図23は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例を示すフローチャートである。

【0171】

図23に例示するように、第2の実施形態に係る超音波診断装置の制御部18は、 θ_t 、 θ_0 及び d_0 を取得後に、シフト型受信アボダイゼーションでの撮影開始要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS201)。ここで、撮影開始要求を受け付けられない場合(ステップS201否定)、制御部18は、撮影開始要求を受け付けるまで待機する。

【0172】

一方、撮影開始要求を受け付けた場合(ステップS201肯定)、制御部18は、全走査線の d_0 で、受信開口における重心位置(X)を算出する(ステップS202)。そして、制御部18は、算出した重心位置に基づいて選択処理を行なって、低減範囲を設定する。そして、作成部124は、制御部18の指示により、全受信開口での開口関数を作成する(ステップS203)。例えば、作成部124は、受信フォーカス「 d_0 」については、「 $d_0 \cdot F(\theta_t, \theta_0)$ 」を重心とする範囲の重みを「0」とする開口関数を作成し、受信フォーカス「 d_0 」以外の受信フォーカスについては、通常の実受信アボダイゼーションで用いられる開口関数を作成する。

【0173】

そして、制御部18は、超音波送受信を開始させる(ステップS204)。これにより、受信遅延処理が施された反射信号のデジタルデータが、整相加算部125に順次入力される。そして、整相加算部125は、該当する受信開口の開口関数を用いた整相加算により、1フレーム分の反射波データ、すなわち、全走査線(受信走査線)での反射波データ(受信信号)を生成する(ステップS205)。そして、Bモード処理部13は、Bモードデータを生成し、画像生成部15は、Bモード画像データを生成する(ステップS206)。

【0174】

そして、制御部18の制御により、モニタ2は、Bモード画像データを表示し(ステップS207)、処理を終了する。なお、ステップS205～ステップS207の処理は、撮影終了要求を受け付けるまで、繰り返される。また、第2の実施形態では、Bモード画像データを参照した操作者が、 θ_t 、 θ_0 及び d_0 の少なくとも1つの値を修正して、修正した条件下で、再度、上記のシフト型受信アボダイゼーションでの撮影を実行することも可能である。

【0175】

上述したように、第2の実施形態では、構造物の深さに限定して、シフト型受信アボダイゼーションを行なう。これにより、第2の実施形態では、画質の低下を防止したうえで多重信号が低減されたBモード画像データを得ることができる。なお、上述したように、第1の実施形態で説明した内容は、適宜、第2の実施形態でも適用可能である。例えば、第2の実施形態でも、制御部18は、超音波プローブ1が移動するごとに、少なくとも1つの振動子を選択し、選択した振動子に応じたシフト型受信アボダイゼーションの処理(低減処理)を受信部12に実行させる。これにより、第2の実施形態でも、連続撮影で生成される各超音波画像データの多重反射を低減することができる。

【0176】

(第3の実施形態)

第3の実施形態では、第1の実施形態及び第2の実施形態で説明したシフト型受信アボ

10

20

30

40

50

ダイゼーションに適用することで、Bモード画像データの画質を更に向上することができる方法について、図24及び図25を用いて説明する。図24及び図25は、第3の実施形態を説明するための図である。

【0177】

例えば、図7の左側のBモード画像データや、図17の左側のBモード画像データを参照すると、送受信ビームが偏向角「 θ_t 」でステアリングしていると、ワイヤーが傾いて描出される。そこで、第3の実施形態では、制御部18の制御により、従来技術として説明した空間コンパウンド法を行なうことで、上記の課題を解消する。更に、第3の実施形態では、制御部18の制御により、送信ビームを偏向する空間コンパウンド法に、シフト型受信アポダイゼーションを適用することで、多重反射が低減され、かつ、S/N比が向上したBモード画像データを得ることができる。以下、第3の実施形態で行われる処理について、詳細に説明する。

10

【0178】

まず、第3の実施形態に係る制御部18は、フレーム間で超音波送受信の偏向角を変えて超音波走査を複数回実行させる制御を行なう。図24では、構造物で形成される境界がプローブ表面（x軸）に平行、すなわち、「 $\theta_0 = 0$ 」である場合を例示している。そして、例えば、制御部18は、図24の左図に示すように、右側に角度「 θ_t 」に傾けた超音波送受信を実行させる。以下、右側に角度「 θ_t 」に傾けた超音波走査を「Rs」と記載する。そして、制御部18は、図24の中図に示すように、角度「0度」に傾けた、すなわち、「 $\theta_t = 0$ 」の超音波送受信を実行させる。以下、「 $\theta_t = 0$ 」の超音波走査を「Cs」と記載する。そして、制御部18は、図24の右図に示すように、左側に角度「 θ_t 」に傾けた超音波送受信を実行させる。以下、左側に角度「 θ_t 」に傾けた超音波走査を「Ls」と記載する。

20

【0179】

そして、第3の実施形態に係る制御部18は、少なくとも1つの超音波走査で「少なくとも1つの振動子」を選択する。すなわち、制御部18は、少なくとも1つの超音波走査で受信位置「X」を算出する。例えば、制御部18は、図24に示すように、「Rs」の超音波走査と、「Ls」の超音波走査とで、受信位置「X」を算出する。なお、「 $\theta_0 = 0$ 」であることから、「 $X = 4d \cdot \tan(\theta_t)$ 」となる。ただし、図24の左図に示すように、「Rs」の超音波走査では、走査線から右側に「X」の位置が受信位置となる。また、図24の右図に示すように、「Ls」の超音波走査では、走査線から左側に「X」の位置が受信位置となる。

30

【0180】

そして、第3の実施形態に係る処理部としての受信部12は、制御部18によって「少なくとも1つの振動子」が選択された超音波走査では、第1の実施形態や第2の実施形態で説明した処理（低減処理）を実行して受信開口の受信信号を出力する。また、受信部12は、制御部18によって「少なくとも1つの振動子」が選択されていない超音波走査では、処理（低減処理）とは異なる処理を実行して受信開口の受信信号を出力する。低減処理とは異なる処理とは、例えば、「ハミング窓の開口関数」等の通常の開口関数を用いた整相加算処理である。

40

【0181】

例えば、制御部18の指示により、作成部124は、「Rs」の超音波走査では、走査線から右側に「X」の位置を重心とする範囲での重みを「0」とする開口関数を作成する（図24の左図を参照）。また、制御部18の指示により、作成部124は、「Ls」の超音波走査では、走査線から左側に「X」の位置を重心とする範囲での重みを「0」とする開口関数を作成する（図24の右図を参照）。また、制御部18の指示により、作成部124は、「Cs」の超音波走査では、通常の開口関数を作成する。

【0182】

これにより、「Rs」及び「Ls」の超音波走査においては、整相加算部125から「多重反射低減用の開口関数が適用された受信信号」がBモード処理部13及び画像生成部

50

15に出力される。また、「Cs」の超音波走査においては、整相加算部125から「通常の開口関数が適用された受信信号」がBモード処理部13及び画像生成部15に出力される。図24に示す一例では、「Cs」の超音波走査にシフト型受信アポダイゼーションを適用すると、固定型受信アポダイゼーションと同様の開口関数が作成されることになるので、多重成分の除去ができなくなるとともに、方位分解能が劣化する。このため、「 $\theta_0 = 0$ 」である場合は、「Cs」の超音波走査においては、シフト型受信アポダイゼーションを適用しないことが好適となる。

【0183】

なお、第3の実施形態は、「Rs」及び「Ls」の超音波走査では、第1の実施形態で説明したように各受信フォーカスの深さを用いて、全受信フォーカスの受信開口で多重反射低減用の開口関数を作成しても良いし、第2の実施形態で説明したように構造物の深さに対応する受信フォーカスの受信開口のみで、多重反射低減用の開口関数を作成しても良い。第3の実施形態を第2の実施形態に適用する場合は、空間コンパウンド用の超音波走査を行なう前に、例えば、事前撮影したBモード画像データを参照した操作者により「 θ_0, d_0 」が制御部18に設定される。

【0184】

そして、第3の実施形態に係る画像生成部15は、各超音波走査で受信部12により出力された受信開口の受信信号に基づいて、各超音波走査の超音波画像データを生成し、生成した複数の超音波画像データを合成した画像データ（加算平均した画像データ）を、超音波画像データ（表示用のBモード画像データ）として生成する。

【0185】

ここで、従来技術としての空間コンパウンドは、超音波ビームの偏向角を変えた場合、多重反射エコー（ノイズ）が出現する位置が偏向角に応じて変化することを利用して、斜めにしても強度変化が相対的に少ない信号成分（すなわち、組織由来の真の信号成分）をコンパウンド処理（加算平均処理）により維持して、画像中の多重アーチファクトを低減する方法である。

【0186】

一方、第3の実施形態では、図24に示すように、「 $\theta_0 = 0$ 」の条件下で、偏向角「 θ_t 」を用いた「Rs」及び「Ls」では、受信位置に基づく多重反射低減用の開口関数を用いることで、多重反射信号が低減された受信信号を取得できる。図24の左図では、「Rs」で得られる受信信号を、多重反射のノイズが略除去された信号 S_1 として示している。また、図24の右図では、「Ls」で得られる受信信号を、多重反射のノイズが略除去された信号 S_2 として示している。

【0187】

そして、図24に示す一例では、「 $\theta_0 = 0$ 」であることから、上述した理由により、「Cs」では、通常の開口関数を用いる。このため、図24の中図では、「Cs」で得られる受信信号を、信号 S_0 と多重反射のノイズNとが加算された「 $S_0 + N$ 」として示している。

【0188】

ここで、従来の空間コンパウンドでは、「L」で得られる受信信号及び「R」で得られる受信信号の双方にも、多重反射のノイズが含まれている。一方、第3の実施形態では、加算平均処理により、結果的に得られる受信信号Sは、簡易的には、「 $S = \{ S_1 + (S_0 + N) + S_2 \} / 3 = (S_1 + S_0 + S_2) / 3 + N / 3$ 」となり、「 $S' = (S_1 + S_0 + S_2) / 3$ 」とすると、「 $S = S' + N / 3$ 」となる。すなわち、第1の実施形態、又は、第2の実施形態で説明したシフト型受信アポダイゼーションを空間コンパウンドに適用することで、「N」が「 $N / 3$ 」に低減される、すなわち、多重反射低減効果が実現できることが分かる。

【0189】

なお、上記の一例では、「Cs」の超音波走査を通常スキャンで行なう場合を説明したが、「Cs」の超音波走査にもシフト型受信アポダイゼーションを適用しても良い。かか

10

20

30

40

50

る場合、「Cs」の画像データに由来して方位分解能は劣化するが、多重反射低減効果は更に大きくなる。また、実際に構造物が傾いている場合は、全超音波走査で、シフト型受信アポダイゼーションを行なっても良い。かかる場合でも、多重反射低減効果を得ることができる。全超音波走査でシフト型受信アポダイゼーションを行なうか、一部の超音波走査でシフト型受信アポダイゼーションを行なうかの判定は、操作者が行っても良いし、制御部18が、「 θ_0 」の値と、空間コンパウンドに用いるステアリング角度との相対的な関係から行なっても良い。

【0190】

上述したように、第3の実施形態では、シフト型受信アポダイゼーションを空間コンパウンドに適用することで、画質の低下を防止したうえで多重信号が更に低減されたBモード画像データを得ることができる。

10

【0191】

なお、第3の実施形態では、フレーム間で超音波送受信の偏向角を変えた超音波走査が複数回実行される。例えば、上記の例では、3回の超音波走査が行われて、1フレームの合成画像データが出力されることになる。第3の実施形態は、1セット分の超音波走査が行われるごとに、1フレームの合成画像データを出力しても良いが、フレームレートが低下する。そこで、制御部18は、フレームレートを維持するために、以下の処理を行なう。例えば、1セット目で生成されるBモード画像データを「R(1), C(1), L(1)」とする。また、2セット目で生成されるBモード画像データを「R(2), C(2), L(2)」とする。

20

【0192】

画像生成部15は、制御部18の制御により、「R(1), C(1), L(1)」の加算平均を行なって、1フレーム目の合成画像データを生成する。また、画像生成部15は、制御部18の制御により、「C(1), L(1), R(2)」の加算平均を行なって、2フレーム目の合成画像データを生成する。また、画像生成部15は、制御部18の制御により、「L(1), R(2), C(2)」の加算平均を行なって、3フレーム目の合成画像データを生成する。また、画像生成部15は、制御部18の制御により、「R(2), C(2), L(2)」の加算平均を行なって、4フレーム目の合成画像データを生成する。かかる制御を行なうことで、第3の実施形態では、フレームレートの低下を防止することができる。なお、シフト型受信アポダイゼーションを空間コンパウンドに適用した連続撮影を行なう場合でも、制御部18は、超音波プローブ1が移動するごとに、少なくとも1つの振動子を選択する。これにより、第3の実施形態でも、連続撮影で生成される各超音波画像データの多重反射を低減することができる。

30

【0193】

なお、上記の第1～第3の実施形態で説明した画像処理方法では、1回多重の受信位置に限定して、開口関数を作成する場合について説明した。しかし、上記の第1～第3の実施形態で説明した画像処理方法は、2回多重や3回多重の受信位置も含めて、開口関数を作成しても良い。ただし、2回多重や3回多重では、受信位置が受信開口の外になる可能性や、減衰の関係から、多重反射信号の強度が低下している可能性があるので、処理を簡易にするために、1回多重の受信位置に限定した開口関数を作成することが好適である。

40

【0194】

また、上記の第1～第3の実施形態で説明した画像処理方法では、受信位置「X」を含む範囲の重みを「0」とする開口関数により、多重反射を低減する場合について説明した。しかし、上記の第1～第3の実施形態は、受信位置「X」を用いて多重反射を低減する方法として、図25、又は、図26に例示する変形例を行なっても良い。図25及び図26は、変形例を説明するための図である。

【0195】

すなわち、シフト型受信アポダイゼーションでは、受信位置を含む範囲（低減範囲）の重みが当該範囲外（低減範囲外）での重みより低減している開口関数であれば、多重反射の低減効果を実現できる。そこで、例えば、制御部18の指示により、作成部124は、

50

図 2 5 に例示する開口関数を作成しても良い。そして、図 2 5 に例示する開口関数は、両矢印で示す範囲の重みの両端位置の重みを「1」とし、両端から受信位置に向かって順次減少して受信位置の重みを「0」とする U 型の形状としている。図 2 5 に例示する開口関数を用いても、多重反射を低減することが可能となる。或いは、作成部 1 2 4 は、低減処理を行なう対象を、制御部 1 8 が選択した少なくとも 1 つの振動子を含む低減範囲内の振動子で発生した受信信号ではなく、制御部 1 8 が選択した少なくとも 1 つの振動子以外の振動子で発生した受信信号としても良い。例えば、作成部 1 2 4 は、低減範囲内に対する重みを「1」とし、低減範囲外に対する重みを「1」より大きい値とする開口関数を作成して、相対的に低減範囲内に対する重みを低減させても良い。

【0196】

10

また、制御部 1 8 は、少なくとも 1 つの振動子を含む範囲内（低減範囲内）からの出力を遮断し、範囲外（低減範囲外）からの出力信号に基づく受信信号を、受信開口の受信信号としても良い。例えば、制御部 1 8 は、図 2 6 に示すように、受信開口で、受信位置「X」を含む範囲の振動子群からの出力を遮断する（図中の「OFF」を参照）。そして、例えば、制御部 1 8 は、図 2 6 に示すように、受信開口で、範囲外の振動子群からの出力を「ON」とする。整相加算部 1 2 5 は、範囲外の振動子群からの出力信号を整相加算して、図 2 6 に示す受信開口の受信信号を生成する。これによっても、多重反射を低減することが可能となる。

【0197】

なお、上記では、第 1 ～ 第 3 の実施形態及び変形例で説明した画像処理方法が、超音波診断装置で実行される場合について説明した。しかし、第 1 ～ 第 3 の実施形態及び変形例で説明した画像処理方法は、超音波プローブ 1 が受信した信号を取得可能な画像処理装置において実行される場合であっても良い。

20

【0198】

また、上記の実施形態において、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、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、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。例えば、上記の実施形態で説明した処理（低減処理）は、受信部 1 2 以外の処理部として、別途、超音波診断装置内に設置される場合でも良い。更に、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPU および当該 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。

30

【0199】

また、第 1 ～ 第 3 の実施形態及び変形例で説明した画像処理方法は、予め用意された画像処理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など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。この画像処理プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク（FD）、CD-ROM、MO、DVD、USB メモリ及び SD カードメモリ等の Flash メモリ等、コンピュータで読み取り可能な非一時的な記録媒体に記録され、コンピュータによって非一時的な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。

40

【0200】

以上述べた少なくとも 1 つの実施形態によれば、多重反射を低減することができる。

【0201】

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

50

ある。

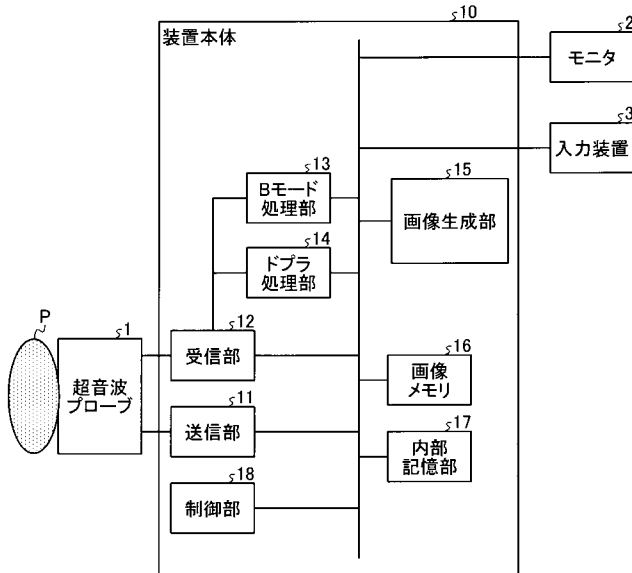
【符号の説明】

【0202】

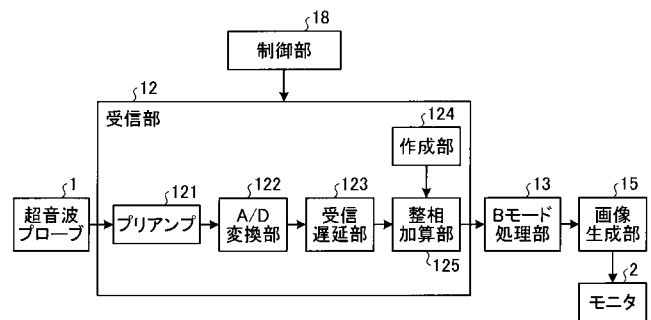
- 12 受信部
- 121 プリアンプ
- 122 A/D変換部
- 123 受信遅延部
- 124 作成部
- 125 整相加算部
- 15 画像生成部
- 18 制御部

10

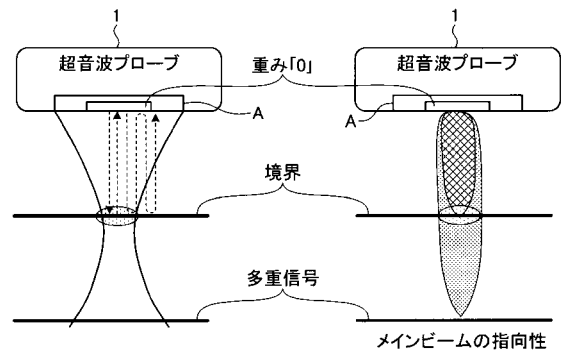
【図1】



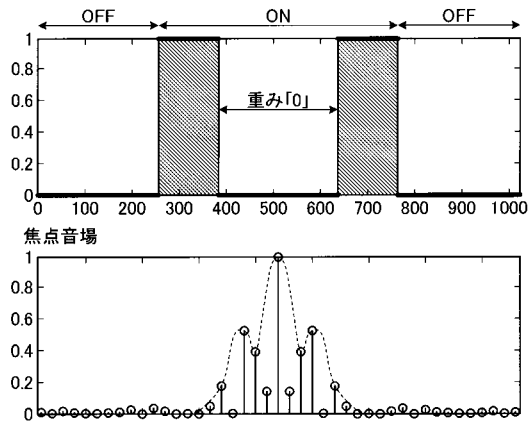
【図2】



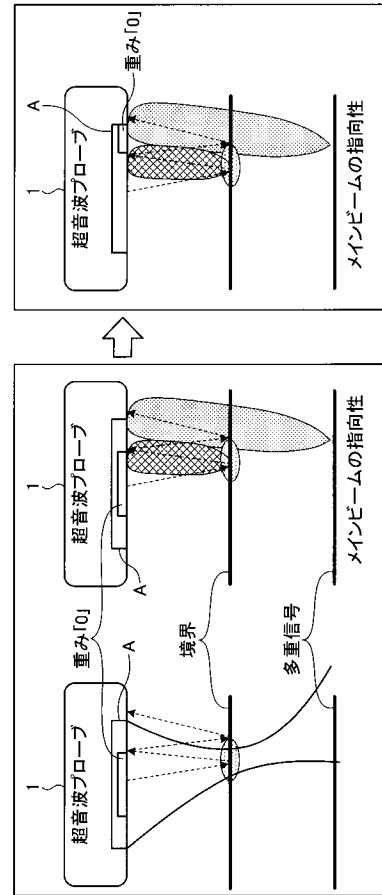
【図3】



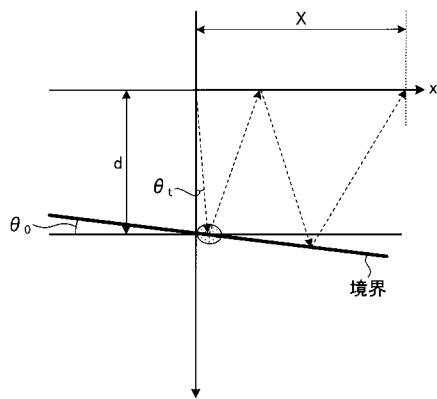
【図 8】



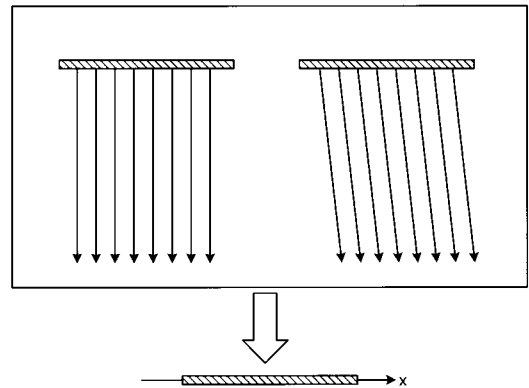
【図 9】



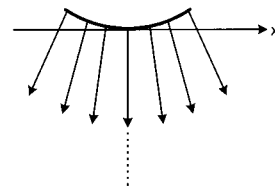
【図 10 A】



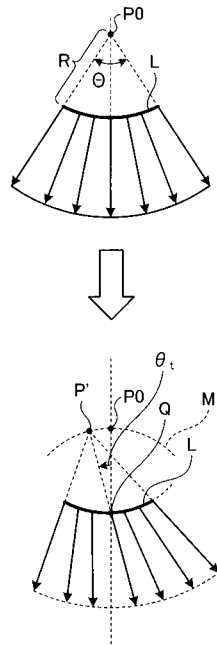
【図 10 B】



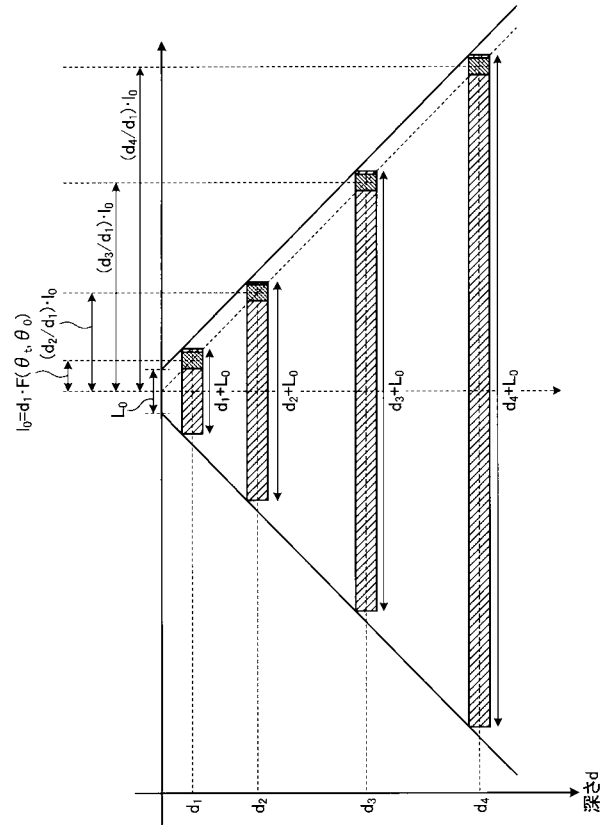
【図 10 C】



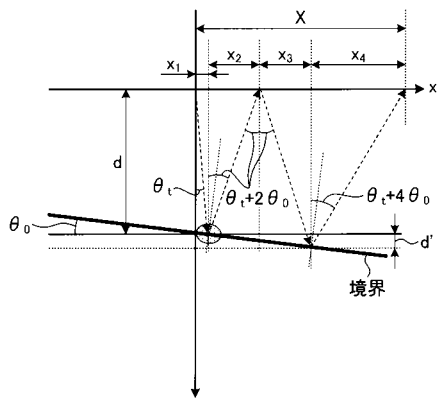
【図 10D】



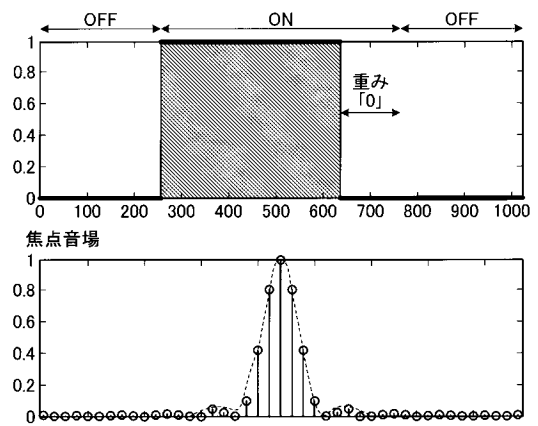
【図 13】



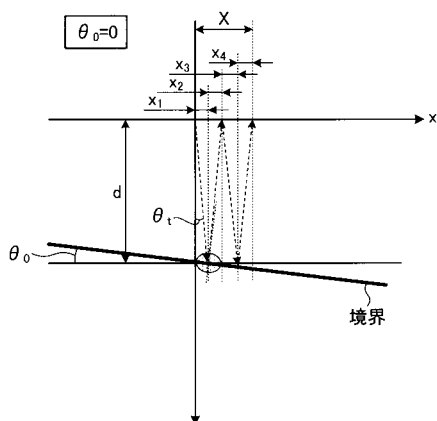
【図 14】



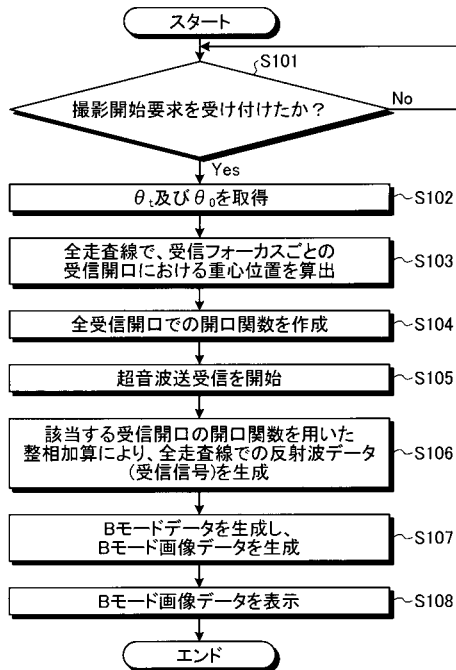
【図 18】



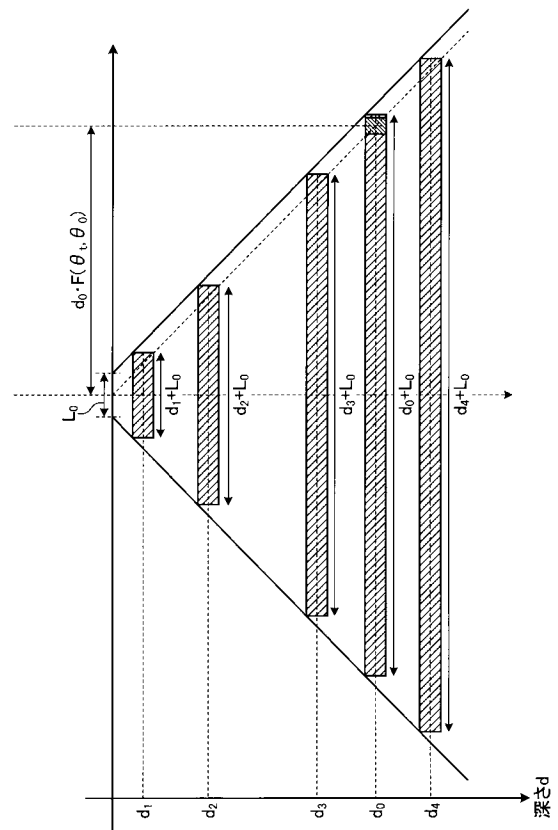
【図 15】



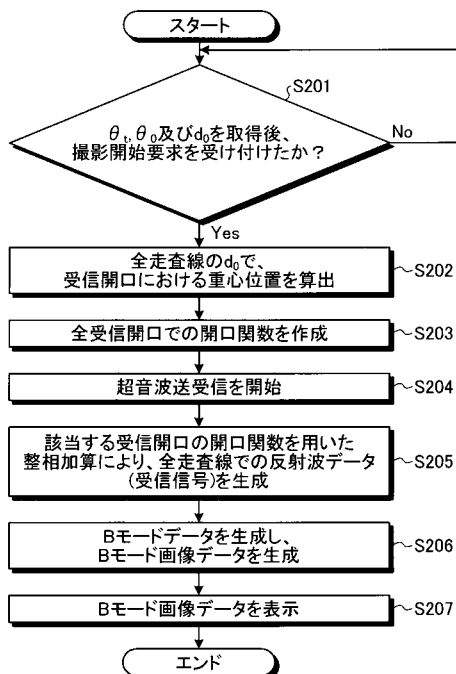
【図 19】



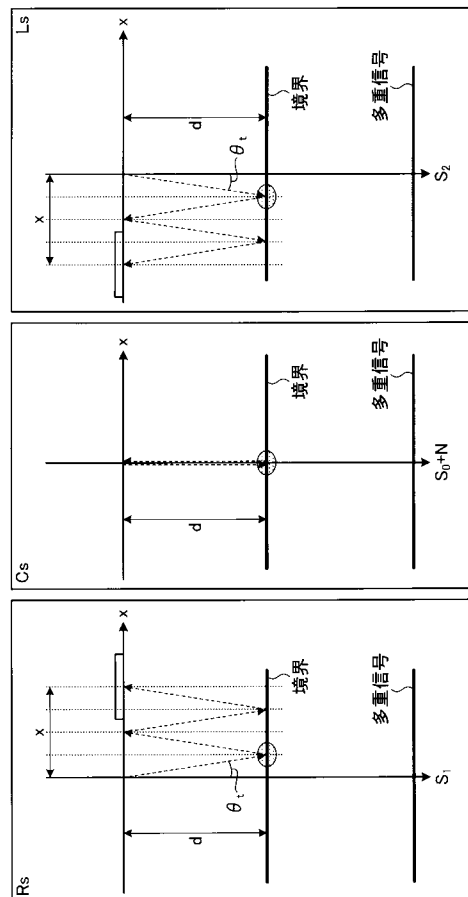
【図 22】



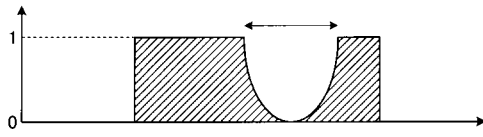
【図 23】



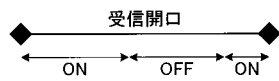
【図 24】



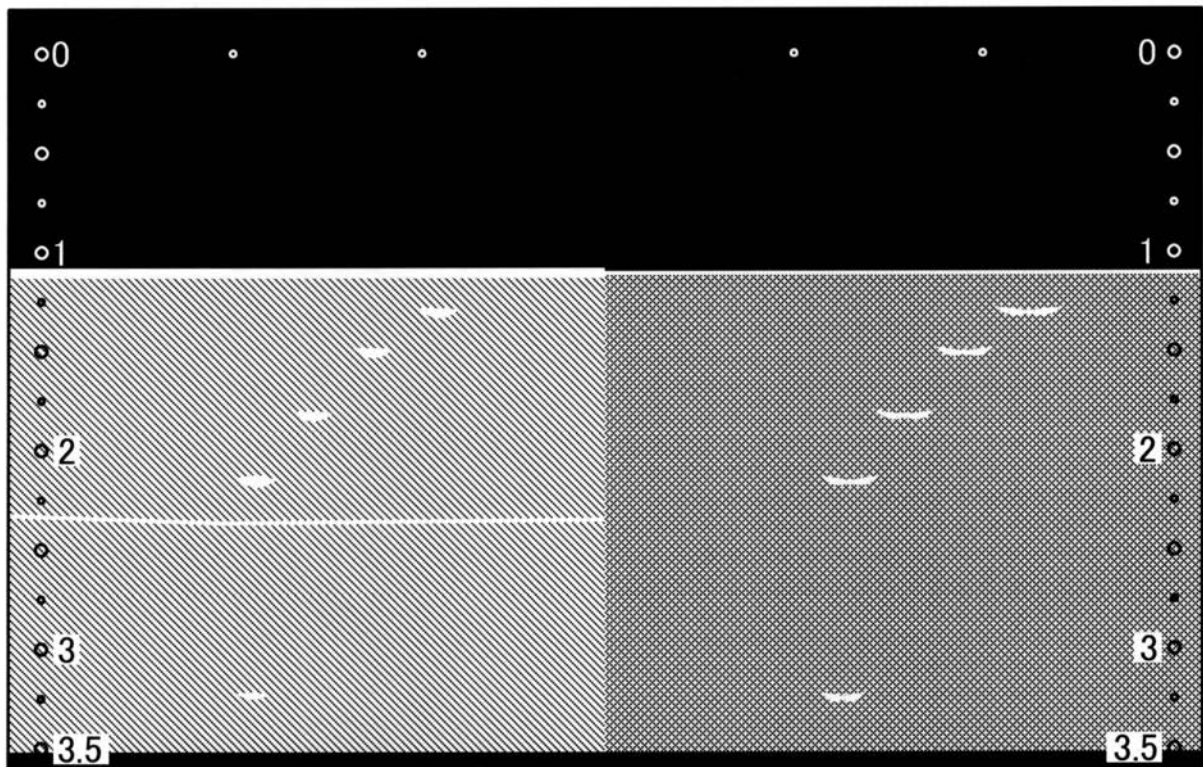
【図 2 5】



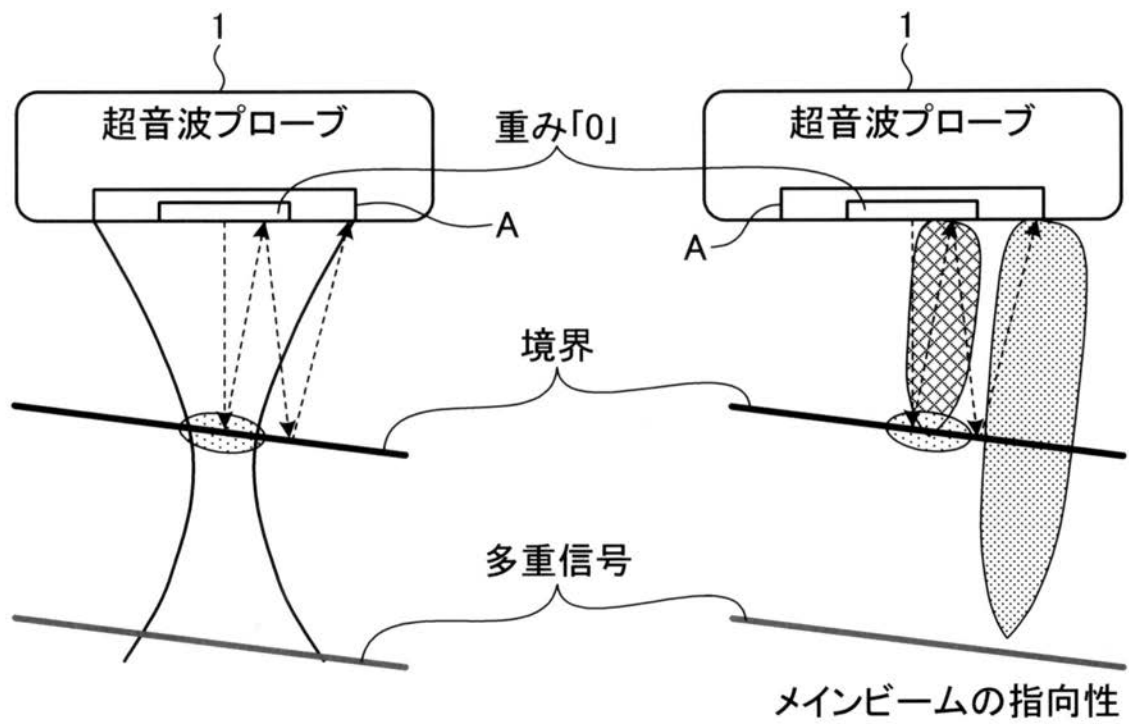
【図 2 6】



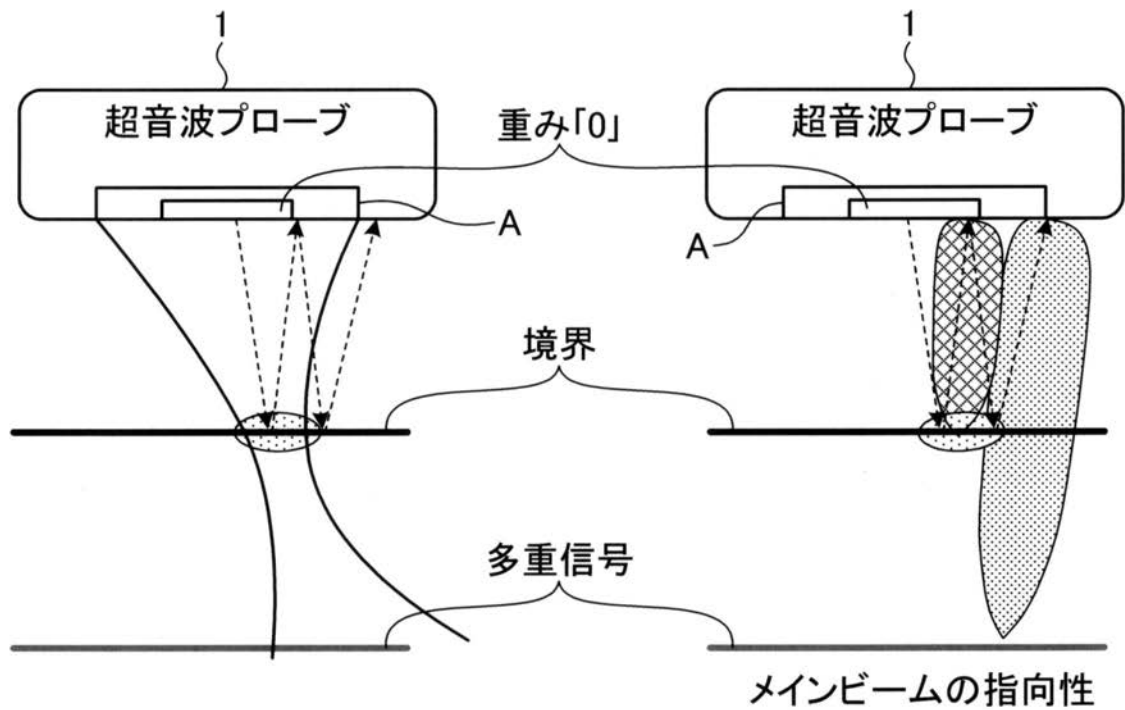
【図 4】



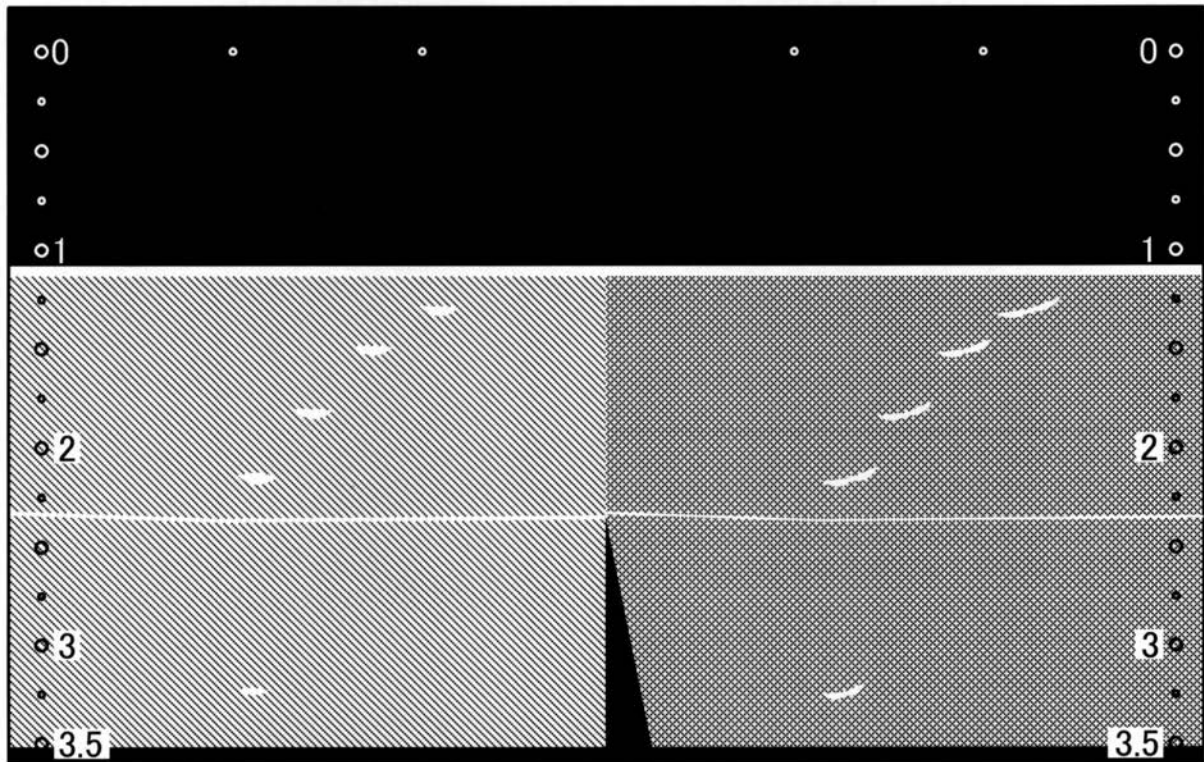
【図 5】



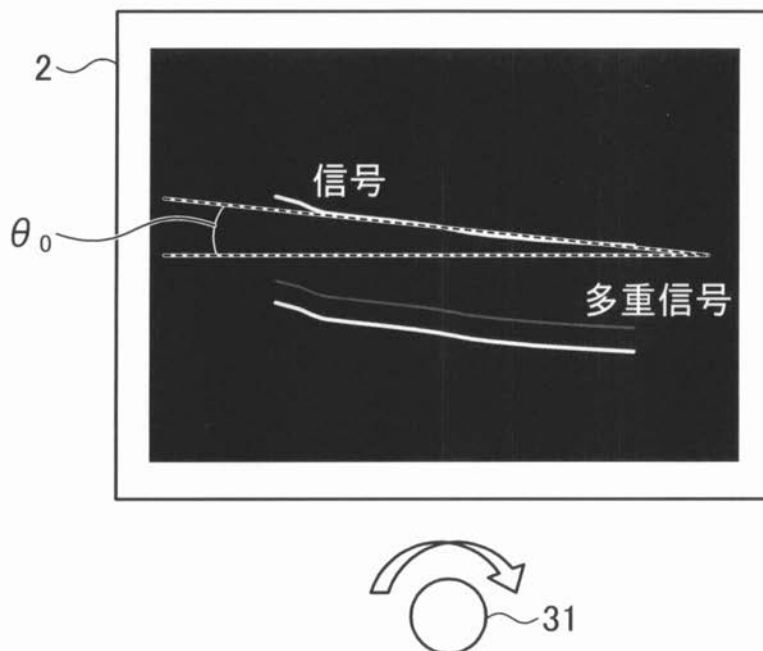
【図 6】



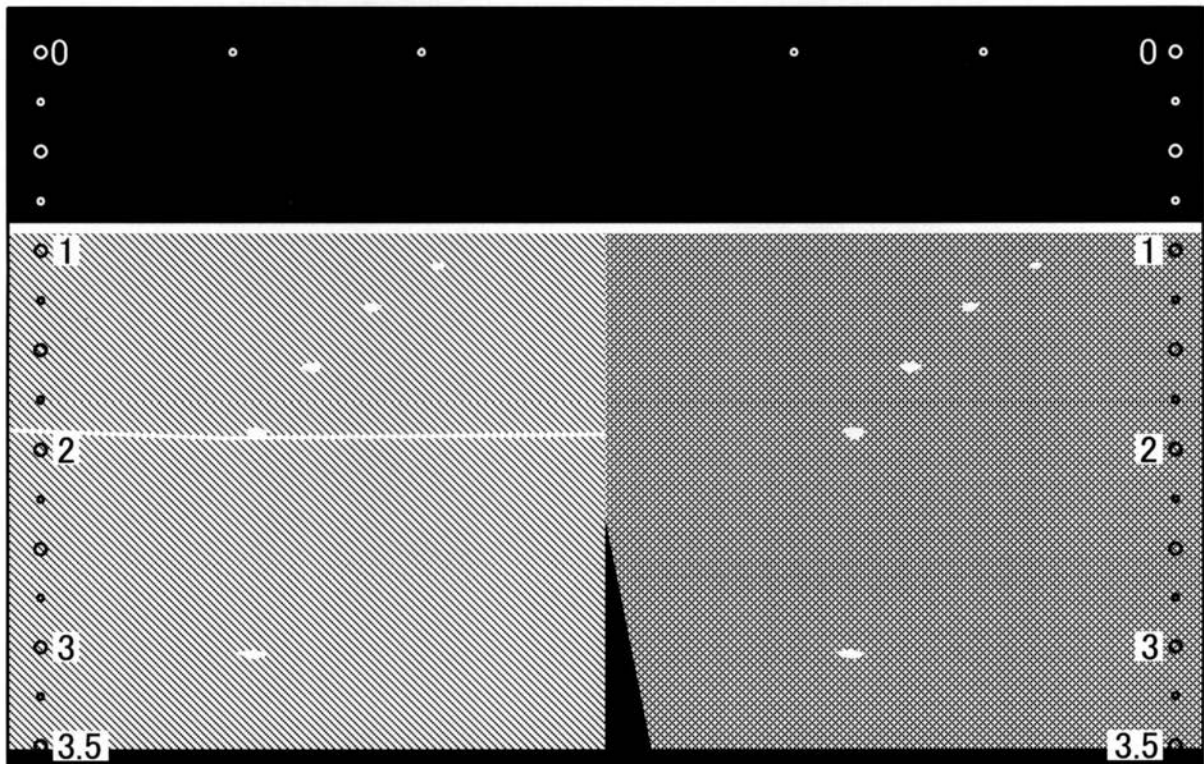
【 図 7 】



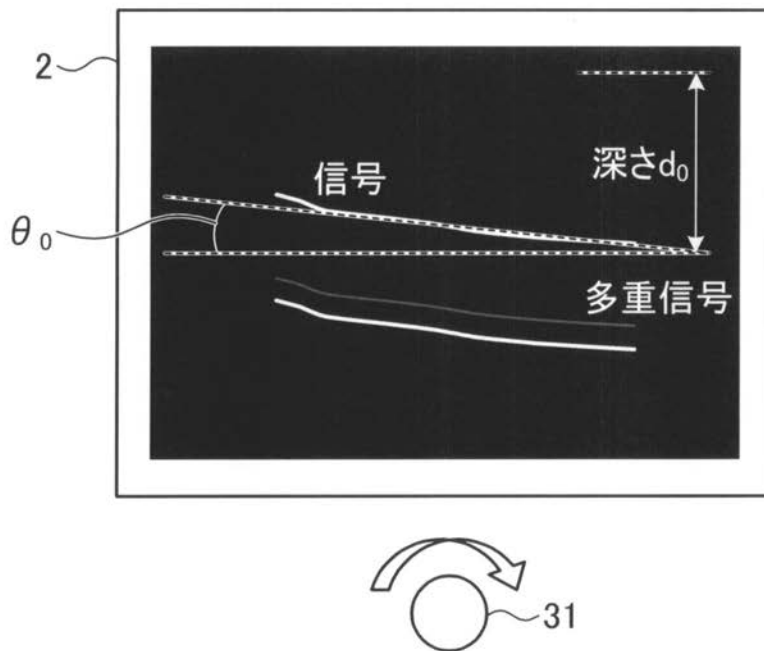
【 図 1 1 】



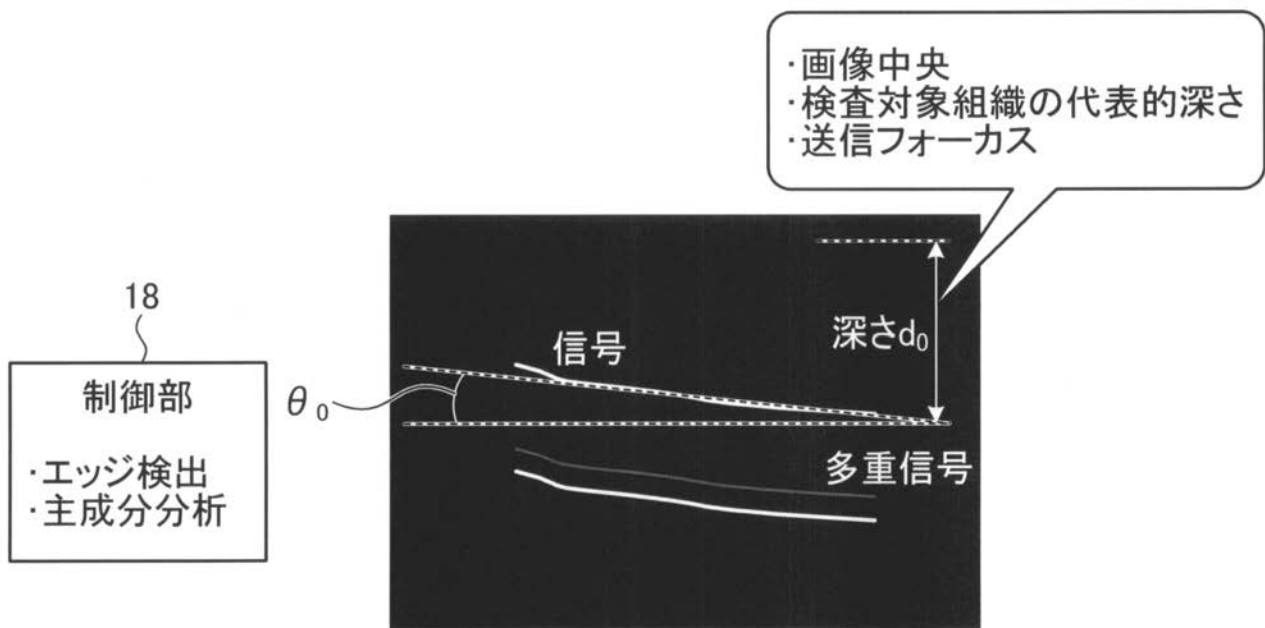
【図 17】



【図 20】



【図 2 1】



フロントページの続き

(72)発明者 川岸 哲也

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 平間 信

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 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

F ターム(参考) 4C601 BB06 BB16 BB21 BB22 DE14 DE15 EE04 GB04 GB06 HH15
HH22 HH25 HH31 JC37

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理方法		
公开(公告)号	JP2015164515A	公开(公告)日	2015-09-17
申请号	JP2014250120	申请日	2014-12-10
[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	本庄泰徳 阿部康彦 川岸哲也 平間信 佐藤武史		
发明人	本庄 泰徳 阿部 康彦 川岸 哲也 平間 信 佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/DE14 4C601/DE15 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/HH22 4C601/HH25 4C601/HH31 4C601/JC37		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2014023624 2014-02-10 JP		
其他公开文献	JP6556445B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 要解决的问题：提供一种能够减少多次反射的超声诊断设备。超声诊断设备包括控制单元18，处理单元13和图像生成单元15。控制单元18使用至少一个具有接收孔径的换能器，该接收孔径由沿预定的一个方向布置的换能器组，发送给对象的超声波的偏转角，预定的一个方向和对对象构成。由表示结构内部的边界的方向形成的角度，与与换能器组的中心相交的预定一个方向的法线方向垂直的方向形成的角度与表示边界的方向形成的角度。根据至少一项进行选择。处理单元13执行处理并输出接收孔径的接收信号，从而减小由控制单元选择的至少一个换能器产生的接收信号的信号强度。。图像生成器15基于接收孔径的接收信号生成超声波图像数据。[选型图]图1	(21) 出願番号 特願2014-250120 (P2014-250120) (22) 出願日 平成26年12月10日 (2014.12.10) (31) 優先権主張番号 特願2014-23624 (P2014-23624) (32) 優先日 平成26年2月10日 (2014.2.10) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(71) 出願人 00003078 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 本庄 泰徳 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
---	--	--