

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6309340号

(P6309340)

(45) 発行日 平成30年4月11日(2018.4.11)

(24) 登録日 平成30年3月23日(2018.3.23)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 20 (全 51 頁)

(21) 出願番号	特願2014-97153 (P2014-97153)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成26年5月8日(2014.5.8)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2015-213575 (P2015-213575A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成27年12月3日(2015.12.3)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成29年2月16日(2017.2.16)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(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
		(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
		審査官	永田 浩司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波イメージングプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波プローブが有する複数の素子で構成される受信開口で発生し、前記受信開口内の位置に応じた遅延が掛けられた複数の反射波信号に対して複数種類の重み付けを行ない、前記重み付けが行われた前記複数の反射波信号を前記重み付けの種類ごとに加算することで生成された複数の受信信号を取得する取得部と、

前記取得部により取得された前記複数の受信信号に対応する受信走査線上における複数の位置それぞれに対応する第1係数を、前記複数の受信信号のうち少なくとも1つの受信信号に基づく信号値又は画素値であって、前記複数の位置それぞれに対応する信号値又は画像値に基づいて算出する算出部と、

前記取得部により取得された前記複数の受信信号の中で、前記少なくとも1つの受信信号とは異なる少なくとも1つの受信信号に基づく信号値又は画素値であって、前記受信走査線上における前記複数の位置それぞれに対応する信号値又は画素値に対して、前記第1係数を乗算することで出力データを得る乗算部と、

前記乗算部により得られた前記出力データに基づく超音波画像データを生成する画像生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

超音波プローブが有する複数の素子で構成される受信開口で発生し、前記受信開口内の位置に応じた遅延が掛けられた複数の反射波信号に対して複数種類の重み付けを行ない、

10

20

前記重み付けが行われた前記複数の反射波信号を前記重み付けの種類ごとに加算することで生成された複数の受信信号を取得する取得部と、

前記取得部により取得された前記複数の受信信号の中で、少なくとも1つの受信信号を用いて、第1係数を算出する算出部と、

前記取得部により取得された前記複数の受信信号の中で、前記少なくとも1つの受信信号とは異なる少なくとも1つの受信信号に対して、前記第1係数を乗算することで出力データを得る乗算部と、

前記乗算部により得られた前記出力データに基づく超音波画像データを生成する画像生成部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項3】

前記複数種類の重み付けは、複数種類の開口関数であることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記算出部が前記第1係数の算出に用いる受信信号は、前記受信開口で多重反射成分が受信される受信位置を含む範囲の外側の重みより当該範囲の重みが小さい開口関数である逆開口関数に基づいて生成された受信信号であ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】

前記多重反射成分が受信される受信位置は、前記受信開口の中央の位置であることを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

20

【請求項6】

超音波送受信の方向と、多重反射の要因となる対象物の方向とに基づいて、前記多重反射成分が受信される受信位置を算出して、前記逆開口関数を作成する制御部、を更に備えた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7】

超音波送受信の方向と、多重反射の要因となる対象物の方向と、前記対象物の深さとに基づいて、前記多重反射成分が受信される受信位置を算出して、前記逆開口関数を作成する制御部、を更に備えた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8】

30

前記制御部は、前記少なくとも1つの受信信号を用いて多重反射の要因となる対象物の方向を推定して、前記逆開口関数を設定す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】

前記算出部が前記第1係数の算出に用いる受信信号は、非線形成分が抽出された受信信号であることを特徴とする請求項1～8のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記算出部は、入力値に対するべき乗を行なう演算処理を含む関数を用いて、前記第1係数を算出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】

40

前記取得部が取得する受信信号は、位相情報を含む信号を整相加算した信号、又は、当該信号を位相検波した後の振幅信号、又は、当該振幅信号を対数圧縮した後の画像信号であることを特徴とする請求項1～10のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記取得部は、更に、フレーム間で超音波送受信の偏向角を変える超音波走査であって、前記複数の受信信号を得るために行った所定方向の偏向角を含む超音波走査により生成された偏向角の異なる複数の超音波画像データで構成される画像データ群を取得し、

前記算出部は、更に、前記画像データ群の中で、前記所定方向以外の方向の偏向角の少なくとも1つの超音波画像データを用いて、第2係数を算出し、

前記乗算部は、前記画像データ群の中で、前記所定方向の偏向角の超音波画像データ、

50

又は、前記所定方向を含む複数方向の偏向角それぞれの超音波画像データを合成処理した画像データに対して、前記第1係数及び前記第2係数を乗算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】

前記取得部は、更に、レート間で超音波送受信の偏向角を変える超音波走査であって、前記複数の受信信号を得るために行った所定方向の偏向角を含む超音波走査により生成された偏向角の異なる複数の受信信号で構成される受信信号群を取得し、

前記算出部は、更に、前記受信信号群の中で、前記所定方向以外の方向の偏向角の少なくとも1つの受信信号を用いて、第3係数を算出し、

前記乗算部は、前記受信信号群の中で、前記所定方向の偏向角の受信信号、又は、前記所定方向を含む複数方向の偏向角それぞれの受信信号を合成処理した信号に対して、前記第1係数及び前記第3係数を乗算する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】

前記取得部は、更に、送信超音波に対して複数の受信偏向角の反射波を並列同時受信する超音波走査であって、前記複数の受信信号を得るために行った所定方向の偏向角が前記複数の受信偏向角に含まれる超音波走査により生成された偏向角の異なる複数の同時受信信号で構成される同時受信信号群を取得し、

前記算出部は、更に、前記同時受信信号群の中で、前記所定方向以外の方向の偏向角の少なくとも1つの同時受信信号を用いて、第4係数を算出し、

前記乗算部は、前記同時受信信号群の中で、前記所定方向の偏向角の同時受信信号、又は、前記所定方向を含む複数方向の偏向角それぞれの同時受信信号を合成処理した信号に対して、前記第1係数及び前記第4係数を乗算す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。

【請求項15】

前記算出部が前記第1係数以外の係数の算出に用いるデータは、前記受信開口の端部の素子側の重みより中央部の素子側の重み大きい開口関数に基づいて生成されたデータであることを特徴とする請求項12～14のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項16】

前記算出部が前記第1係数以外の係数の算出に用いるデータは、前記受信開口で多重反射成分が受信される受信位置を含む範囲の外側の重みより当該範囲の重みが小さい開口関数である逆開口関数に基づいて生成されたデータであることを特徴とする請求項12～14のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項17】

前記算出部が前記第1係数以外の係数の算出に用いるデータは、前記第1係数を乗算して得られたデータであることを特徴とする請求項12～14のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項18】

前記算出部が前記第1係数以外の係数の算出に用いるデータは、非線形成分が抽出されたデータであることを特徴とする請求項12～17のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項19】

前記算出部は、入力値に対するべき乗を行なう演算処理を含む関数を用いて、前記第1係数以外の係数を算出することを特徴とする請求項12～18のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項20】

コンピュータを、

超音波プローブが有する複数の素子で構成される受信開口で発生し、前記受信開口内の位置に応じた遅延が掛けられた複数の反射波信号に対して複数種類の重み付けを行ない、前記重み付けが行われた前記複数の反射波信号を前記重み付けの種類ごとに加算すること

10

20

30

40

50

で生成された複数の受信信号を取得する取得部と、

前記取得部により取得された前記複数の受信信号の中で、少なくとも1つの受信信号を用いて、第1係数を算出する算出部と、

前記取得部により取得された前記複数の受信信号の中で、前記少なくとも1つの受信信号とは異なる少なくとも1つの受信信号に対して、前記第1係数を乗算することで出力データを得る乗算部と、

前記乗算部により得られた前記出力データに基づく超音波画像データを生成する画像生成部と、

として機能させることを特徴とする超音波イメージングプログラム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び超音波イメージングプログラムに関する。

【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）の多重反射エコーを軽減するために、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。

20

【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。すなわち、斜めに振った画像では、通常の偏向角「0度」の画像（中央画像）に比べて、方位分解能が低下する。更に、斜めに振った画像では、中央画像に対する感度（S/N比）も低下する。従って、偏向角を変えた複数の画像を用いてコンパウンドした出力画像では、通常の中央画像に対して、方位分解能及び感度が低下する。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【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】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質な画像を得ることができる超音波診断装置及び超音波イメージング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】

【0006】

40

実施形態の超音波診断装置は、取得部と、算出部と、乗算部と、画像生成部とを備える。前記取得部は、超音波プローブが有する複数の素子で構成される受信開口で発生し、前記受信開口内の位置に応じた遅延が掛けられた複数の反射波信号に対して複数種類の重み付けを行ない、前記重み付けが行われた前記複数の反射波信号を前記重み付けの種類ごとに加算することで生成された複数の受信信号を取得する。前記算出部は、前記取得部により取得された前記複数の受信信号に対応する受信走査線上における複数の位置それぞれに対応する第1係数を、前記複数の受信信号のうち少なくとも1つの受信信号に基づく信号値又は画素値であって、前記複数の位置それぞれに対応する信号値又は画像値に基づいて算出する。前記乗算部は、前記取得部により取得された前記複数の受信信号の中で、前記少なくとも1つの受信信号とは異なる少なくとも1つの受信信号に基づく信号値又は画素

50

値であって、前記受信走査線上における前記複数の位置それぞれに対応する信号値又は画素値に対して、前記第1係数を乗算することで出力データを得る。前記画像生成部は、前記乗算部により得られた前記出力データに基づく超音波画像データを生成する。

【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示すブロック図である。

【図2】図2は、多重反射エコー軽減のために考えられる方法を説明するための図(1)である。

【図3】図3は、多重反射エコー軽減のために考えられる方法を説明するための図(2)である。 10

【図4】図4は、多重反射エコー軽減のために考えられる方法を説明するための図(3)である。

【図5】図5は、開口関数を説明するための図(1)である。

【図6】図6は、開口関数を説明するための図(2)である。

【図7】図7は、開口関数を説明するための図(3)である。

【図8】図8は、第1の実施形態を説明するための図(1)である。

【図9】図9は、第1の実施形態を説明するための図(2)である。

【図10】図10は、第1の実施形態を説明するための図(3)である。

【図11】図11は、第1の実施形態を説明するための図(4)である。 20

【図12】図12は、第1の実施形態を説明するための図(5)である。

【図13】図13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14】図14は、第2の実施形態を説明するための図(1)である。

【図15】図15は、第2の実施形態を説明するための図(2)である。

【図16】図16は、第2の実施形態を説明するための図(3)である。

【図17】図17は、第2の実施形態を説明するための図(4)である。

【図18】図18は、第2の実施形態を説明するための図(5)である。

【図19】図19は、第2の実施形態を説明するための図(6)である。

【図20】図20は、第3の実施形態を説明するための図(1)である。 30

【図21】図21は、第3の実施形態を説明するための図(2)である。

【図22】図22は、第3の実施形態を説明するための図(3)である。

【図23】図23は、第3の実施形態を説明するための図(4)である。

【図24】図24は、第3の実施形態を説明するための図(5)である。

【図25】図25は、第3の実施形態を説明するための図(6)である。

【図26】図26は、第4の実施形態を説明するための図である。

【図27】図27は、第5の実施形態を説明するための図である。

【図28】図28は、第6の実施形態を説明するための図(1)である。

【図29】図29は、第6の実施形態を説明するための図(2)である。

【図30】図30は、第6の実施形態を説明するための図(3)である。 40

【図31】図31は、第6の実施形態を説明するための図(4)である。

【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。 50

【0010】

超音波プローブ1は、複数の振動子（例えば、圧電振動子）を有し、これら複数の振動子は、後述する装置本体10が有する送受信部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リング材等を有する。

【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、反射波信号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。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。

10

【0012】

超音波プローブ1は、装置本体10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1として装置本体10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1として装置本体10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。

20

【0013】

入力装置3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。

30

【0014】

モニタ2は、例えば、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。

【0015】

装置本体10は、超音波プローブ1が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置を含む。図1に示す装置本体10は、超音波プローブ1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な装置を含む。また、図1に示す装置本体10は、超音波プローブ1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な装置を含む。

40

【0016】

装置本体10は、図1に示すように、送受信部11と、Bモード処理部12と、ドプラ処理部13と、画像生成部14と、データ処理部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】

送受信部11は、超音波送信における送信指向性を制御する送信ビームフォーマーを含む。例えば、送受信部11は、図1に示すように、レートパルス発生器111a、送信遅延部111b、送信パルス111c等を有する送信部111を含み、超音波プローブ1に

50

駆動信号を供給する。レートパルス発生器 111a 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 111b を通ることで送信遅延時間が掛けられた状態で送信パルス 111c へ電圧を印加する。すなわち、送信遅延部 111b 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送信遅延時間を、レートパルス発生器 111a が発生する各レートパルスに対し与える。送信パルス 111c 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、送信遅延時間が掛けられた状態は、送信遅延時間が「0」の状態を含む。

【0018】

10

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、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。振動子ごとに発生し、各々が送信遅延時間を持った超音波は、収束されて、所定の送信方向に伝搬していく。送信遅延部 111b 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。送受信部 11 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時間とを制御することで、送信指向性を与える。

【0019】

なお、送受信部 11 は、後述する制御部 18 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。

20

【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）に変換される。反射波信号は、ケーブルを介して、超音波受信における受信指向性を制御する受信ビームフォーマーを含む送受信部 11 に入力される。

【0021】

例えば、送受信部 11 は、プリアンプ 112a、A/D変換器 112b、受信遅延部 112c、加算部 112d等を有する受信部 112を含み、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。反射波データは、例えば、後述するBモード処理部 12、画像生成部 14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。

30

【0022】

プリアンプ 112a は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D変換器 112b 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 112c 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 112c 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のデータ列が、加算部に入力される。加算部 112d は、受信遅延部 112c により受信遅延時間が与えられた反射波信号（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、加算部 112d 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。加算部 112d 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。加算部 112d 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。

40

【0023】

受信ビームフォーマーとしての送受信部 11 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

50

することで、受信指向性を与える。また、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制御される。

【0024】

送受信部11は、例えば、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、送受信部11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、送受信部11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。「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、例えば、操作者により任意に変更可能である。送受信部11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。例えば、送受信部11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。

10

【0025】

また、送受信部11は、受信アポダイゼーション (apodization) を行なう。すなわち、加算部112dは、超音波プローブ1が有する複数の素子 (振動子) で構成される受信開口の各素子 (振動子) が受信した同一サンプル点からの信号 (受信遅延部112cにより受信遅延時間が掛けられた状態で入力された信号) 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、加算処理を行なう。例えば、後述する制御部18は、開口関数を作成し、送受信部11に設定する。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。また、送受信部11は、1回の超音波送信により得られる、複数の受信走査線位置に対応するそれぞれの反射波を同時に受信する並列同時受信を行なうことも可能である。

20

【0026】

送受信部11からの出力信号の形態は、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 (振幅信号) である場合等、種々の形態が選択可能である。なお、位相情報が含まれる信号とは、R F (Radio Frequency) 信号や、R F 信号から抽出された同相信号 (I 信号、I : In-phase) 及び直交信号 (Q 信号、Q : Quadrature-phase) である I Q 信号である。

30

【0027】

なお、送受信部11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1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。そして、送受信部11は、超音波プローブ1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、送受信部11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1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。そして、送受信部11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。

【0028】

Bモード処理部12は、送受信部11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。

40

【0029】

ドブラ処理部13は、送受信部11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13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。

【0030】

Bモード処理部12及びドブラ処理部13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。

【0031】

50

なお、図1に示す超音波診断装置は、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。ハーモニックイメージングとは、送信超音波の周波数の高調波成分（ハーモニック成分）が生体から戻ってくることを利用した映像法である。例えば、コントラストハーモニックイメージングは、超音波造影剤が含有する微小気泡で発生した高調波成分を抽出し、抽出した高調波成分を映像化することで、血流等が流動している領域を示す画像を得る方法である。また、例えば、ティッシュハーモニックイメージングは、超音波が生体を伝搬するにつれて徐々に波形が歪み、高調波成分が徐々に含まれるようになることを利用して、反射波信号に含まれる高調波成分を抽出し、抽出した高調波成分を映像化することで、サイドローブの影響が少ない画像を得る方法である。

10

【0032】

例えば、上述した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AMPM法と呼ばれる映像法が行なわれる。AM法、PM法及びAMPM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、送受信部11は、各走査線で複数の反射波データ（受信信号）を生成する。そして、送受信部11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をすることで、ハーモニック成分を抽出する。そして、Bモード処理部12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。

20

【0033】

例えば、PM法が行なわれる場合、送受信部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、送受信部11は、「-1」の送信による受信信号と、「1」の送信による受信信号とを生成する。そして、送受信部11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12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。

30

【0034】

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。送受信部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、送受信部11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、送受信部11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12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。なお、各走査線での複数の反射波データ（受信信号）の加減算処理は、Bモード処理部12により行われても良い。

40

【0035】

画像生成部14は、Bモード処理部12及びドブラ処理部13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14は、Bモード処理部12が生成した2次元のBモードデータから、反射波の強度を輝度で表した2次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部14は、ドブラ処理部13が生成した2次元のドブラデータから、移動体情報を表す2次元ドブラ画像データを生成する。2次元ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた

50

画像データである。

【0036】

ここで、画像生成部14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、画像生成部14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14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14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

【0037】

すなわち、Bモードデータ及びドプラデータは、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14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プラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。

【0038】

更に、画像生成部14は、Bモード処理部12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14は、ドプラ処理部13が生成した3次元のドプラデータに対して座標変換を行なうことで、3次元ドプラ画像データを生成する。すなわち、画像生成部14は、「3次元のBモード画像データや3次元ドプラ画像データ」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、画像生成部14は、ボリュームデータをモニタ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、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。

20

【0039】

データ処理部15は、装置本体10内で生成されたデータに対して、各種処理を行なう処理部であり、図1に示すように、取得部151と、算出部152と、乗算部153とを有する。例えば、データ処理部15が処理を行なうデータは、位相情報を含む信号を整相加算した信号（IQ信号、又は、RF信号）や、この信号を位相検波した後の振幅信号や、この振幅信号を対数圧縮した後の画像信号である。なお、第1の実施形態に係るデータ処理部15については、後に詳述する。

30

【0040】

画像メモリ16は、画像生成部14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12やドプラ処理部13が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ16が記憶するBモードデータやドプラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部14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、送受信部11が出力したデータや、データ処理部15が出力したデータを記憶することも可能である。

【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。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。

40

【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、送受信部11、Bモード処理部12、ドプラ処理部13、画像生成部14及びデータ処理部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

50

制御する。

【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、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。

【0044】

ここで、Bモード画像において、診断の妨げとなる多重反射エコーを軽減するための方法として、様々な方法が考えられる。これらの方法は、所謂、空間コンパウンド処理により、多重反射エコーを軽減する方法である。図2、図3及び図4は、多重反射エコー軽減のために考えられる方法を説明するための図である。

【0045】

かかる方法の一例は、超音波送受信の偏向角を変えた複数のBモード画像データを加算平均により合成（コンパウンド）する方法である。また、この方法を応用して、偏向角の異なる複数のBモード画像データから、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考えられる。これらの方法は、フレーム間で超音波送受信の偏向角を変える超音波走査により生成された偏向角の異なる複数の超音波画像データをコンパウンドする方法である。

【0046】

ここで、振動子の配列方向に対して垂直な方向の偏向角を「0度」と定義する。偏向角「0度」は、偏向を施さずに行なわれる通常の超音波送受信の方向である。また、振動子の配列方向に対して左側に振った方向の偏向角を「正の角度」と定義し、振動子の配列方向に対して右側に振った方向の偏向角を「負の角度」と定義する。

【0047】

かかる定義を用いると、図2に示す「C」は、偏向角「0度」の超音波送受信が行なわれることで生成されたBモード画像データである。また、図2に示す「L」は、偏向角「+θ度」の左側に偏向した超音波送受信が行なわれることで生成されたBモード画像データである。また、図2に示す「R」は、偏向角「-θ度」の右側に偏向した超音波送受信が行なわれることで生成されたBモード画像データである。以下、図2に示す「L」を、左偏向画像データLと記載する。また、以下、図2に示す「R」を、右偏向画像データRと記載する。また、以下、左偏向画像データLと右偏向画像データRとの間の中央の画像となる図2に示す「C」を、中央画像データCと記載する。

【0048】

図2に示す方法では、中央画像データCと左偏向画像データLと右偏向画像データRとを加算平均した画像データを出力する。又は、図2に示す方法では、中央画像データCと左偏向画像データLと右偏向画像データRとから多重反射エコー成分の程度と位置とを推定する。そして、図2に示す方法では、推定結果から加算平均時の重みを算出し、中央画像データCと左偏向画像データLと右偏向画像データRとを重み付け加算して画像データを出力する。

【0049】

また、上記の「偏向角の異なる複数の画像をコンパウンドする方法」の他にも、多重反射エコーを軽減するための一般的な空間コンパウンド処理として、図3の（A）及び図3の（B）に例示する2つの方法が考えられる。図3の（A）に例示する方法は、1本の走査線の受信信号を得る際に、同一の送信ビームに対して、並列同時受信により同時に得られる受信偏向角の異なる複数の受信信号群を加算平均する方法である。図3の（A）に例示する方法では、送信開口及び受信開口を固定したうえで、ある走査線での送信超音波に対して3方向の受信偏向角（例えば、0度、+θ度、-θ度）の反射波を並列同時受信することで、3方向の受信走査線に基づく同時受信信号が得られる。図3の（A）に示す方法では、3方向の受信走査線に基づく同時受信信号を加算平均することで、受信偏向角「0度」の1本の受信信号を得る。かかる処理は、フレーム内の全走査線で行なわれる。

【0050】

一方、図3の（B）に例示する方法は、1本の走査線の受信信号を得る際に、レート間

10

20

30

40

50

で送信の偏向角を変えながら対応する方向からの受信信号を得て、これら複数レートでの受信信号を加算平均する方法である。図3の(B)では、送信開口及び受信開口を固定したうえで3方向の送受信偏向角(0度、+θ度、-θ度)で超音波送受信を行なって生成された3方向の受信走査線に基づく受信信号を示している。図3の(B)に示す方法では、3方向の受信走査線に基づく受信信号を加算平均することで、受信偏向角「0度」の1本の受信信号を得る。かかる処理は、フレーム内の全走査線で行なわれる。

【0051】

これらの3種類の方法は、被検体Pに対する超音波ビームの偏向角を変えた場合(超音波ビームを斜めにした場合)、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(例えば、組織由来の信号成分)をコンパウンド処理により維持して、画像中の信号対ノイズ比を向上させることができる。なお、送信時の偏向角の変更は、送信遅延パターンによる制御が好適である。また、受信時の偏向角の変更は、受信遅延パターンを変える制御を行なう場合と、受信開口分布(apodization)を左右に偏らせる制御を行なう場合とがある。

【0052】

ここで、図3の(A)に例示する方法は、並列同時受信を用いることから、リアルタイム性が高い。しかし、図3の(A)に例示する方法は、送受信間の偏向角を異ならせることから、多重軽減効果を得るためには、偏向角を大きくする必要がある。しかし、図3の(A)に例示する方法は、送受信間の偏向角を大きくすると、感度が低下する。

【0053】

これに対して、図3の(B)に例示する方法は、送受信間の偏向角を同一にできるので、感度低下を抑えつつ大きな偏向角を設定するができ、図3の(A)に例示する方法より高い多重軽減効果が得られる。しかし、図3の(B)に例示する方法は、レートシーケンスが必要となり、フレームレートが低くなる。

【0054】

一方、図2に例示する方法では、フレーム単位(画像単位)で偏向角を変えるため、送受信間の偏向角を同一にできることで感度低下を抑えつつ、フレームレートの減少はない。すなわち、フレーム単位で偏向角を変える場合、受信開口サイズ(受信開口幅)を一定にしたままで送受信遅延パターンの制御により送受信偏向角を変えることができるので、感度を維持しつつ、相対的に大きな偏向角を得ることができる。偏向角を大きくすると、例えば、図4に示すように、送信開口(Tx Aperture)から斜めに送信された超音波の反射波の中で、1回反射の真の信号成分(Signal)は、受信開口(Rx Aperture)で受信される一方で、繰り返し反射する多重反射成分(Reverberation)は、受信開口(Rx Aperture)の外部へ出て行くことで、受信されなくなる。このように、フレーム単位で偏向角を変える方法では、偏向角を大きくすることで、多重反射低減効果が高くなる。従って、図2に例示する方法では、多重軽減効果と、フレームレート及び感度のある程度の維持との両立が可能となる。

【0055】

しかし、フレーム単位で偏向角を変える方法では、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。特に開口端部の素子では、相対的に、より大きな偏向角で送受信が行われるために、振幅低下の程度が大きくなる。これは有効な開口幅が減少したことに相当する。すなわち、斜めに振った画像データ(例えば、左偏向画像データLや右偏向画像データR)では、偏向角「0度」の画像データ(中央画像データC)に比べて、方位分解能が低下する。更に、斜めに振った画像では、中央画像データCに対する感度(S/N比)も低下する。従って、偏向角を変えた複数の画像を用いてコンパウンドして得られる出力画像は、偏向していない画像(例えば、中央画像データC)と比較して、方位分解能及び感度が低下する。

【0056】

また、図2～図4等を用いて説明した空間コンパウンド法以外にも、受信アポダイゼーションにより、鏡面状の多重反射を効果的に低減させる方法が考えられる。この方法では

、多重反射成分を可能な限り除外するための受信アポダイゼーションが行われる。この受信アポダイゼーションで用いられる開口関数について、以下に示す受信アポダイゼーションで用いられる開口関数と併せて、図5～図7を用いて説明する。図5～図7は、開口関数を説明するための図である。

【0057】

ここで説明する受信アポダイゼーションでは、信号成分のメインローブを得るために、例えば、「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 (図5の上図の「Hamming-weight」を参照)。或いは、この受信アポダイゼーションでは、方位分解能が高い信号成分を得るために、例えば、「矩形窓 (Rectangular Window)」により重みを与える開口関数が用いられる (図5の上図の「Rect-weight」を参照)。なお、図5では、受信開口幅を「1.0」として示している。

10

【0058】

また、上記の方法では、多重反射成分の除去を目的として、受信開口の中央部分の重みを略「0」とする開口関数が用いられる。例えば、この方法では、図5の下図の「Inv-weight」に示すように、受信開口幅の半分 (0.5) で開口中央部を「0」とする開口関数が用いられる。

【0059】

図5に示すように、ハミング窓を用いた開口関数は、受信開口の端部の素子側の重みより中央部の素子側の重みが大きい開口関数であり、矩形窓を用いた開口関数は、受信開口の各素子の重みが一樣となる開口関数である。これに対して、「Inv-weight」の開口関数は、図5に示すように、受信開口の端部の素子側の重みより中央部の素子側の重みが小さい開口関数である。以下では、このような重みのパターン形状の違いから、上記の「Hamming-weight」、「Rect-weight」等の重み付けに基づく受信アポダイゼーションを「順アポダイゼーション」と記載し、上記の「Inv-weight」等の重み付けに基づく受信アポダイゼーションを「逆アポダイゼーション」と記載する場合がある。また、以下では、「順アポダイゼーション」で用いられる開口関数を「順開口関数」と記載し、「逆アポダイゼーション」で用いられる開口関数を「逆開口関数」と記載する場合がある。

20

【0060】

上記の方法で用いられる逆開口関数が多重反射の低減に効果的であることを、図6を用いて説明する。図6に示す「Aperture」は、受信開口である。図6では、受信開口の幅を両矢印線で示している。図6は、リニア走査、又は、セクタ走査で受信開口直下 (正面) に位置する反射源から反射波を受信した場合での、受信開口と走査線方向 (図中の「Receiving direction」を参照) との位置関係を表している。また、図6に示すP1は、走査線方向に位置する反射源であり、図6に示すP2は、走査線方向に位置し、反射源P1より受信開口に近い場所に位置する反射源である。図6では、反射源P1と受信開口との距離が、反射源P2と受信開口との距離の2倍となっている。

30

【0061】

仮に、反射源P2で反射された反射波が超音波プローブ1の表面で1回反射して生体内に再入射し、更に、再入射した反射波が反射源P2で反射されて反射波信号として受信されたとする。かかる1回多重反射で反射源P2から反射された反射波の波面 (wavefront) は、反射源P1で反射された反射波の波面として観測される。図6では、真の反射源P2からの信号波面 (Signal wavefront) を「WF2」で示し、1回多重の反射源P1からの多重波面 (Reverberation wavefront) を「WF1」で示している。

40

【0062】

ここで、反射源P2近傍の位置を受信フォーカスとする受信遅延処理により、信号波面であるWF2は、受信開口を構成する全素子で位相が揃う。一方、正面からの信号成分が最終的に反射された深さと、正面からの多重成分が最終的に反射された深さとの違いに起因して、反射源P2近傍の位置を受信フォーカスとする受信遅延処理を行なっても、多重波面であるWF1は、受信開口の中央部の限定された範囲の素子でしか位相が揃わない。逆アポダイゼーションは、かかる現象を利用して、例えば、図5の下図に示す逆開口関数

50

(中央部ゼロの逆開口関数)を用いて、受信開口の中央部に入射する信号成分の重みを「0」とすることで、多重反射成分の低減を行なう方法である。

【0063】

しかし、逆アポダイゼーションでは、多重反射成分の低減が可能となる一方で、順アポダイゼーションと比較して、サイドローブ成分（特に、1st-sidelobe成分）が高くなり、方位分解能が低下し、画質が劣化する。これについて、図7を用いて説明する。図7は、図5に示す3つの開口関数で得られる焦点近傍の音場分布（受信音場分布）を計算した結果を示している。図7の横軸は、方位方向の位置（単位：mm）を示し、図7の縦軸は、焦点近傍の音場の2乗平均平方根（RMS：Root Mean Square、単位：dB）を示している。なお、焦点近傍の音場分布は、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。例えば、矩形関数のフーリエ変換は、sinc関数となる。

10

【0064】

図7に示すように、ハミング窓の順開口関数の音場分布と、矩形窓の順開口関数の音場分布とを比較すると、ハミング窓の順開口関数では、メインローブ成分の方位方向の幅が広がっているものの、高い強度のメインローブ成分が得られ、且つ、サイドローブ成分を低くすることができる。一方、図7に示すように、中央部ゼロの逆開口関数では、メインローブ成分の強度が、矩形窓の順開口関数より更に低下し、また、メインローブ成分に対するサイドローブ成分の強度比が、矩形窓の順開口関数より更に上昇している。図7の音場分布は、反射減である点が、画像中どのように描出されるかを示している。図7は、中央部ゼロの逆開口関数を用いた逆アポダイゼーションで得られるBモード画像データの方位分解能が、順アポダイゼーションより低下することを示している。

20

【0065】

ここで、逆アポダイゼーションによる画質劣化を軽減するために、順アポダイゼーションと逆アポダイゼーションとを組み合わせた開口コンパウンド処理を行なうことも可能である。しかし、順開口関数で得られる受信信号と逆開口関数で得られる受信信号との開口コンパウンド処理では、逆アポダイゼーションで高くなるサイドローブ成分（特に、1st-sidelobe成分）の影響により、コンパウンド後の画像の方位分解能が劣化する。また、逆アポダイゼーションで発生する1st-sidelobe成分の位置は、図7に示すように、順アポダイゼーションではメインローブ成分の位置となるため、双方の位相干渉により画像にモアレ（縞状の模様）が発生する場合がある。また、通常を送受信音場形成では、比較的広い送信ビームを狭い受信ビームで絞ることでサイドローブ成分を抑圧する。しかし、逆アポダイゼーションでは、図7に示すように、1st-sidelobe成分だけでなく2nd-sidelobe成分等も一様に高くなっている。このことから、逆アポダイゼーションのサイドローブ成分は、広い送信ビームを用いると、順アポダイゼーションと比較してサイドローブ成分が更に上昇する。その結果、広い送信ビームを狭い受信ビームで絞る通常を送受信音場形成を行なうと、開口コンパウンド後の画像では、これら周辺のノイズが畳み込まれて画質が劣化する傾向がある。

30

【0066】

このように、上述した多重反射を低減する方法では、多重反射の低減と、方位分解能及び感度の維持とを両立することができない場合がある。

40

【0067】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質な画像を得るために、図1に示すデータ処理部15及び制御部18の処理が行なわれる。

【0068】

まず、第1の実施形態に係る取得部151は、超音波プローブ1が有する複数の素子で構成される受信開口で発生し、受信開口内の位置に応じた遅延が掛けられた複数の反射波信号に対して複数種類の重み付けを行ない、重み付けが行われた複数の反射波信号を重み付けの種類ごとに加算することで生成された複数の受信信号を取得する。複数種類の重み付けは、加算部112dが、複数種類の開口関数を用いて行なう。すなわち、第1の実施

50

形態では、受信開口を構成する各振動子の位置ごとに設定される重みのパターンが異なる複数の開口関数により、各走査線で複数の受信信号が生成される。具体的には、第1の実施形態では、上述した順開口関数と逆開口関数とが、異なる複数の開口関数として用いられる。

【0069】

順開口関数は、信号成分を得るための開口関数であり、受信開口の端部の素子側の重みより中央部の素子側の重みが大きい「ハミング窓の開口関数」や、受信開口の各素子の重みが一樣となる「矩形窓の開口関数」である。或いは、順開口関数は、「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」であっても良い。

10

【0070】

また、逆開口関数は、多重反射成分を低減するための開口関数である。逆開口関数は、「受信開口で多重反射成分が受信される受信位置を含む範囲」の外側の重みより当該範囲の重みが小さい開口関数である。かかる概念で設計した逆開口関数を用いることで、受信開口の範囲内で受信された信号の情報が、範囲外で受信された信号の情報より低減された受信信号を、受信開口の受信信号として出力させることができる。

【0071】

例えば、「多重反射の要因となる対象物で形成される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」である場合、受信開口で多重反射成分が受信される位置（受信位置）は、「受信開口の中央の位置」となる。受信位置を受信開口の中心と固定すると、逆開口関数は、受信開口の端部の素子側の重みより中央部の素子側の重みが小さい開口関数となる。上述した「中央部ゼロの逆開口関数」は、受信位置を「受信開口の中央の位置」に固定した場合の逆開口関数の一例である。また、上述した「中央部ゼロの逆開口関数」は、「受信位置を含む範囲」を「受信位置（受信開口の中央）を中心とする範囲」とし、「受信位置を含む範囲」の幅を、受信開口幅の半分とした一例である。

20

【0072】

なお、逆開口関数の作成に用いる「範囲」は、制御部18、又は、操作者により任意に変更可能である。また、「範囲」における「受信位置」の位置は、「範囲」の中心に限定されるものではなく、例えば、「範囲」の重心等、制御部18、又は、操作者により任意に変更可能である。また、逆開口関数の「範囲」の重みは、一様に「0」とする場合に限定されるものではなく、上記の設計概念が満たされるのであれば、制御部18、又は、操作者により任意に変更可能である。例えば、逆開口関数の「範囲」における重みのパターンは、範囲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重みが順次減少して受信位置の重みを「0」とする場合でも良い。

30

【0073】

ここで、第1の実施形態に係る取得部151が取得する受信信号は、位相情報を含む信号を整相加算した信号、又は、当該信号を位相検波した後の振幅信号、又は、当該振幅信号を対数圧縮した後の画像信号である。すなわち、第1の実施形態は、送受信部11の加算部112dが出力した各走査線のIQ信号やRF信号を取得部151が取得する場合でも、Bモード処理部12が行った包絡線検波後の各走査線の振幅信号を取得部151が取得する場合であっても、Bモード処理部12が出力した各走査線の画像信号（各サンプル点の輝度値）を取得部151が取得する場合であっても、画像生成部14が出力した各走査線の画像信号（各画素の画素値）を取得部151が取得する場合であっても適用可能である。なお、取得部151が取得する走査線ごとの複数の受信信号は、並列同時受信により得られる場合でも良い。

40

【0074】

そして、第1の実施形態に係る算出部152は、取得部151により取得された複数の受信信号の中で、少なくとも1つの受信信号を用いて、係数を算出する。具体的には、算出部152は、取得部151により取得された複数の受信信号に対応する受信走査線上に

50

おける複数の位置それぞれに対応する係数を、複数の受信信号のうち少なくとも1つの受信信号に基づく信号値又は画素値であって、複数の位置それぞれに対応する信号値又は画像値に基づいて算出する。そして、第1の実施形態に係る乗算部153は、取得部151により取得された複数の受信信号の中で、係数算出に用いられた上記少なくとも1つの受信信号とは異なる少なくとも1つの受信信号に対して、係数を乗算することで出力データを得る。具体的には、乗算部153は、取得部151により取得された複数の受信信号の中で、係数算出に用いられた上記少なくとも1つの受信信号とは異なる少なくとも1つの受信信号に基づく信号値又は画素値であって、受信走査線上における複数の位置それぞれに対応する信号値又は画素値に対して、係数を乗算することで出力データを得る。ここで、算出部152が係数分布の算出に用いる受信信号は、逆開口関数に基づいて生成された受信信号である。また、乗算部153が係数分布を乗算する受信信号は、順開口関数に基づいて生成された受信信号である。そして、第1の実施形態に係る制御部18は、乗算部153の出力データに基づく超音波画像データをモニタ2に表示させる。すなわち、画像生成部14は、乗算部153により得られた出力データに基づく超音波画像データを生成し、制御部18の制御により、モニタ2は、超音波画像データを表示する。

10

【0075】

すなわち、第1の実施形態は、逆アポダイゼーションで得られた多重反射が低減された受信信号から「重み（係数）」を算出し、算出した「重み（係数）」を順アポダイゼーションで得られた空間分解能及び感度が良好な受信信号に乗算することで、表示用の出力画像データを得るものである。

20

【0076】

以下、図8～図12等を用いて、第1の実施形態に係るデータ処理部15及び制御部18が行なう処理の具体例について説明する。図8～図12は、第1の実施形態を説明するための図である。なお、以下では、2種類の開口関数として、ハミング窓の順開口関数と中央部ゼロの逆開口関数とを用い、ハミング窓の順開口関数により生成されたBモード画像データと中央部ゼロの逆開口関数により生成されたBモード画像データとを取得部151が取得する場合について説明する。

【0077】

まず、制御部18の制御により、送受信部11は、走査範囲を形成する各走査線で超音波送受信を行なう。送受信部11の加算部112dには、入力信号として、受信遅延部112cで必要な遅延が掛けられた各素子の受信信号（図8に示す「IQ-CH data」）が入力される。「IQ-CH data」は、IQ信号のデータ列を示すが、加算部112dへの入力信号は、RF信号のデータ列であっても良い。加算部112dは、図8に示すように、入力信号「IQ-CH data」を2系統に分離する。そして、加算部112dは、一方の系統では、順アポダイゼーション（NormApod）としてハミング窓の順開口関数を用いた重み付けを行なって整相加算を行ない、他方の系統では、逆アポダイゼーション（InvApod）として中央部ゼロの逆開口関数を用いた重み付けを行なって整相加算を行なう。加算部112dが出力した2系統の各走査線の位相情報を有する反射波データ（IQ信号）は、Bモード処理部12による検波処理、対数圧縮処理等を経て、画像生成部14にて表示用の画像信号に変換される。

30

40

【0078】

図8に示す「Norm-Apod image=Norm(x,y)」は、順アポダイゼーションで得られた画像信号としてのBモード画像データを示す。また、図8に示す「Inv-Apod image=Inv(x,y)」は、逆アポダイゼーションで得られたBモード画像データの画像信号を示す。なお、「(x,y)」は、Bモード画像データを構成する各画素（各画像信号）の位置を示している。そして、算出部152は、画素ごとに係数を算出する。すなわち、算出部152は、複数画素それぞれの係数を示す係数分布を算出する。

【0079】

例えば、算出部152は、図9に示すように、「Inv(x,y)」から重みの係数分布「cof1(x,y)」を算出する。具体的には、算出部152は、以下の式(1)により、「cof1(x,y)

50

」を算出する。なお、以下の式（１）では「 $\text{cof1}(x,y)$ 」は、「 $0 \leq \text{cof1}(x,y) \leq 1$ 」となる。

【００８０】

【数１】

$$\left. \begin{aligned} \text{cof1}(x,y) &= (\text{Inv}(x,y)/\beta)^\alpha \\ (\text{但し、Inv}(x,y) > \beta \text{の時} \text{cof1}(x,y) &= 1.0) \end{aligned} \right\} \quad \dots(1)$$

【００８１】

上記の式（１）では、「 $\text{cof1}(x,y)$ 」は、 $\text{Inv}(x,y)$ を「 β 」で除算した値を「 α 乗」した値であると定義している。また、上記の式（１）では、 $\text{Inv}(x,y)$ を「 β 」で除算した値が「１」より大きい場合は、「 $\text{cof1}(x,y)$ 」を「１」にすると定義している。ここで、「 α 、 β 」は、予め設定される値である。具体的には、「 β 」は、出力信号の上限レベルを意味し、画像信号の最大値「 max 」以下のレベルに設定される。なお、「 β 」は、「 max 」に対して、７割から８割程度のレベルとして設定されることが好適である。また、「 α 」は、「 $1/4 \sim 1/3$ 」程度の値に設定されることが好適である。

【００８２】

図９に示すグラフは、「 $\alpha = 1/4$ 」とした式（１）を用いて、入力値「 $\text{Inv}(x,y)/\beta$ 」から算出された出力値「 $\text{cof1}(x,y)$ 」をプロットしたグラフを示す。なお、式（１）のように、算出部１５２が入力値に対するべき乗を行なう演算処理を含む関数を用いて、係数分布を算出することの利点については、後に説明する。

【００８３】

そして、乗算部１５３は、図１０に示すように、「 $\text{Norm}(x,y)$ 」に係数分布「 $\text{cof1}(x,y)$ 」を乗算して、出力画像データ「 $\text{Multiply=0_N}(x,y)$ 」を出力する。具体的には、乗算部１５３は、以下の式（２）の演算処理を行なう。

【００８４】

【数２】

$$\text{O_N}(x,y) = \text{Norm}(x,y) * \text{cof1}(x,y) \quad \dots(2)$$

【００８５】

そして、制御部１８は、出力画像データ「 $\text{Multiply=0_N}(x,y)$ 」を、補正処理が行なわれたＢモード画像データとして、モニタ２に表示させる。上記の一例では、画像生成部１４が生成した画像信号を用いていることから、乗算部１５３の出力データが、表示用の超音波画像データとなる。なお、加算部１１２ｄが生成した信号（ＩＱ信号やＲＦ信号）を用いる場合は、乗算部１５３の出力データは、Ｂモード処理部１２及び画像生成部１４の処理を経て、表示用の超音波画像データとなる。また、振幅信号を用いる場合は、乗算部１５３の出力データは、Ｂモード処理部１２の対数圧縮処理及び画像生成部１４のスキャンコンバート処理等を経て、表示用の超音波画像データとなる。また、Ｂモード処理部１２の出力信号を用いる場合は、乗算部１５３の出力データは、画像生成部１４の処理を経て、表示用の超音波画像データとなる。

【００８６】

なお、第１の実施形態で取得部１５１が取得する順アポダイゼーションの受信信号は、高感度で深部まで画像化することに好適な基本波成分の信号を用いる場合でも、送信ビームのサイドローブが少なくなり、アーチファクト成分の混入の少ない組織ハーモニック成分（組織の非線形成分）の信号を用いる場合でも良い。一方、第１の実施形態で取得部１５１が取得する逆アポダイゼーションの受信信号は、上述したように受信ビームのサイドローブが高くなるため、送信ビームのサイドローブが少なくなり、アーチファクト成分の混入の少ない組織ハーモニック成分（組織の非線形成分）の信号を用いることが好適である。

【００８７】

従って、第１の実施形態では、少なくとも、算出部１５２が係数分布の算出に用いる受

10

20

30

40

50

信信号を、非線形成分が抽出された受信信号とすることが好適である。なお、送受信部 11 の構成を簡単にする観点からは、順アポダイゼーション及び逆アポダイゼーションの双方で、図 8 に示す「IQ-CH data」を組織ハーモニック成分が抽出された I Q 信号のデータ列とすることが有利である。かかる場合、例えば、送受信部 11 は、上述した P M 法による超音波送受信を行なって、非線形成分を抽出した信号を得て、順アポダイゼーション及び逆アポダイゼーションを行なう。

【0088】

上記の処理により得られる効果等について、以下、説明する。図 8 等 に示す「Norm-Apod image=Norm(x,y)」及び「Inv-Apod image=Inv(x,y)」それぞれは、リニアプローブを用いて頸動脈を含む領域を T H I により撮影した B モード画像データであり、図 10 に示す「Multiply=0_N(x,y)」は、本実施形態を適用した結果を示す B モード画像データである。また、図 11 に示す「Compound」は、「Multiply」との比較のため、従来のコンパウンド処理により、「Norm(x,y)」と「Inv(x,y)」とを合成した画像データである。

【0089】

頸動脈内の内腔は、超音波が通過し易い血液が充満している低エコー部位であるため、多重反射成分が無い場合、画像内では、黒く描出される。図 10 及び図 11 では、頸動脈内の内腔部位を「B」として示している。図 10 に示すように、「Norm(x,y)」では、方位分解能が高いが、特に、頸動脈内の内腔部位 B に多重反射成分が重畳している。また、図 11 に示すように、「Inv(x,y)」では、内腔部位 B の多重反射成分が低減しているものの、方位分解能が劣化している。また、「Inv(x,y)」では、深部甲状腺上のモアレが認められる。しかし、図 10 に示す「Multiply=0_N(x,y)」では、「Norm(x,y)」で認められた内腔部位 B での多重反射成分が低減され、且つ、「Norm(x,y)」の方位分解能が維持されている。一方、図 11 に示す「Compound」では、内腔部位 B の多重反射成分が低減されているものの、方位分解能の劣化に伴う甲状腺部位でのスペックル粒状性のボケと、「Inv(x,y)」で目立つ深部甲状腺上のモアレの残存が認められる。

【0090】

また、図 12 では、鏡面多重反射成分を含む画像を得るために、表面に水を張ったファントムを T H I で撮影した結果を示している。図 12 の左図に示す画像 100 は、順アポダイゼーションで得られた組織ハーモニック成分の B モード画像データであり、図 12 の右図に示す画像 200 は、上記の乗算処理で得られた画像データである。画像 100 では、ファントム表面とプローブ表面との間の 1 回鏡面反射成分 M 1 と、ファントム表面とプローブ表面との間の 2 回鏡面反射成分 M 2 と、包囊 (Cyst) を模擬した部位 C 1 及び部位 C 2 に重畳した多重反射成分とが認められる。包囊 (Cyst) を模擬した部位は、頸動脈内の内腔と同様に、多重反射成分が無い場合、画像内では、黒く描出される。一方、画像 200 では、ファントム表面とプローブと間の 2 回鏡面反射成分 M 2 と、包囊 (Cyst) を模擬した部位 C 1 及び部位 C 2 に重畳した多重反射成分とが、画像 100 と比較して低減している様子が認められる。ただし、輝度の高い組織上に重畳している多重反射成分（特に、ファントム表面とプローブ表面と間の 1 回鏡面反射成分 M 1）は、背景の組織成分が大きいことに起因して、後述するように、係数値が大きくなるため、多重反射の低減効果が低い。なお、図 8 ～図 12 に示す画像データは、「 $\alpha = 1/4$ 、 $\beta = 192$ 、 $\max = 255$ 」の設定を用いて行なわれた処理結果を示している。

【0091】

このように、上記の乗算処理により出力される画像は、特に、輝度の低い部分に重畳している多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質な画像となるが、これは、上述した係数値の演算方法によるものである。

【0092】

ここで、入力データである逆アポダイゼーションの受信信号から、出力データである係数値を得る変換方法としては、入力の大きさの程度が信号とノイズの境目となるレベルに対して、信号領域では出力値が高く維持され、ノイズ領域では出力値が十分に小さくなることが望まれる。このような変換特性を得るための最も単純な方法は、入力値が、設定さ

れた閾値を超えたら出力値を「1」とし、閾値以下では出力値を「0」とする閾値処理が挙げられる。

【0093】

しかし、閾値設定に用いられる「信号とノイズの境界レベル」は、一般的に、被検体Pに応じて変化するため、明確には定められない。そこで、ロバストな多重軽減効果を得るためには、入力に対して滑らかな変化をしつつ、且つ、閾値処理に近い特性を有する変換特性を用いるのが有効である。

【0094】

かかる変換特性を得るための具体的な方法は、上記の式(1)に示すように、入力レベルに応じた「べき乗関数」により、出力値を与えることが好適である。例えば、図9や図10に示す変換特性は、「 $\text{Inv}(x,y)/\beta$ 」が「0.1」より大きい範囲では、係数値が滑らかに変化し、「 $\text{Inv}(x,y)/\beta$ 」が「0.1」以下の範囲では、係数値が急激に減少している。

【0095】

ただし、上記の係数制御を行なう場合、図9や図10のグラフからも明らかなように、出力画像データ「 $O_N(x,y)$ 」では、低輝度領域の信号が殆ど表示されなくなるため、見かけ上、表示ダイナミックレンジが狭くなり、ゲインが下がる傾向がある。そこで、第1の実施形態に係る制御部18は、上記の乗算処理を行なわない画像データと見かけ上の表示ダイナミックレンジ及びゲインが同等になるように、出力画像データを表示する際の表示ダイナミックレンジ及びゲインを、予め設定されたLUT(Look Up Table)を用いて制御しても良い。

【0096】

続いて、図13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13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13では、取得部151が順アポダイゼーションの超音波画像データと、逆アポダイゼーションの超音波画像データとを取得して行なわれる処理の一例を示している。

【0097】

図13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取得部151は、順開口関数の超音波画像データ及び逆開口関数の超音波画像データを取得したかを判定する(ステップS101)。ここで、順開口関数の超音波画像データ及び逆開口関数の超音波画像データを取得していない場合(ステップS101否定)、取得部151は、取得するまで待機する。

【0098】

一方、順開口関数の超音波画像データ及び逆開口関数の超音波画像データを取得した場合(ステップS101肯定)、算出部152は、逆開口関数の超音波画像データから係数分布を算出する(ステップS102)。そして、乗算部153は、順開口関数の超音波画像データに対して、係数分布を乗算する(ステップS103)。

【0099】

そして、制御部18の制御により、モニタ2は、乗算結果の画像データを表示し(ステップ104)、処理を終了する。なお、本実施形態は、ステップS104において、モニタ2が、制御部18の指示により、乗算結果の画像データとともに、順開口関数の超音波画像データ及び逆開口関数の超音波画像データを表示しても良い。また、ステップS102及びステップS103の処理と並行して、例えば、画像生成部14が順開口関数の超音波画像データ及び逆開口関数の超音波画像データをコンパウンド処理により合成した合成画像データを生成し、ステップS104において、モニタ2が合成画像データも表示しても良い。

【0100】

上述したように、第1の実施形態では、順アポダイゼーションで得られた空間分解能及び感度が良好な受信信号をベースの信号とする。そして、第1の実施形態では、逆アポ

10

20

30

40

50

イゼーションで得られた多重反射成分が低減された受信信号から「重み（係数）」を算出し、「重み（係数）」をベースの受信信号に乗算することで、表示用の出力画像データを得る。第1の実施形態では、多重反射が低減されている逆アポダイゼーションの受信信号からベース信号に対する重みを決めるため、例えば、内腔や嚢胞のように、多重反射成分が無い場合は黒く描出される部位（以下、黒抜け部位と記載する）に生じた多重反射成分の低減が可能となる。また、第1の実施形態では、サイドローブが小さく方位分解能が良い順アポダイゼーションの信号をベースとするため、従来のコンパウンド処理よりも方位分解能が改善するとともに、モアレが軽減する。

【0101】

更に、第1の実施形態では、非線形成分（組織ハーモニック成分）を用いることで、逆アポダイゼーションを用いることで発生するサイドローブ成分の上昇による影響を低減することが可能となる。このようなことから、第1の実施形態では、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質な画像を得ることができる。

10

【0102】

なお、上記の一例では、2つの異なる開口関数を用いる場合について説明したが、第1の実施形態は、これに限定されるものではない。例えば、第1の実施形態では、順開口関数をハミング窓の開口関数と矩形窓の開口関数との2種類とし、逆開口関数を中央部ゼロの開口関数として3種類の開口関数を用いても良い。かかる場合、乗算部153は、例えば、ハミング窓の開口関数で得られた受信信号と、矩形窓の開口関数で得られた受信信号とを、加算平均、又は、重み付け加算により合成した合成信号に、中央部ゼロの開口関数の受信信号から算出された係数分布を乗算する。

20

【0103】

また、例えば、第1の実施形態では、順開口関数をハミング窓の開口関数とし、逆開口関数を中央部ゼロの開口関数と上述した他の逆開口関数としても良い。かかる場合、算出部152は、2種類の逆開口関数で得られた2つの受信信号を加算平均、又は、重み付け加算により合成した合成信号から、係数分布を算出し、乗算部153は、ハミング窓の開口関数で得られた受信信号に係数分布を乗算する。

【0104】

また、例えば、第1の実施形態では、2種類の順開口関数と2種類の逆開口関数とを用いても良い。かかる場合、算出部152は、2種類の逆開口関数で得られた2つの受信信号の合成信号から係数分布を算出し、乗算部153は、2種類の順開口関数で得られた2つの受信信号の合成信号に対して、係数分布を乗算する。上記の組み合わせは、例えば、操作者の要望により任意に変更が可能とされる。

30

【0105】

（第2の実施形態）

第1の実施形態では、逆開口関数として、受信開口内で重みが小さくなる受信位置を受信開口の中心に固定した「中心固定型逆開口関数」を用いる場合について説明した。第2の実施形態では、撮影条件及び撮影部位に応じて重みが小さくなる受信位置を適応的にシフトさせる逆開口関数を用いる場合について、図14～図19等を用いて説明する。図14～図19は、第2の実施形態を説明するための図である。

40

【0106】

ここで、「多重反射の要因となる対象物で形成される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」である場合、「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「多重反射成分の受信位置が、反射成分の受信位置と同様に受信開口の略中央部」となる。この前提条件を満たす場合は、「中心固定型逆開口関数」により多重信号を除去することが可能となる。

【0107】

しかし、「中心固定型逆開口関数」による逆アポダイゼーションでは、プローブ表面に対して対象物が傾いていると、上記の前提条件が満たされず、有効とならない場合がある

50

。また、「中心固定型逆開口関数」による逆アポダイゼーションでは、送信ビームをステアリング（偏向）していると、上記の前提条件が満たされず、有効とならない場合がある。すなわち、上記の前提条件が満たされない場合、受信開口で多重反射成分の位相が揃って受信される受信位置は、開口中央部から開口端部に向かって移動する。かかる場合、「中心固定型逆開口関数」を用いると、多重反射信号は、重みが存在する振動子位置で受信されることになり、多重反射低減効果が低下する。

【0108】

このように、受信開口で多重反射成分の位相が揃って受信される受信位置は、超音波送受信の方向と、多重反射の要因となる対象物の方向との関係から、移動する。しかし、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、対象物の方向（多重反射源である対象物により形成される境界）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と、幾何学的演算により推定することが可能である。

【0109】

そこで、第2の実施形態では、図1に示す制御部18は、超音波送受信の方向と、多重反射の要因となる対象物の方向とに基づいて、多重反射成分の受信位置を算出して、逆開口関数を作成する。例えば、制御部18は、図14に示すように、中央部ゼロの開口関数の逆開口関数をベースにする。そして、制御部18は、超音波送受信の方向と対象物の方向とから、受信開口（Rx Aperture）における多重反射成分の受信位置が、開口中心から右側であると算出した場合、図14に示すように、「重み：0」とする範囲を、右側にシフトさせる。以下では、第2の実施形態で作成される逆開口関数を「シフト型逆開口関数」と記載する場合がある。また、以下では、「シフト型逆開口関数」による逆アポダイゼーションを「シフト型逆アポダイゼーション」と記載する場合がある。また、以下では、「中心固定型逆開口関数」による逆アポダイゼーションを「固定型逆アポダイゼーション」と記載する場合がある。

【0110】

シフト型逆アポダイゼーションは、図15に示すパラメータを制御部18が取得することで実行される。図15では、振動子の配列方向（方位方向）をx軸で示している。また、図15では、x軸に直交し、受信開口の中心位置を通る方向（すなわち、深さ方向）を下向きの矢印で示している。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。

【0111】

また、図15では、送受信ビームの方向と深さ方向とがなす角度「 θ_t 」を、送受信ビームの方向を示すパラメータの一例として用いることを示している。また、図15では、送受信ビームの方向とx軸とがなす角度「 θ_0 」を、対象物の方向を示すパラメータの一例として用いることを示している。また、図15に示す「d」は、角度「 θ_0 」で傾いている対象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15に示す「d」は、走査線上で、対象物が位置する深さを示している。

【0112】

そして、図15に示す「X」は、受信開口の中心位置から、例えば、受信開口で1回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、重みを低減する範囲の設定に用いられる基準位置を示し、例えば、開口関数で重みを「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。

【0113】

まず、図15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角度「 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、角

度「 θ_t 」を取得する。例えば、制御部18は、通常のBモード撮影では、角度「 $\theta_t = 0$ 」を取得する。

【0114】

また、制御部18は、対象物の方向を示す角度「 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、「 $\theta_0 = 0$ 度」や「 $\theta_0 = 3$ 度」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。

【0115】

或いは、対象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、対象物の方向を取得する。例えば、制御部18は、図16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16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16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。例えば、操作者は、入力装置3が有する角度計測用のつまみを回して、「信号」の角度を計測する。制御部18は、操作者がつまみで計測した角度を対象物の方向を示す角度「 θ_0 」として取得する。

【0116】

なお、対象物の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、対象物の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、取得部151が取得した少なくとも1つの受信信号を用いて多重反射の要因となる対象物の方向を推定して、逆開口関数を設定する。具体的には、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、対象物の方向を推定する。例えば、制御部18は、図16に示すBモード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、対象物の方向を示す角度「 θ_0 」を推定する。例えば、制御部18は、図16に示すBモード画像データのエッジ強調処理を行なった後に、エッジ部位を検出する。そして、制御部18は、検出したエッジ部位の方向から角度「 θ_0 」を推定する。本例の最も単純な一例では、制御部18は、エッジの方向が「 θ_0 」に等しいとし、エッジの方向を「 θ_0 」と推定する。或いは、制御部18は、エッジ強調後の画像を主成分分析して得られる固有値（好適な一例としては、最大固有値）に対応する固有ベクトルの方向が「 θ_0 」に等しいものとして推定する。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。

【0117】

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。具体的には、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。

【0118】

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。通常、画像中央に描出される領域は、画像診断で特に着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、所定形状のROIを自動設定する。

【0119】

或いは、制御部 18 は、ROI の自動設定に用いられるパラメータとして、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、所定形状の ROI を設定する。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。

【0120】

10

或いは、制御部 18 は、ROI の自動設定に用いられるパラメータとして、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、画像診断で特に着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。

【0121】

ここで、第 2 の実施形態に係る制御部 18 は、2 つのパターンのシフト型逆アポダイゼーションを実行させることができる。第 1 パターンでは、制御部 18 は、走査線上で対象物が位置している深さ「d」を取得せずに、多重反射成分の受信位置を算出する。具体的には、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、対象物が位置していると仮定して、多重反射成分の受信位置を算出する。

20

【0122】

例えば、制御部 18 は、図 17 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、多重反射成分の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、送受信部 11 に上述した DVAF 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多重反射成分の受信位置を算出する。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多重反射成分の受信位置を算出する。

【0123】

30

図 17 では、DVAF 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。

【0124】

ここで、図 17 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 17 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 17 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 17 に示すように、「 $d_2 + L_0$ 」, $d_3 + L_0$, $d_4 + L_0$ 」となる。なお、DVAF 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 17 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。

40

【0125】

そして、制御部 18 は、図 17 に示すように、深さ「 d_1 」での多重反射成分の受信位置「 $X = l_0$ 」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 17 に示すように、「 d_2 」, d_3 , d_4 」それぞれでの多重反射成分の受信位置を、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 17 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。

【0126】

50

制御部 18 は、角度「 θ_t 」と角度「 θ_0 」とから各受信フォーカスでの受信開口における多重反射成分の受信位置に基づいて、「シフト型逆開口関数」を作成し、「シフト型逆開口関数」を送受信部 11（加算部 112d）に通知することで、シフト型逆アポダイゼーションを実行させる。

【0127】

次に、図 18 及び数式を用いて、多重反射成分の受信位置の算出方法について詳細に説明する。図 18 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 18 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ブ表面での受信位置（以下、P2）が、 $(x_1 + x_2, 0)$ であることを示している。また、図 18 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 18 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ブ表面での多重反射成分の受信位置（以下、P4）が、 $(x_1 + x_2 + x_3 + x_4, 0)$ であることを示している。

【0128】

シフト型逆受信アポダイゼーションで算出される図 15 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を設定する基準となる受信位置「X」は、図 18 に示すように、「 $X = x_1 + x_2 + x_3 + x_4$ 」となる。

【0129】

まず、「原点から P1 へ方向と深さ方向との角度」は、図 18 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 18 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 18 に示すように、「 $\theta_t + 4\theta_0$ 」となる。

【0130】

まず、「 θ_t 」と「d」とから、制御部 18 は、以下の式（3）により、「 x_1 」を算出する。また、制御部 18 は、以下の式（4）により、「 $\theta_t + 2\theta_0$ 」と「d」とから、「 x_2 」を算出する。

【0131】

【数 3】

$$x_1 = d \cdot \tan(\theta_t) \quad \dots (3)$$

【0132】

【数 4】

$$x_2 = d \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \quad \dots (4)$$

【0133】

一方、「 $\theta_t + 2\theta_0$ 」と「d」と「d'」とから、「 x_3 」は、以下の式（5）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（6）で示すことができる。

【0134】

【数 5】

$$\begin{aligned} x_3 &= (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \\ &= x_2 + d' \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \end{aligned} \quad \dots (5)$$

【0135】

【数 6】

$$x_4 = (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 4\theta_0) \quad \dots (6)$$

【0 1 3 6】

そして、「 d' 」は、以下の式（7）で示すことができる。

【0 1 3 7】

【数 7】

$$\begin{aligned} d' &= (x_2 + x_3) \cdot \tan(\theta_0) \\ &= (2x_2 + d' \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0)) \cdot \tan(\theta_0) \end{aligned} \quad \dots (7)$$

10

【0 1 3 8】

ここで、式（7）を展開すると、以下に示す式（8）となる。

【0 1 3 9】

【数 8】

$$d'(1 - \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0)) = 2x_2 \cdot \tan(\theta_0) \quad \dots (8)$$

【0 1 4 0】

式（9）に示す三角関数の加法定理を用いると、式（8）の左辺に示す「 $1 - \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0)$ 」は、以下に示す式（10）の右辺となる。

【0 1 4 1】

20

【数 9】

$$\tan(\alpha + \beta) = \frac{\tan \alpha + \tan \beta}{1 - \tan \alpha \tan \beta} \quad \dots (9)$$

【0 1 4 2】

【数 1 0】

$$1 - \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) = [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)] / \tan(\theta_0 + 3\theta_0) \quad \dots (10)$$

【0 1 4 3】

式（10）を式（8）に代入することで、「 d' 」は、以下の式（11）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。 30

【0 1 4 4】

【数 1 1】

$$d' = 2x_2 \cdot \tan(\theta_0) \tan(\theta_t + 3\theta_0) / [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)] \quad \dots (11)$$

【0 1 4 5】

以上により、「 x_3 」は、以下の式（12）により算出でき、「 x_4 」は、以下の式（13）により算出できる。

【0 1 4 6】

【数 1 2】

40

$$\begin{aligned} x_3 &= (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \\ &= x_2 \cdot (1 + 2 \cdot \tan(\theta_t + 2\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) \cdot \tan(\theta_t + 3\theta_0) / [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)]) \end{aligned} \quad \dots (12)$$

【0 1 4 7】

【数 1 3】

$$\begin{aligned} x_4 &= (d + d') \cdot \tan(\theta_t + 4\theta_0) \\ &= x_2 \cdot (1 + 2 \cdot \tan(\theta_t + 4\theta_0) \cdot \tan(\theta_0) \cdot \tan(\theta_t + 3\theta_0) / [\tan(\theta_t + 2\theta_0) + \tan(\theta_0)]) \end{aligned} \quad \dots (13)$$

50

【0148】

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(3)及び式(4)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(12)及び式(13)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、多重反射成分の受信位置「 X 」を取得する。なお、式(3)、式(4)、式(12)及び式(13)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多重反射成分の受信位置「 X 」を算出することができる。

10

【0149】

以上が、第1パターンのシフト型逆アポダイゼーションである。第1パターンでは、対象物の深さを受信フォーカス位置とし、「 X 」の位置を、 $F(\theta_t, \theta_0)$ と「F-number」とで自動的に算出している。しかし、第1パターンでは、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。

【0150】

これに対して、第2パターンのシフト型逆アポダイゼーションでは、制御部18は、更に、走査線上で対象物が位置している深さ「 d 」を取得して、多重反射成分の受信位置を算出する。すなわち、第2パターンのシフト型逆アポダイゼーションでは、制御部18は、超音波送受信の方向と、多重反射の要因となる対象物の方向と、対象物の深さとに基づいて、多重反射成分の受信位置を算出して、逆開口関数を作成する。

20

【0151】

図19に示すBモード画像データは、図16に示すBモード画像データと同じ画像であり、事前に撮影されたBモード画像データである。例えば、操作者は、図19に示すように、角度「 θ_0 」を計測するとともに、対象物の深さ「 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対象物の深さ「 d_0 」として取得する。

【0152】

或いは、制御部18は、上述したように、エッジ検出や主成分分析により、角度「 θ_0 」を推定するとともに、例えば、エッジ検出で抽出したエッジを、対象物で形成される境界とし、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。

30

【0153】

或いは、制御部18は、上述したROI設定に用いられた様々なパラメータから「 d_0 」を取得する。具体的には、制御部18は、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。

【0154】

ここで、例えば、図19に示す「 d_0 」は、対象物の右端での深さである。制御部18は、角度「 θ_0 」と「 d_0 」とから、各走査線における対象物の深さ「 d_i 」を算出し、「 $d_i \cdot F(\theta_t, \theta_0)$ 」により、各走査線におけるシフト型逆開口関数を作成する。そして、制御部18は、深さ「 d_i 」の受信フォーカス、又は、深さ「 d_i 」近傍の受信フォーカスにおいて、作成したシフト型逆開口関数を用いるように送受信部11に指示し、更に、この受信フォーカス以外の受信フォーカスでは、順開口関数を用いるように送受信部11に指示する。

40

【0155】

すなわち、第2パターンのシフト型逆アポダイゼーションは、対象物の深さに対応する受信フォーカスにおいてはシフト型逆開口関数を適用し、対象物の深さから離れている受

50

信フォーカスにおいて順開口関数を適用する逆アポダイゼーションである。換言すると、対象物の深さをを用いない第1パターンは、画像全体（全サンプル点）で一様なシフト型逆開口関数を設定するパターンであり、対象物の深さをを用いる第2パターンは、画像全体（全サンプル点）の中の局所領域に適応的に作成したシフト型逆開口関数設定するパターンである。

【0156】

第2の実施形態では、上述した処理により、撮影条件及び撮影部位内の対象物の位置に応じて、重みを低減する範囲をシフトした逆開口関数を、第1の実施形態での逆アポダイゼーションに適用することができる。第1パターンのシフト型逆アポダイゼーション、又は、第2パターンのシフト型逆アポダイゼーションで得られる受信信号は、固定型逆アポダイゼーションで得られる受信信号と比較して、多重反射成分が好適に低減している。また、第2パターンのシフト型逆アポダイゼーションで得られる受信信号は、局所領域に限定して逆アポダイゼーションを行なって得られる受信信号であることから、全体で有効開口幅が狭くなる第1パターンのシフト型逆アポダイゼーションで得られる受信信号より感度が高い。

10

【0157】

第2の実施形態では、乗算部153は、かかるシフト型逆アポダイゼーションで得られた受信信号から算出された「重み（係数）」を、順アポダイゼーションで得られた空間分解能及び感度が良好な受信信号に乗算することになる。従って、第2の実施形態では、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質な画像を確実に得ることができる。

20

【0158】

なお、上述したシフト型逆アポダイゼーションの概念は、例えば、ハミング窓の順開口関数を用いる順アポダイゼーションに適用することも可能である。例えば、式(3)及式(4)で算出可能な「 $x_1 + x_2$ 」は、信号成分が受信される位置となる。そこで、例えば、制御部18は、「 $x_1 + x_2$ 」の位置が受信開口の中心から所定距離より離れている場合、ハミング窓で重みが「1」となる位置を「 $x_1 + x_2$ 」とするシフト型順開口関数を作成し、送受信部11に通知しても良い。すなわち、第2の実施形態は、第1の実施形態で説明した処理を、シフト型順アポダイゼーションとシフト型逆アポダイゼーションにより実行させても良い。また、第2の実施形態は、第2パターンのシフト型逆アポダイゼーションに用いる順開口関数も、上記のシフト型順開口関数とする場合であっても良い。

30

【0159】

（第3の実施形態）

第3の実施形態では、第1の実施形態、又は、第2の実施形態で説明した順逆アポダイゼーションで得られる係数分布「 $\text{cof1}(x,y)$ 」とは独立に得られる第2係数分布を用いることで、更に多重反射低減効果を高める場合について、図20～図25等を用いて説明する。図20～図25は、第3の実施形態を説明するための図である。なお、以下では、第1の実施形態で説明した係数及び係数分布「 $\text{cof1}(x,y)$ 」それぞれを第1係数及び第1係数分布と記載する。

【0160】

40

第3の実施形態に係る取得部151は、更に、フレーム間で超音波送受信の偏向角を変える超音波走査であって、第1の実施形態又は第2の実施形態で説明した複数の受信信号を得るために行った所定方向の偏向角（すなわち、偏向角0度）を含む超音波走査により生成された偏向角の異なる複数の超音波画像データで構成される画像データ群を取得する。そして、第3の実施形態に係る算出部152は、更に、画像データ群の中で、所定方向以外の方向の偏向角の少なくとも1つの超音波画像データを用いて、第2係数（第2係数分布）を算出する。そして、第3の実施形態に係る乗算部153は、画像データ群の中で、所定方向の偏向角の超音波画像データ、又は、所定方向を含む複数方向の偏向角それぞれの超音波画像データを合成処理した画像データに対して、第1係数及び第2係数（第1係数分布及び第2係数分布）を乗算する。

50

【0161】

すなわち、第3の実施形態では、図2を用いて説明したフレーム単位（画像単位）で偏向角を変える超音波走査を行なう。例えば、制御部18の制御により、送受信部11は、3方向（偏向角：0度、+θ度、-θ度）の超音波送受信を、フレーム単位で、超音波プローブ1に実行させる。これにより、偏向角が異なる3つのBモード画像データが画像生成部14により生成される。なお、以下で説明する処理は、第1の実施形態で説明した受信信号としての画像信号であるならば、適用可能である。

【0162】

ここで、上記の所定方向は、偏向角「0度」の方向となる。偏向角「0度」の方向は、第1の実施形態で説明した「 $0_N(x,y)$ 」を得るための走査が行われた方向である。そして、取得部151は、これら3つのBモード画像データを取得する。図20に示す「 $L(x,y)$ 」及び「 $R(x,y)$ 」は、斜め送受信により多重反射成分が低減された左偏向画像データ及び右偏向画像データである。また、図20に示す「 $C(x,y)$ 」は、図2に対応させた偏向角「0度」の方向のBモード画像データであり、方位分解能及び感度が高いが、多重反射成分が左偏向画像データ及び右偏向画像データよりも増加している可能性のある正面画像データ（中央画像データ）となる。なお、「 (x,y) 」は、画像データを構成する各画素の位置を示している。

【0163】

ここで、図20では、第1の実施形態、又は、第2の実施形態の順逆アポダイゼーション処理により偏向角0度において最終的に得られる画像データ「 $0_N(x,y)$ 」を、「 $C(x,y)$ 」としている。本画像データは、前述の実施形態で示したように、受信開口内で多重反射成分の位相が揃う位置における信号の重みを効率的に下げることによって多重反射成分が低減されている。一方で、左右に偏向された画像データは、図4で示したように斜め送受信により多重反射成分が受信開口外部へ出て行くことで多重反射成分が低減されている。このように、前述の実施形態による多重反射成分の軽減原理と、斜め送受信による多重反射成分の軽減原理とは異なり、これら双方の作用を組み合わせることにより、更に多重反射軽減の効果をj得るのが第3の実施形態と、後述する第4の実施形態及び第5の実施形態との特徴である。ここで、「 $0_N(x,y)$ 」は、式(2)に示すように、「 $\text{Norm}(x,y) * \text{cof1}(x,y)$ 」である。第3の実施形態に係る乗算部153は、「 $\text{Norm}(x,y)$ 」に第1係数分布及び第2係数分布を乗算する処理を行なう。第3の実施形態において、 $\text{cof1}(x,y)$ を求める場合には、前述したべき乗数「 α 」として、 $1/4 \sim 1/3$ 程度の半分である $1/8 \sim 1/6$ 程度の値を設定しておくのが好適である。

【0164】

図20では、算出部152が「 $L(x,y)$ 」及び「 $R(x,y)$ 」を処理対象として第2係数分布を算出し、乗算部153が「 $C(x,y)=0_N(x,y)$ 」を第2係数分布の乗算対象とする場合を示している。なお、第2係数分布を算出する入力データである「 $L(x,y)$ 」及び「 $R(x,y)$ 」は、例えば、上述した内腔や嚢胞等の黒抜け部位での多重発生が小さくなるデータを選択することが、効果的である。「 $L(x,y)$ 」及び「 $R(x,y)$ 」を如何なる条件で得るかについては、後述する3つのケースを選択可能である。これについては、後に詳述する。

【0165】

まず、算出部152は、図20に示すように、「 $L(x,y)$ 」及び「 $R(x,y)$ 」の平均画像データである「 $M(x,y)$ 」を得る。具体的には、算出部152は、以下の式(14)により、「 $M(x,y)$ 」を得る。

【0166】

【数14】

$$\begin{aligned} M(x,y) &= (L(x,y) + R(x,y))/2 && \text{(重複領域)} \\ &= L(x,y) && \text{(左側領域)} \\ &= R(x,y) && \text{(右側領域)} \end{aligned} \quad \dots (14)$$

【0167】

図20に示すように、「L(x,y)」及び「R(x,y)」を位置合わせすると、双方が重なり合う領域である重複領域と、「L(x,y)」における重複領域以外の左側領域と、「R(x,y)」における重複領域以外の右側領域とがある。上記の式(14)は、重複領域については、「L(x,y)」及び「R(x,y)」で同一位置の画素値の平均値を割り当て、左側領域については、「L(x,y)」の画素値を割り当て、右側領域については、「R(x,y)」の画素値を割り当てることで、平均画像データ「M(x,y)」を得ることを示している。

【0168】

そして、算出部152は、図20に示すように、平均画像データ「M(x,y)」から係数分布「cof(x,y)」を算出する。具体的には、算出部152は、以下の式(15)により、「cof2(x,y)」を算出する。

10

【0169】

【数15】

$$\left. \begin{aligned} \text{cof2}(x,y) &= (M(x,y)/\beta')^{\alpha'} \\ (\text{但し、} M(x,y) > \beta' \text{ の時 } \text{cof2}(x,y) &= 1.0) \end{aligned} \right\} \quad \cdots (15)$$

【0170】

上記の式(15)では、M(x,y)を「β'」で除算した値を「α'乗」した値を、「cof2(x,y)」として定義している。また、上記の式(15)では、M(x,y)を「β'」で除算した値が「1」より大きい場合は、「cof2(x,y)」を「1」にすると定義している。ここで、「α'、β'」は、第1の実施形態で説明した「α、β」と同様の趣旨で予め設定される値である。具体的には、「β'」は、出力信号の上限レベルを意味し、画像信号の最大値「max」以下のレベルに設定される。なお、「β'」は、「max」に対して、7割から8割程度のレベルとして設定されることが好適である。また、べき乗係数である「α'」は、「α」と同様に、1/4～1/3程度の半分である1/8～1/6程度の値を設定しておくのが好適である。

20

【0171】

図20に示すグラフは、「α' = 1/8」とした式(15)を用いて、入力値「M(x,y)/β'」から算出された出力値「cof2(x,y)」をプロットしたグラフを示す。なお、式(15)のように、算出部152が入力値に対するべき乗を行なう演算処理を含む関数を用いて第2係数分布を算出する利点は、第1係数分布「cof1(x,y)」の算出処理において説明した理由と同様である。

30

【0172】

そして、乗算部153は、図20及び式(16)に示すように、「C(x,y)=O_N(x,y)」に第2係数分布「cof2(x,y)」を乗算して、出力画像データ「Output(x,y)= O_N(x,y)*cof2(x,y)」を出力する。すなわち、乗算部153は、「Output(x,y)」として、「Norm(x,y)*cof1(x,y)*cof2(x,y)」を出力する。

【0173】

【数16】

$$\text{Output}(x,y) = O_N(x,y) * \text{cof2}(x,y) \quad \cdots (16)$$

40

【0174】

そして、制御部18は、出力画像データ「Output(x,y)」を、補正処理が行なわれたBモード画像データとして、モニタ2に表示させる。なお、「α'、β'」を用いた係数制御を行なう場合、第1の実施形態で「α、β」を用いた係数制御を行なう場合と同様に、低輝度領域の信号が殆ど表示されなくなる。このため、第3の実施形態においても、制御部18は、乗算処理を行なわない画像データと見かけ上の表示ダイナミックレンジ及びゲインが同等になるように、出力画像データを表示する際の表示ダイナミックレンジ及びゲインを、予め設定されたLUTを用いて制御しても良い。

【0175】

なお、第3の実施形態においても、第1の実施形態で説明したように、少なくとも、算

50

出部 1 5 2 が第 2 係数分布の算出に用いるデータは、サイドローブ成分の混入を防止するための、非線形成分が抽出されたデータであることが好適である。かかる場合、回路構成上、乗算部 1 5 3 が第 2 係数分布を乗算するデータも、非線形成分が抽出されたデータであることが好適である。

【0176】

次に、上述した第 2 係数分布を算出するための入力データである「 $L(x,y)$ 」及び「 $R(x,y)$ 」の生成条件について、図 2 1 ～図 2 4 を参照して説明する。

【0177】

第 2 係数分布を得る「 $L(x,y)$ 」及び「 $R(x,y)$ 」は、図 2 1 に示す 3 つのケースが考えられる。第 1 ケースは、算出部 1 5 2 が第 2 係数分布の算出に用いるデータを、「受信開口の端部の素子側の重みより中央部の素子側の重みが大きい順開口関数」に基づいて生成されたデータとするものである。例えば、取得部 1 5 1 は、図 2 1 の (A) に示すように、「 $L(x,y)$ 」及び「 $R(x,y)$ 」として、ハミング窓の開口関数を用いた順アポダイゼーションで得られた B モード画像データ「 $L_Norm(x,y)$ 」及び「 $R_Norm(x,y)$ 」を取得する。そして、算出部 1 5 2 は、「 $L_Norm(x,y)$ 」及び「 $R_Norm(x,y)$ 」の平均画像データから、第 2 係数分布を算出する。

【0178】

第 1 ケースのように、第 2 係数分布の入力源として、順アポダイゼーションで得られる左右偏向時のデータが利用可能である理由について、図 2 2 及び図 2 3 を用いて説明する。図 2 2 及び図 2 3 では、鏡面多重反射成分を含む T H I の B モード画像を得るために、表面に水を張ったファントムを、正面方向及び左右方向の 3 方向の偏向角で撮影した結果を示している。ここで、図 2 2 及び図 2 3 に示す「Center_norm」は、正面方向（偏向角：0 度）の超音波送受信を行ない、順開口関数としてハミング窓の開口関数を用いた順アポダイゼーションの B モード画像データである。

【0179】

また、図 2 2 に示す「Right_norm」は、右方向の超音波送受信を行ない、順開口関数としてハミング窓の開口関数を用いた順アポダイゼーションの B モード画像データである。また、図 2 2 に示す「Left_norm」は、左方向の超音波送受信を行ない、順開口関数としてハミング窓の開口関数を用いた順アポダイゼーションの B モード画像データである。また、図 2 3 に示す「Right_inv」は、右方向の超音波送受信を行ない、逆開口関数として中央部ゼロの開口関数を用いた逆アポダイゼーションの B モード画像データである。また、図 2 3 に示す「Left_inv」は、左方向の超音波送受信を行ない、逆開口関数として中央部ゼロの開口関数を用いた逆アポダイゼーションの B モード画像データである。すなわち、図 2 3 に示す「Right_inv」及び「Left_inv」は、固定型アポダイゼーションで得られた画像データである。

【0180】

ここで、図 2 2 及び図 2 3 に示す一例では、ファントム表面を僅かに右上に傾けている。このため、ファントム表面とプローブ表面との間での 1 回多重反射の反射波と 2 回多重反射の反射波とは、それぞれパス（エコーの伝播距離）の増加にともなって、深部になるほど最初の傾きが大きくなっていることが分かる。ここで、図 2 2 に示す「Right_norm」と「Left_norm」とを比較すると、「Left_norm」の方が、多重反射成分が小さい。特に、「Left_norm」では、「Right_norm」の深部に描出されている 2 回多重反射エコーについては殆ど見えない程度まで低減している。これは、ファントム表面の傾きと偏向角の方向とが逆方向であることにより、多重反射成分の位相の揃う位置が、パスの増加とともに、順開口関数で重みの小さい開口の左端方向へ寄っていくことに起因する。また、2 回多重反射エコーについては、2 回多重反射エコーの受信位置が、受信開口の外部にはみ出て、受信されなくなるために見えなくなっていると考えられる。これに対して、「Right_norm」では、ファントム表面の傾きと偏向角の方向とが同一方向であるために、相対的に多重反射成分が受信開口の内側で受信されるので多重反射成分が大きくなると考えられる。しかし、「Right_norm」の多重反射アーチファクトは、「Center_norm」よりは

低減している。

【0181】

一方、図23に示す「Right_inv」及び「Left_inv」と、図22に示す「Right_norm」及び「Left_norm」とを比較すると、右偏向時及び左偏向時それぞれで、逆アポダイゼーションの画像の方が、順アポダイゼーションの画像より、多重反射エコーが大きいことが分かる。これは、左右偏向により、多重反射成分の位相の揃う領域が、重みがゼロの開口中央部から逸れて、重みを有する端部領域で受信されることによる。また、図23に示すように、逆アポダイゼーションでも、ファントム表面の傾きと偏向角とが同一方向となる「Right_inv」の多重反射成分が、「Left_inv」よりも大きくなっている。このように、偏向時においては、開口中央部の重みより開口端部の重みが小さい順開口関数による順アポダイゼーションを用いる方が、固定型逆アポダイゼーションを用いる場合より、多重反射成分が小さくなる。

10

【0182】

従って、処理の簡便化の観点からは、第2係数分布を得る入力源を、順アポダイゼーションにより得ることが好適となる。

【0183】

第2ケースについて説明する。第2ケースは、算出部152が第2係数分布の算出に用いるデータを、逆開口関数に基づいて生成されたデータとするものである。具体的には、第2ケースは、算出部152が第2係数分布の算出に用いるデータを、第2の実施形態で説明したシフト型逆開口関数に基づいて生成されたデータとするものである。例えば、取得部151は、図21の(B)に示すように、「L(x,y)」及び「R(x,y)」として、シフト型開口関数を用いたシフト型逆アポダイゼーションで得られたBモード画像データ「L_Inv(x,y)」及び「R_Inv(x,y)」を取得する。そして、算出部152は、「L_Inv(x,y)」及び「R_Inv(x,y)」の平均画像データから、第2係数分布を算出する。

20

【0184】

第2の実施形態で説明したように、超音波送受信方向に基づくシフト型逆アポダイゼーションを行なうことで、偏向時でも、好適に多重反射低減効果を得ることができる。従って、第2ケースでは、第2係数分布の算出に用いるデータを、シフト型逆アポダイゼーションで得られるデータとすることで、中央画像データの多重成分を好適に低減可能な第2係数分布を求めることができる。なお、第2ケースで用いるシフト型逆アポダイゼーションは、第2の実施形態で説明した第1パターンであっても第2パターンであっても良い。

30

【0185】

第3ケースについて説明する。第3ケースは、算出部152が第2係数分布の算出に用いるデータを、第1係数分布を乗算して得られたデータとするものである。例えば、第3ケースでは、算出部152は、シフト型逆アポダイゼーションで得られた「L_Inv(x,y)」から第1係数分布を算出し、乗算部153は、「L_Norm(x,y)」に第1係数分布を乗算し、取得部151は、図21の(C)に示すように、乗算部153の出力データである「OL_N(x,y)」を取得する。また、例えば、算出部152は、シフト型逆アポダイゼーションで得られた「R_Inv(x,y)」から第1係数分布を算出し、乗算部153は、「R_Norm(x,y)」に第1係数分布を乗算し、取得部151は、図21の(C)に示すように、乗算部153の出力データである「OR_N(x,y)」を取得する。そして、算出部152は、「OL_N(x,y)」及び「OR_N(x,y)」の平均画像データから、第2係数分布を算出する。なお、第3ケースで用いるシフト型逆アポダイゼーションは、第2の実施形態で説明した第1パターンであっても第2パターンであっても良い。また、第3ケースで用いる順アポダイゼーションは、第2の実施形態で説明したシフト型順開口関数を用いて行われても良い。

40

【0186】

第3ケースでは、第2係数分布の算出に用いるデータを、シフト型逆アポダイゼーション及び順アポダイゼーションで得られる第1係数分布の乗算結果の出力データとすることで、中央画像データの多重成分を低減可能な第2係数分布を求めることができる。

【0187】

50

図24は、上記の第1ケースを適用した場合の結果を示す。図24では、鏡面多重反射成分を含むTHIのBモード画像を得るために、表面に水を張ったファントムを、ファントム表面を僅かに右上に傾けた状態で撮影した結果を示している。ここで、図24に示す「Comp3」は、例えば、加算平均により、3方向の「Norm(x,y)」、「L_Norm(x,y)」及び「R_Norm(x,y)」をコンパウンドした画像である。また、図24に示す「Center_norm」は、「Norm(x,y)」である。また、図24に示す「Cof2*DA_cof」は、第1ケースによる出力画像である。

【0188】

図24に示すように、「Center_norm」で示す「Norm(x,y)」では、スペックルの粒状性が明瞭で、図中、白抜きの楕円で示すワイヤーが細く描出され、方位分解能が良い。一方、従来のコンパウンドで得られる「Comp3」では、多重反射成分が最も低いが、スペックルの粒状性がコンパウンド処理によりつぶれ、ワイヤーも太く描出され、方位分解能が劣化している。そして、本実施形態の処理で得られる「Cof2*DA_cof」では、「Norm(x,y)」と比べて多重反射成分が低減するとともに、ワイヤーの描出幅は「Norm(x,y)」と同等である。また、スペックルの粒状性についても、「Cof2*DA_cof」では、「Comp3」と比較すると、「Norm(x,y)」に近いことが分かる。

【0189】

なお、上記では、偏向角として3方向（±θ度、0度）用い、第1ケース～第3ケースのいずれかのケースの左偏向画像データと右偏向画像データとの平均画像データを用いて係数分布を算出する代表的な例を示した。ただし、第1係数分布とは独立して多重軽減が可能となる第2係数分布を算出するための「斜めの偏向画像データ」は、左右どちらかの1方向の偏向画像データであっても良い。例えば、算出部152は、式(2)に「L(x,y)」を代入することで、第2係数分布「cof2(x,y)」を算出しても良い。

【0190】

ただし、被検体Pの走査領域内の多重反射源となる構造体は、例えば、振動子の配列方向に対して斜めに傾く場合があることから、第2係数分布を用いてロバストな多重反射低減効果を得るためには、上記のように、左偏向画像データと右偏向画像データとの平均画像データを用いることが、好適である。なお、図20に示すように、重複領域以外の左側領域の平均画像データは、左偏向画像データが用いられ、重複領域以外の右側領域の平均画像データは、右偏向画像データが用いられることになるが、かかる場合であっても、第1係数分布と第2係数分布との相乗効果で、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された出力画像データを得ることができる。

【0191】

更に、第3の実施形態では、偏向角の方向数を、5や7に増やすことも可能である。かかる場合、「(a)：平均画像データの加算方向数を増加させる方法」と、「(b)：正面の画像データを含む複数の画像データをコンパウンド処理（例えば、重み付け処理）した画像データを中央画像データとして用いる方法」と、「(c)：(a)及び(b)を併用する方法」とを行なうことができる。

【0192】

方向数が「7」である場合に、上記の方法を適用した場合の一例を、図25を用いて説明する。図25の(A)では、偏向角「+θ₂度、+θ₁度、+θ度、0度、-θ度、-θ₁度、-θ₂度、(θ₂>θ₁>θ)」のフレームシーケンスにより生成された7方向の画像データを、「L₂、L₁、L₀、C、R₀、R₁、R₂」として示している。

【0193】

かかる場合、例えば、算出部152、又は、画像生成部14は、図25の(B)に示すように、「L₂、L₁、L₀、R₀、R₁、R₂」の6つの画像データから平均画像データを生成し、第2係数分布を算出する。かかる場合、乗算部153は、「C」に第1係数分布及び第2係数分布を乗算する。

【0194】

或いは、例えば、乗算部153、又は、画像生成部14は、図25の(C)に示すよう

10

20

30

40

50

に、「L 0, C, R 0」を重み付け加算して、中央画像データを生成する。また、例えば、算出部 1 5 2、又は、画像生成部 1 4 は、図 2 5 の (C) に示すように、「L 2, L 1, R 1, R 2」から平均画像データを生成し、第 2 係数分布を算出する。

【0 1 9 5】

或いは、平均画像データに用いられる画像データは、中央画像データにも用いられる場合であっても良い。例えば、乗算部 1 5 3、又は、画像生成部 1 4 は、図 2 5 の (D) に示すように、「L 1, L 0, C, R 0, R 2」を重み付け加算して、中央画像データを生成する。また、例えば、算出部 1 5 2、又は、画像生成部 1 4 は、図 2 5 の (D) に示すように、「L 2, L 1, R 1, R 2」から平均画像データを生成し、第 2 係数分布を算出する。これらの応用例を行なう場合でも、第 1 係数分布と第 2 係数分布との相乗効果で、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された出力画像データを得ることができる。

10

【0 1 9 6】

ここで、フレームシーケンスでコンパウンド処理を行なう従来方法であっても、フレームシーケンスで第 1 係数分布及び第 2 係数分布を用いた乗算処理を行なう第 3 の実施形態に係る方法であっても、フレームレートは、通常の B モード走査の通常の走査時と変わらない。しかし、双方の方法では、方向数に相当する数のフレームが処理に用いられる影響で、超音波プローブ 1 の移動や、被検体 P の呼吸動等に対する画像変化の応答性は、方向数の増加にともない低下する傾向がある。その一方、双方の方法では、多重反射軽減効果は方向数の増大にともない大きくなる。

20

【0 1 9 7】

このため、第 3 の実施形態に係る方法では、方向数の設定により、応答性と多重反射軽減効果とに関するトレードオフが生じる。従って、第 3 の実施形態では、「全体の方向数」と「平均画像データの生成処理に用いる方向数及び中央画像データの生成処理に用いる方向数」との設定を、用途に応じて操作者が選択可能なように、これらの方向数の候補セットを予め設定しておくことが好適である。かかる場合、操作者は、例えば、G U I に表示された候補セットから、所望の設定を選択する。

【0 1 9 8】

上述したように、第 3 の実施形態では、例えば、フレームシーケンスで得られる偏向時の画像データから第 2 係数分布を求め、フレームシーケンスで得られる偏向無しの正面の画像データに、第 1 係数分布及び第 2 係数分布を乗算したデータを、B モード画像データとして出力する。これにより、第 3 の実施形態では、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態で得られる画像より、更に、多重反射が低減された高品質な画像を得ることができる。

30

【0 1 9 9】

なお、第 3 の実施形態では、変形例として、第 3 ケースで説明した「第 1 係数分布の乗算処理により得られた複数の偏向角での画像データ」をコンパウンドしたデータを、出力画像として得る場合であっても良い。例えば、第 3 の実施形態は、変形例として、第 3 ケースで用いた「OL_N(x,y)」及び「OR_N(x,y)」と、第 1 の実施形態又は第 2 の実施形態で得られる「O_N(x,y)」とを、加算平均、又は、重み付け加算することでコンパウンドしたデータを、出力画像として得る場合であっても良い。この変形例のコンパウンド画像では、コンパウンド処理により方位分解能とスペックルの粒状性が低下するものの、第 1 係数分布の乗算処理により、多重反射成分が低減される。

40

【0 2 0 0】

(第 4 の実施形態)

第 4 の実施形態では、第 1 の実施形態、又は、第 2 の実施形態で説明した第 1 係数分布「cof1(x,y)」とは独立に得られる第 3 係数分布を用いることで、更に多重反射軽減効果を高める場合について、図 2 6 等を用いて説明する。図 2 6 は、第 4 の実施形態を説明するための図である。

【0 2 0 1】

第 4 の実施形態に係る取得部 1 5 1 は、更に、レート間で超音波送受信の偏向角を変え

50

る超音波走査であって、第1の実施形態又は第2の実施形態で説明した複数の受信信号を得るために行った所定方向の偏向角（すなわち、偏向角0度）を含む超音波走査により生成された偏向角の異なる複数の受信信号で構成される受信信号群を取得する。すなわち、第4の実施形態では、図3の（B）を用いて説明したレートシーケンスで偏向角を変える超音波走査を行なう。

【0202】

そして、第4の実施形態に係る算出部152は、更に、受信信号群の中で、所定方向以外の方向の偏向角の少なくとも1つの受信信号を用いて、第3係数（第3係数分布）を算出する。そして、第4の実施形態に係る乗算部153は、受信信号群の中で、所定方向の偏向角の受信信号、又は、所定方向を含む複数方向の偏向角それぞれの受信信号を合成処理した信号に対して、第1係数及び第3係数（第1係数分布及び第3係数分布）を乗算する。なお、以下で説明する処理は、第1の実施形態で受信信号とされる各種信号（RF信号、IQ信号、振幅信号及び画像信号）に適用可能である。

10

【0203】

レートシーケンスでは、1本の受信走査線の信号を得る際に、この受信走査線の方
向を中心として偏向角の異なる超音波送受信を複数回行なう。例えば、制御部18の制御により、送受信部11は、3方向（偏向角：0度、+θ度、-θ度）の超音波送受信を、レート単位で、超音波プローブ1に実行させる。これにより、偏向角が異なる3つの受信信号が得られる。ここで、上記の所定方向は、偏向角「0度」の方向となる。偏向角「0度」の方向は、第1の実施形態で説明した「0_N(x,y)」を得るために行われた方向である。そして、取得部151は、これら3つの受信信号を取得する。

20

【0204】

図26の（A）に示す「Lr(d)」及び「Rr(d)」は、斜め送受信により多重反射成分が軽減された左偏向受信信号及び右偏向受信信号である。また、図26の（A）に示す「Cr(d)」は、偏向角「0度」の方向の受信信号であり、方位分解能及び感度が高い画像を得ることができるが、多重反射成分が、左偏向受信信号及び右偏向受信信号より多く含まれている可能性のある正面信号（中央信号）となる。なお、「(d)」は、受信信号における深さ方向（受信走査線方向）の位置を示している。

【0205】

ここで、図26では、偏向角0度の受信信号から順逆アポダイゼーションの第1係数分布により最終的に得られる受信信号を、「Cr(d)」としている。すなわち、「Cr(d)」は、偏向角「0度」の受信信号を2系統に分離し、逆アポダイゼーションの系統で得られた受信信号から算出した第1係数分布を、順アポダイゼーションの系統で得られた受信信号に乗算した受信信号である。なお、第4の実施形態において、 $\text{cofl}(x,y)$ を求める場合には、第3の実施形態で示したのと同様に、前述したべき乗数「 α 」として、 $1/4 \sim 1/3$ 程度の半分である $1/8 \sim 1/6$ 程度の値を設定しておくのが好適である。

30

【0206】

図26の（B）～（D）では、算出部152が「Lr(d)」及び「Rr(d)」を処理対象として第3係数分布を算出し、乗算部153が「Cr(d)」に第3係数分布を乗算する場合を例示している。「Cr(d)」に第3係数分布を乗算する処理は、偏向角「0度」で順アポダイゼーションの系統で得られた受信信号に第1係数分布及び第3係数分布を乗算する処理と等価である。

40

【0207】

ここで、第3係数分布を算出する入力データである「Lr(d)」及び「Rr(d)」は、多重発生が小さくなるデータを選択することが、効果的である。「Lr(d)」及び「Rr(d)」を如何なるデータとするかは、第3の実施形態で説明した3つのケースを適用することができる。すなわち、第4の実施形態に係る第1ケースでは、算出部152が第3係数分布の算出に用いるデータ（「Lr(d)」及び「Rr(d)」）を、順開口関数に基づいて生成されたデータとする。また、第4の実施形態に係る第2ケースでは、算出部152が第3係数分布の算出に用いるデータ（「Lr(d)」及び「Rr(d)」）を、第2の実施形態で説明したシフト型逆

50

開口関数に基づいて生成されたデータとする。また、第4の実施形態に係る第3ケースでは、算出部152が第3係数分布の算出に用いるデータ（「Lr(d)」及び「Rr(d)」）を、順アポダイゼーション及びシフト型逆アポダイゼーションを適用した第1係数分布の乗算処理で得られたデータとする。

【0208】

また、第4の実施形態においても、少なくとも、算出部152が第3係数分布の算出に用いるデータは、サイドローブ成分の混入を防止するための、非線形成分が抽出されたデータであることが好適である。かかる場合、回路構成上、乗算部153が第3係数分布を乗算するデータも、非線形成分が抽出されたデータであることが好適である。

【0209】

10

上記のデータを取得部151が取得すると、算出部152は、図26の（B）に示すように、「Lr(d)」及び「Rr(d)」の平均信号「Mr(d)」を得る。具体的には、算出部152は、以下の式（17）により、「Mr(d)」を得る。

【0210】

【数17】

$$\text{Mr(d)} = (\text{Lr(d)} + \text{Rr(d)}) / 2 \quad \dots (17)$$

【0211】

そして、算出部152は、図26の（C）に示すように、平均信号「Mr(d)」から、深さ方向「d」で「Cr(d)」に与える第3係数分布「cof3_r(d)」を算出する。具体的には、算出部152は、以下の式（18）により、「cof3_r(d)」を算出する。

20

【0212】

【数18】

$$\left. \begin{aligned} \text{cof3_r(d)} &= (\text{Mr(d)} / \beta_3)^{\alpha_3} \\ (\text{但し、Mr(d)} > \beta_3 \text{の時} \text{cof3_r(d)} &= 1.0) \end{aligned} \right\} \quad \dots (18)$$

【0213】

上記の式（18）では、Mr(d)を「 β_3 」で除算した値を「 α_3 乗」した値を、「cof3_r(d)」として定義している。また、上記の式（18）では、Mr(d)を「 β_3 」で除算した値が「1」より大きい場合は、「cof3_r(d)」を「1」にすると定義している。ここで、「 α_3 」、「 β_3 」は、第1の実施形態及び第3の実施形態で説明したように、予め設定される値である。具体的には、「 β_3 」は、出力される受信信号の上限レベルを意味し、受信信号の最大値「max」以下のレベルに設定される。なお、「 β_3 」は、「max」に対して、7割から8割程度のレベルとして設定されることが好適である。また、「 α_3 」は、第3の実施形態で示したのと同様に、「 $1/8 \sim 1/6$ 」程度の値に設定されることが好適である。なお、式（18）のように、算出部152が入力値に対するべき乗を行なう演算処理を含む関数を用いて第3係数分布を算出する利点は、第1係数分布「cof1(x,y)」の算出処理において説明した理由と同様である。

30

【0214】

そして、乗算部153は、図26の（D）に示すように、「Cr(d)」に第3係数分布「cof3_r(d)」を乗算して、出力受信信号「O_Cr(d)」を出力する。具体的には、乗算部153は、以下の式（19）の演算処理を行なう。

40

【0215】

【数19】

$$\text{O_Cr(d)} = \text{Cr(d)} * \text{cof3_r(d)} \quad \dots (19)$$

【0216】

データ処理部15は、上記の処理を、全受信走査線で行なって、1フレーム分の出力受信信号を出力する。制御部18の制御により、画像生成部14は、1フレーム分の出力受信信号群から、出力画像データを生成する。そして、モニタ2は、制御部18の制御によ

50

り、出力画像データを表示する。かかる出力画像データは、第1係数分布及び第3係数分布の相乗効果で、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質な画像となる。なお、第4の実施形態においても、制御部18は、乗算処理を行なわない画像データと見かけ上の表示ダイナミックレンジ及びゲインが同等になるように、出力画像データを表示する際の表示ダイナミックレンジ及びゲインを、予め設定されたLUTを用いて制御しても良い。

【0217】

なお、第4の実施形態でも、第3の実施形態で説明したように、1つの斜めの受信信号（例えば、「 $L_r(d)$ 」）を用いて、係数分布が算出されても良い。また、第4の実施形態でも、第3の実施形態で説明したように、偏向角の方向数を、5や7に増やすことも可能である。

10

【0218】

方向数が「7」である場合に行なわれる処理の一例について、説明する。以下では、偏向角「 $+\theta_2$ 度、 $+\theta_1$ 度、 $+\theta$ 度、0度、 $-\theta$ 度、 $-\theta_1$ 度、 $-\theta_2$ 度、 $(\theta_2 > \theta_1 > \theta)$ 」のレートシーケンスにより生成された7方向の受信信号を、「 L_r2 、 L_r1 、 L_r0 、 C_r 、 R_r0 、 R_r1 、 R_r2 」とする。

【0219】

かかる場合、例えば、算出部152は、「 L_r2 、 L_r1 、 L_r0 、 R_r0 、 R_r1 、 R_r2 」の6つの受信信号から平均信号を生成し、第3係数分布を算出する。かかる場合、乗算部153は、「 C_r 」に第3係数分布を乗算する。

20

【0220】

或いは、例えば、乗算部153は、「 L_r0 、 C_r 、 R_r0 」を重み付け加算して、中央信号を生成する。また、例えば、算出部152は、「 L_r2 、 L_r1 、 R_r1 、 R_r2 」から平均信号を生成し、第3係数分布を算出する。

【0221】

或いは、例えば、乗算部153は、「 L_r1 、 L_r0 、 C_r 、 R_r0 、 R_r1 」を重み付け加算して、中央信号を生成する。また、例えば、算出部152は、「 L_r2 、 L_r1 、 R_r1 、 R_r2 」から平均信号を生成し、第3係数分布を算出する。これらの応用例を行なう場合でも、第1係数分布及び第3係数分布の相乗効果で、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された出力画像データを生成可能な出力受信信号を得ることができる。

30

【0222】

なお、上記応用例を行なう場合、第4の実施形態では、第3の実施形態と同様に、「全体の方向数」と「平均信号の生成処理に用いる方向数及び中央信号の生成処理に用いる方向数」との設定を、用途に応じて操作者が選択可能なように、これらの方向数の候補セットを予め設定しておくことが好適である。

【0223】

上述したように、第4の実施形態では、第1係数分布及び第3係数分布を用いた乗算処理を行なうことで、図3の(B)を用いて説明したレート間の空間コンパウンドを行なう方法や、第1の実施形態及び第2の実施形態で得られる画像より、更に、多重反射が低減された高品質な画像を得ることができる。

40

【0224】

なお、第4の実施形態では、第3の実施形態の変形例と同様に、第3ケースの「第1係数分布の乗算処理により得られた複数の偏向角での受信信号」をコンパウンドしたデータにより、出力画像を得る場合であっても良い。

【0225】

(第5の実施形態)

第5の実施形態では、第1の実施形態、又は、第2の実施形態で説明した第1係数分布「 $\text{cof1}(x,y)$ 」とは独立に得られる第4係数分布を用いることで、更に多重反射低減効果を高める場合について、図27等を用いて説明する。図27は、第5の実施形態を説明す

50

るための図である。

【0226】

第5の実施形態に係る取得部151は、更に、送信超音波に対して複数の受信偏向角の反射波を並列同時受信する超音波走査であって、第1の実施形態又は第2の実施形態で説明した複数の受信信号を得るために行った所定方向の偏向角（すなわち、偏向角0度）が複数の受信偏向角に含まれる超音波走査により生成された偏向角の異なる複数の同時受信信号で構成される同時受信信号群を取得する。すなわち、第5の実施形態では、図3の（A）を用いて説明した並列同時受信で偏向角を変える超音波走査を行なう。

【0227】

そして、第5の実施形態に係る算出部152は、更に、同時受信信号群の中で、所定方向以外の方向の偏向角の少なくとも1つの同時受信信号を用いて、第4係数（第4係数分布）を算出する。そして、第5の実施形態に係る乗算部153は、同時受信信号群の中で、所定方向の偏向角の同時受信信号、又は、所定方向を含む複数方向の偏向角それぞれの同時受信信号を合成処理した信号に対して、第1係数及び第4係数（第1係数分布及び第4係数分布）を乗算する。なお、以下で説明する処理は、第1の実施形態で受信信号とされる各種信号（RF信号、IQ信号、振幅信号及び画像信号）に適用可能である。

【0228】

並列同時受信では、1本の受信走査線信号を得る際に、この受信走査線方向を中心として、同時に、偏向角の異なる複数本の受信信号（同時受信信号）を取得することができる。そこで、第5の実施形態では、これら複数の同時受信信号について、第4の実施形態で説明した処理を適用して、最終出力となる受信走査線方向の信号を得るようにする。

【0229】

例えば、制御部18を介した送受信部11の制御により、超音波プローブ1は、偏向角「0度」の方向で超音波ビームを送信し、3方向（偏向角：0度、 $+\theta$ 度、 $-\theta$ 度）の反射波を同時受信する。これにより、偏向角が異なる3つの同時受信信号が得られる。ここで、上記の所定方向は、受信走査線方向である偏向角「0度」の方向となる。偏向角「0度」の方向は、第1の実施形態で説明した「 $0_N(x,y)$ 」を得るために行われた方向である。そして、取得部151は、これら3つの受信信号を取得する。

【0230】

図27の（A）に示す「 $Lp(d)$ 」及び「 $Rp(d)$ 」は、斜め送受信により多重反射成分が軽減された左偏向同時受信信号及び右偏向同時受信信号である。また、図27の（A）に示す「 $Cp(d)$ 」は、偏向角「0度」の方向の同時受信信号であり、方位分解能及び感度が高い画像を得ることができるが、多重反射成分が、左偏向同時受信信号及び右偏向同時受信信号よりも多く含まれている可能性のある正面信号（中央信号）となる。なお、「(d)」は、同時受信信号における深さ方向（受信走査線方向）の位置を示している。

【0231】

ここで、図27では、偏向角0度の同時受信信号から順逆アポダイゼーションの第1係数分布により最終的に得られる受信信号を、「 $Cp(d)$ 」としている。すなわち、「 $Cp(d)$ 」は、偏向角「0度」の同時受信信号を2系統に分離し、逆アポダイゼーションの系統で得られた受信信号から算出した第1係数分布を、順アポダイゼーションの系統で得られた受信信号に乗算した受信信号である。なお、第5の実施形態において、 $\text{cof1}(x,y)$ を求める場合には、第3の実施形態で示したのと同様に、前述したべき乗数「 α 」として、 $1/4 \sim 1/3$ 程度の半分である $1/8 \sim 1/6$ 程度の値を設定しておくのが好適である。

【0232】

図27の（B）～（D）では、算出部152が「 $Lp(d)$ 」及び「 $Rp(d)$ 」を処理対象として第4係数分布を算出し、乗算部153が「 $Cp(d)$ 」に第4係数分布を乗算する場合を例示している。「 $Cp(d)$ 」に第4係数分布を乗算する処理は、偏向角「0度」で順アポダイゼーションの系統で得られた受信信号に第1係数分布及び第3係数分布を乗算する処理と等価である。

【0233】

10

20

30

40

50

ここで、第4係数分布を算出する入力データである「Lp(d)」及び「Rp(d)」は、多重発生が小さくなるデータを選択することが、効果的である。「Lp(d)」及び「Rp(d)」を如何なるデータとするかは、第3の実施形態で説明した3つのケースを適用することができる。すなわち、第5の実施形態に係る第1ケースでは、算出部152が第4係数分布の算出に用いるデータ（「Lp(d)」及び「Rp(d)」）を、順開口関数に基づいて生成されたデータとする。また、第5の実施形態に係る第2ケースでは、算出部152が第4係数分布の算出に用いるデータ（「Lp(d)」及び「Rp(d)」）を、第2の実施形態で説明したシフト型逆開口関数に基づいて生成されたデータとする。また、第5の実施形態に係る第3ケースでは、算出部152が第3係数分布の算出に用いるデータ（「Lp(d)」及び「Rp(d)」）を、順アポダイゼーション及びシフト型逆アポダイゼーションを適用した第1係数分布の乗算処理で得られたデータとする。

10

【0234】

また、第5の実施形態においても、少なくとも、算出部152が第4係数分布の算出に用いるデータは、サイドローブ成分の混入を防止するための、非線形成分が抽出されたデータであることが好適である。かかる場合、回路構成上、乗算部153が第4係数分布を乗算するデータも、非線形成分が抽出されたデータであることが好適である。

【0235】

上記のデータを取得部151が取得すると、算出部152は、図27の(B)に示すように、「Lp(d)」及び「Rp(d)」の平均信号「Mp(d)」を得る。具体的には、算出部152は、以下の式(20)により、「Mp(d)」を得る。

20

【0236】

【数20】

$$Mp(d) = (Lp(d) + Rp(d)) / 2 \quad \dots (20)$$

【0237】

そして、算出部152は、図27の(C)に示すように、平均信号「Mp(d)」から、深さ方向「d」で「Cp(d)」に与える第4係数分布「cof4_p(d)」を算出する。具体的には、算出部152は、以下の式(21)により、「cof4_p(d)」を算出する。

【0238】

【数21】

30

$$\left. \begin{aligned} \text{cof4_p}(d) &= (Mp(d) / \beta_4)^{\alpha_4} \\ (\text{但し、} Mp(d) > \beta_4 \text{の時} \text{cof4_p}(d) &= 1.0) \end{aligned} \right\} \quad \dots (21)$$

【0239】

上記の式(21)では、Mp(d)を「 β_4 」で除算した値を「 α_4 乗」した値を、「cof4_p(d)」として定義している。また、上記の式(21)では、Mp(d)を「 β_4 」で除算した値が「1」より大きい場合は、「cof4_p(d)」を「1」にすると定義している。ここで、「 α_4 」、「 β_4 」は、第1の実施形態、第3の実施形態及び第4の実施形態で説明したように、予め設定される値である。具体的には、「 β_4 」は、出力される受信信号の上限レベルを意味し、受信信号の最大値「max」以下のレベルに設定される。なお、「 β_4 」は、「max」に対して、7割から8割程度のレベルとして設定されることが好適である。また、「 α_4 」は、第3の実施形態で示したのと同様に、「 $1/8 \sim 1/6$ 」程度の値に設定されることが好適である。なお、式(21)のように、算出部152が入力値に対するべき乗を行なう演算処理を含む関数を用いて第4係数分布を算出する利点は、第1係数分布「cof1(x,y)」の算出処理において説明した理由と同様である。

40

【0240】

そして、乗算部153は、図27の(D)に示すように、「Cp(d)」に第4係数分布「cof4_p(d)」を乗算して、出力受信信号「0_Cp(d)」を出力する。具体的には、乗算部153は、以下の式(22)の演算処理を行なう。

【0241】

50

【数 2 2】

$$O_Cp(d) = Cp(d) * cof4_p(d) \quad \dots (22)$$

【0 2 4 2】

データ処理部 1 5 は、上記の処理を、全受信走査線で行なって、1 フレーム分の出力受信信号を出力する。制御部 1 8 の制御により、画像生成部 1 4 は、1 フレーム分の出力受信信号群から、出力画像データを生成する。そして、モニタ 2 は、制御部 1 8 の制御により、出力画像データを表示する。かかる出力画像データは、第 1 係数分布及び第 4 係数分布の相乗効果で、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質な画像となる。なお、第 5 の実施形態においても、制御部 1 8 は、乗算処理を行なわない画像データと見かけ上の表示ダイナミックレンジ及びゲインが同等になるように、出力画像データを表示する際の表示ダイナミックレンジ及びゲインを、予め設定された LUT を用いて制御しても良い。

10

【0 2 4 3】

なお、第 5 の実施形態でも、第 3 の実施形態及び第 4 の実施形態で説明したように、1 つの斜めの受信信号（例えば、「 $Lp(d)$ 」）を用いて、係数分布が算出されても良い。また、第 5 の実施形態でも、第 3 の実施形態や第 4 の実施形態で説明したように、偏向角の方向数を、5 や 7 に増やすことも可能である。

【0 2 4 4】

方向数が「7」である場合に行なわれる処理の一例について、説明する。以下では、偏向角「 $+\theta_2$ 度、 $+\theta_1$ 度、 $+\theta$ 度、0 度、 $-\theta$ 度、 $-\theta_1$ 度、 $-\theta_2$ 度、 $(\theta_2 > \theta_1 > \theta)$ 」の 7 方向の同時受信信号を、「 $Lp2$ 、 $Lp1$ 、 $Lp0$ 、 Cp 、 $Rp0$ 、 $Rp1$ 、 $Rp2$ 」とする。

20

【0 2 4 5】

かかる場合、例えば、算出部 1 5 2 は、「 $Lp2$ 、 $Lp1$ 、 $Lp0$ 、 $Rp0$ 、 $Rp1$ 、 $Rp2$ 」の 6 つの同時受信信号から平均信号を生成し、第 4 係数分布を算出する。

【0 2 4 6】

或いは、例えば、乗算部 1 5 3 は、「 $Lp0$ 、 Cp 、 $Rp0$ 」を重み付け加算して、中央信号を生成する。また、例えば、算出部 1 5 2 は、「 $Lp2$ 、 $Lp1$ 、 $Rp1$ 、 $Rp2$ 」から平均信号を生成し、第 4 係数分布を算出する。

30

【0 2 4 7】

或いは、例えば、乗算部 1 5 3 は、「 $Lp1$ 、 $Lp0$ 、 Cp 、 $Rp0$ 、 $Rp1$ 」を重み付け加算して、中央信号を生成する。また、例えば、算出部 1 5 2 は、「 $Lp2$ 、 $Lp1$ 、 $Rp1$ 、 $Rp2$ 」から平均信号を生成し、第 4 係数分布を算出する。これらの応用例を行なう場合でも、第 1 係数分布及び第 4 係数分布の相乗効果で、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された出力画像データを生成可能な出力受信信号を得ることができる。

【0 2 4 8】

なお、上記応用例を行なう場合、第 5 の実施形態では、第 3 の実施形態及び第 4 の実施形態と同様に、「全体の方向数」と「平均信号の生成処理に用いる方向数及び中央信号の生成処理に用いる方向数」との設定を、用途に応じて操作者が選択可能なように、これらの方向数の候補セットを予め設定しておくことが好適である。

40

【0 2 4 9】

上述したように、第 5 の実施形態では、第 1 係数分布及び第 4 係数分布を用いた乗算処理を行なうことで、並列同時受信により空間コンパウンドを行なう従来方法や、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態で得られる画像より、更に、多重反射が低減された高品質な画像を得ることができる。

【0 2 5 0】

なお、第 5 の実施形態では、第 3 の実施形態及び第 4 の実施形態の変形例と同様に、第 3 ケースの「第 1 係数分布の乗算処理により得られた複数の偏向角での受信信号」をコン

50

パウンドしたデータにより、出力画像を得る場合であっても良い。

【0251】

(第6の実施形態)

第6の実施形態では、第3の実施形態～第5の実施形態で説明した処理を組み合わせて行なう場合等について、説明する。

【0252】

すなわち、第3の実施形態で説明したフレームシーケンスの走査モード（以下、第1走査モード）、第4の実施形態で説明したレートシーケンスの走査モード（以下、第2走査モード）、及び、第5の実施形態で説明した並列同時受信の走査モード（以下、第3走査モード）は、偏向角の設定を各々独立に設定することが可能である。従って、第3の実施形態～第5の実施形態で説明した動作は、第1及び第2の実施形態で説明した第1係数分布を用いた処理に対して、任意に組み合わせて併用することができる。これにより、多重反射軽減効果と方位分解能及び感度の維持とを実現することができる。

10

【0253】

また、3種類の走査モードの少なくとも2つを併用する場合、各モードで得られる係数分布を用いた乗算処理を少なくとも1つの走査モードで行ない、残余の走査モードでは、従来方法（コンパウンド処理）を行なっても良い。これによっても、多重反射軽減効果と方位分解能及び感度の維持とを実現することができる。

【0254】

そこで、例えば、第6の実施形態に係る超音波診断装置は、以下のように構成される。第6の実施形態に係る取得部151は、第1の実施形態で説明したデータの取得機能とともに、第3の実施形態で説明した画像データ群、第4の実施形態で説明した受信信号群、及び、第5の実施形態で説明した同時受信信号群を取得する機能を有する。

20

【0255】

また、例えば、第6の実施形態に係る算出部152は、第1係数分布～第4係数分布の算出機能を有する。また、例えば、第6の実施形態に係る乗算部153は、第1係数分布～第4係数分布を用いた乗算機能を有する。

【0256】

そして、第6の実施形態に係る制御部18は、第1走査モードと第2走査モードと第3走査モードとの少なくとも2つが併用される場合に、実行された走査モードにより得られた複数のデータ群の中で少なくとも1つのデータ群に対して該当する係数分布及び第1係数分布を用いた乗算処理を行なうよう制御する。また、第6の実施形態に係る制御部18は、乗算処理を実行しないデータ群がある場合は当該データ群を合成処理（コンパウンド処理）するように制御する。そして、第6の実施形態に係る制御部18は、これら制御処理により出力される超音波画像データをモニタ2に表示させる。

30

【0257】

以下、第6の実施形態で行なわれる処理について、図28～図31を用いて説明する。図28～図31は、第6の実施形態を説明するための図である。なお、以下に説明する、走査モードの組み合わせと、各走査モードでの処理の選択とは、操作者により設定される場合や、初期設定された複数のプリセットから操作者が設定する場合等、様々な形態により行なわれる。以下では、実行される走査モードで得られる第1係数分布以外の係数分布と第1係数分布とを用いた乗算処理を「M」とし、従来のコンパウンド処理を「C」とする。

40

【0258】

まず、第1走査モードと第2走査モードとを併用する場合について、図28を用いて説明する。図28では、第1走査モードでの画像データ全体の偏向角として3方向が設定され、第2走査モードで、各方向の画像データ中の1つの受信走査線の受信信号を得る際に、3方向の送受信方向が設定されている場合を示している。図28に示す形態で第1走査モードと第2走査モードとを併用する際には、「第1走査モード：M、第2走査モード：M」で処理を行なう場合と、「第1走査モード：M、第2走査モード：C」で処理を行な

50

う場合と、「第1走査モード：C、第2走査モード：M」で処理を行なう場合との3種類のパターンがある。

【0259】

次に、第1走査モードと第3走査モードとを併用する場合について、図29を用いて説明する。図29では、第1走査モードでの画像データ全体の偏向角として3方向が設定され、第3走査モードで、各方向の画像データ中の1つの受信走査線の受信信号を得る際に、1方向の送信ビームにより、3方向の同時受信方向が設定されている場合を示している。図29に示す形態で第1走査モードと第3走査モードとを併用する際には、「第1走査モード：M、第3走査モード：M」で処理を行なう場合と、「第1走査モード：M、第3走査モード：C」で処理を行なう場合と、「第1走査モード：C、第3走査モード：M」で処理を行なう場合との3種類のパターンがある。

10

【0260】

次に、第2走査モードと第3走査モードとを併用する場合について、図30を用いて説明する。図30では、第2走査モードで、「0度」の正面画像データ中の1つの受信走査線の受信信号を得る際に、3方向の送受信方向が設定され、第3走査モードで、この3方向の送受信方向それぞれの送受信方向を中心に3方向に偏向された同時受信信号を得ると設定されている場合を示している。図30に示す形態で第2走査モードと第3走査モードとを併用する際には、図30に示すように、「第2走査モード：M、第3走査モード：M」で処理を行なう場合と、「第2走査モード：M、第3走査モード：C」で処理を行なう場合と、「第2走査モード：C、第3走査モード：M」で処理を行なう場合との3種類のパターンがある。

20

【0261】

次に、第1走査モードと第2走査モードと第3走査モードとを併用する場合について、図31を用いて説明する。図31では、第1走査モードでの画像データ全体の偏向角として3方向が設定され、第2走査モードで、各方向の画像データ中の1つの受信走査線の受信信号を得る際に、3方向の送受信方向が設定されている場合を示している。そして、図31では、第3走査モードで、第2走査モードの3方向の送受信方向それぞれを中心に、更に、3方向に偏向された同時受信信号を得ると設定されている場合を示している。

【0262】

図31に示す形態で第1走査モードと第2走査モードと第3走査モードとを併用する際には、「第1走査モード：M、第2走査モード：M、第3走査モード：M」で処理を行なう場合と、「第1走査モード：M、第2走査モード：M、第3走査モード：C」で処理を行なう場合と、「第1走査モード：M、第2走査モード：C、第3走査モード：M」で処理を行なう場合と、「第1走査モード：C、第2走査モード：M、第3走査モード：M」で処理を行なう場合とがある。また、図31に示す形態で第1走査モードと第2走査モードと第3走査モードとを併用する際には、「第1走査モード：M、第2走査モード：C、第3走査モード：C」で処理を行なう場合と、「第1走査モード：C、第2走査モード：M、第3走査モード：C」で処理を行なう場合と、「第1走査モード：C、第2走査モード：C、第3走査モード：M」で処理を行なう場合とがある。

30

【0263】

上述した処理のいずれかが行なわれることでも、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質な画像を得ることができる。なお、上記は、あくまでも一例であり、例えば、第1走査モードと第2走査モードと第3走査モードとを併用する場合、第1走査モードでの画像データ全体の偏向角として7方向が設定され、第2走査モードで、各方向の画像データ中の1つの受信走査線の受信信号を得る際に、5方向の送受信方向が設定され、第3走査モードで、第2走査モードの5方向の送受信方向それぞれを中心に、更に、3方向に偏向された同時受信信号を得ると設定されても良い。

40

【0264】

上述した第6の実施形態によれば、第1係数分布を用いることを前提として、第1係数分布以外の様々な係数分布を用いた乗算処理の組み合わせによる画質設定法の自由度を、

50

操作者が所望する画質要求に応じて、広げることができる。具体的には、第6の実施形態では、応答性、フレームレート、空間分解能（方位分解能）、感度及び多重反射成分のバランスにおいて、何処に優先度を置かにより定まる画質の設定を、設定候補セットから操作者が選択することを実現することができる。

【0265】

なお、上記の第3の実施形態～第6の実施形態では、様々な係数分布の算出に際し、偏向を有する画像信号や、偏向を有する受信信号に対して、複数方向の平均値を用いる場合について説明した。しかし、上記の第3の実施形態～第6の実施形態では、複数方向の信号間の相互相関値や、差分値等から係数分布を算出しても良い。

【0266】

また、第1の実施形態～第6の実施形態で説明した超音波イメージング方法は、2次元の超音波画像データを撮影する場合だけでなく、変形例として、ボリュームデータを撮影する場合にも適用可能である。

【0267】

例えば、超音波プローブ1として、メカニカル4Dプローブを用いる場合には、振動子分群を機械的に揺動することで得られた複数の断層像を合成することでボリュームデータが生成される。かかる場合、各断層像において、順開口関数及び逆開口関数を設計することで、また、第3の実施形態～第6の実施形態を併用する場合には各断層像において偏向角が異なる複数の方向を設定することで、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質なボリュームデータを得ることができる。

【0268】

また、例えば、超音波プローブ1として、3次元走査をリアルタイムで行なう2Dアレイプローブを用いる場合も、第1の実施形態～第6の実施形態で説明した超音波イメージング方法を適用することができる。かかる場合、順アポダイゼーション及び逆アポダイゼーションのために2次元の順開口関数及び2次元の逆開口関数を設計することで、また、第3の実施形態～第6の実施形態を併用する場合には2Dアレイ振動子の配列面（振動子面）において、左右方向とともに、奥行き方向にも偏向角が異なる複数の方向を2次元で設定することで、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質なボリュームデータを得ることができる。また、これらボリュームデータから生成された2次元の画像データも、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質な画像となる。

【0269】

また、第1の実施形態～第6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、上記のデータ処理部15及び制御部18等の機能を有するデータ処理装置により実行されても良い。

【0270】

また、第1の実施形態～第6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。

【0271】

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又は物理的に分散・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。

【0272】

また、第1の実施形態～第6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。

【0273】

以上、説明したとおり、第1の実施形態～第6の実施形態及び変形例によれば、多重反射が低減され、且つ、方位分解能及び感度が維持された高画質な画像を得ることができる。

10

【0274】

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。

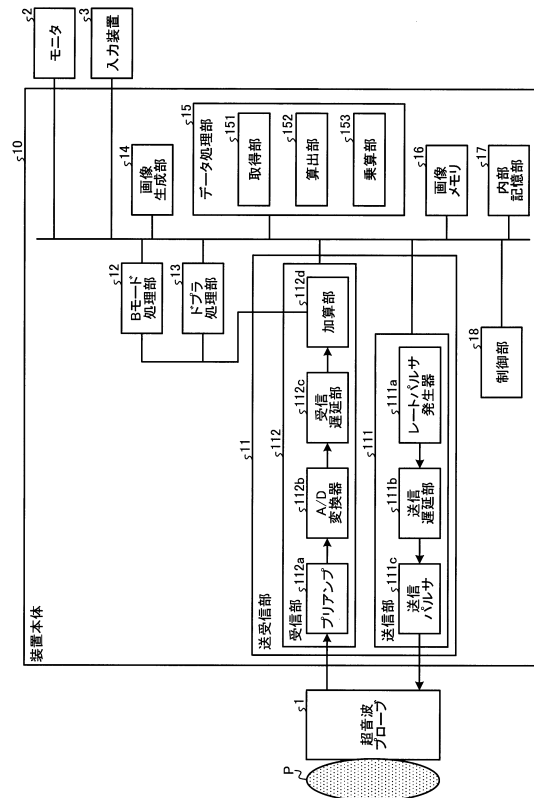
【符号の説明】

20

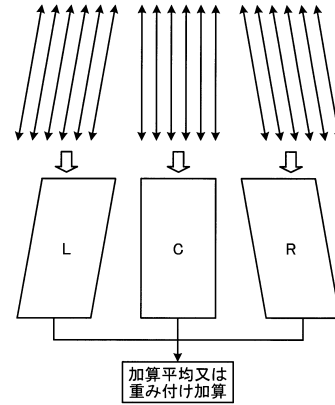
【0275】

- 15 データ処理部
- 151 取得部
- 152 算出部
- 153 乗算部
- 18 制御部

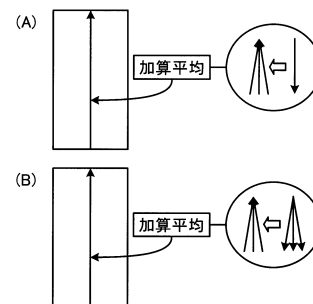
【図 1】



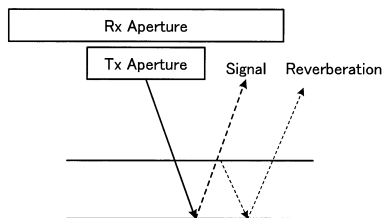
【図 2】



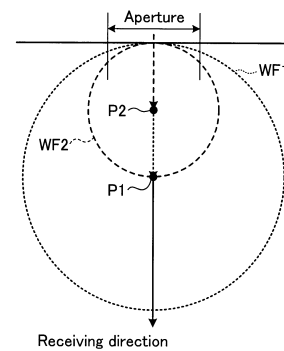
【図 3】



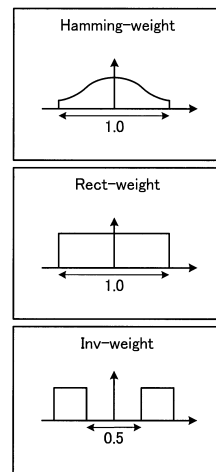
【図 4】



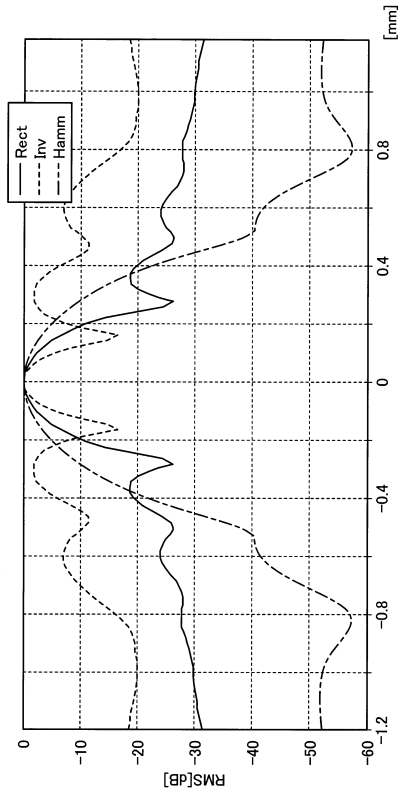
【図 6】



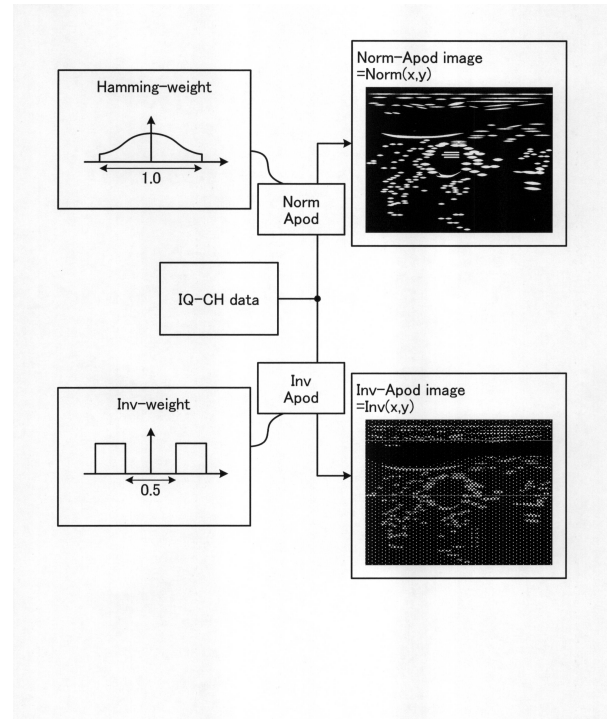
【図 5】



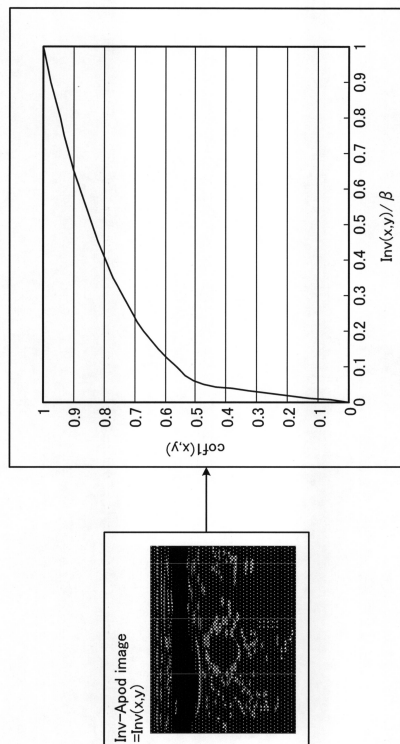
【図 7】



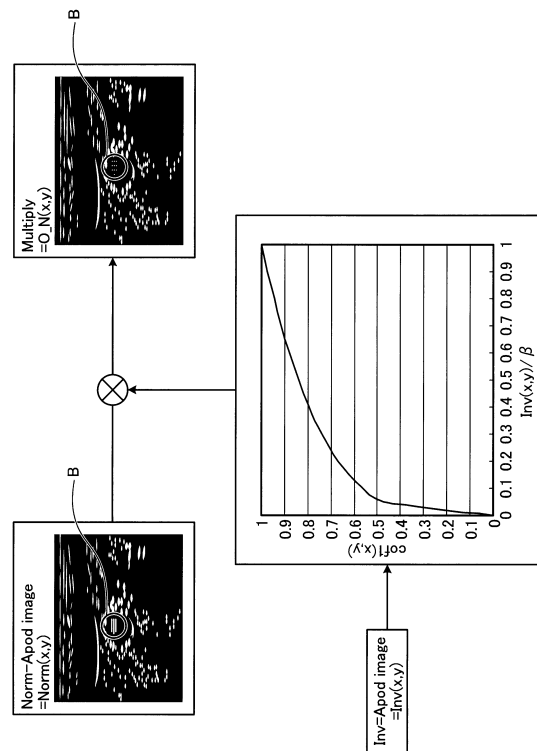
【図 8】



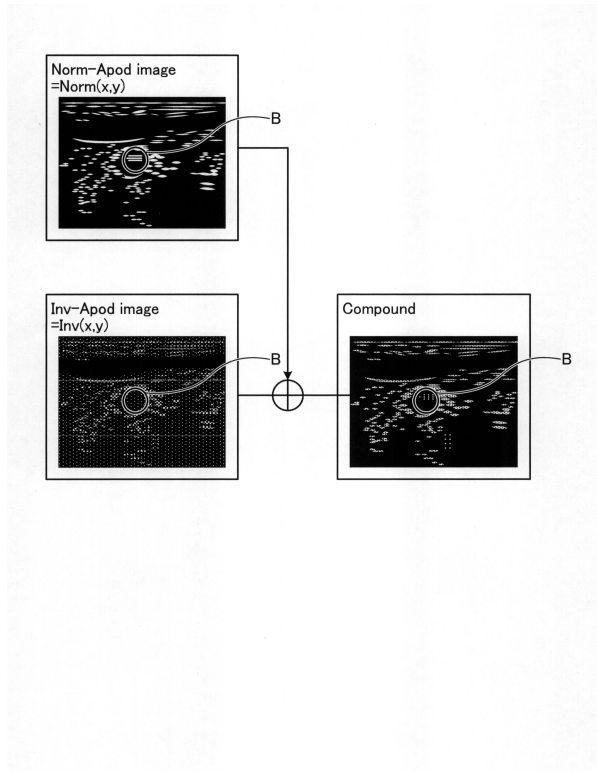
【図 9】



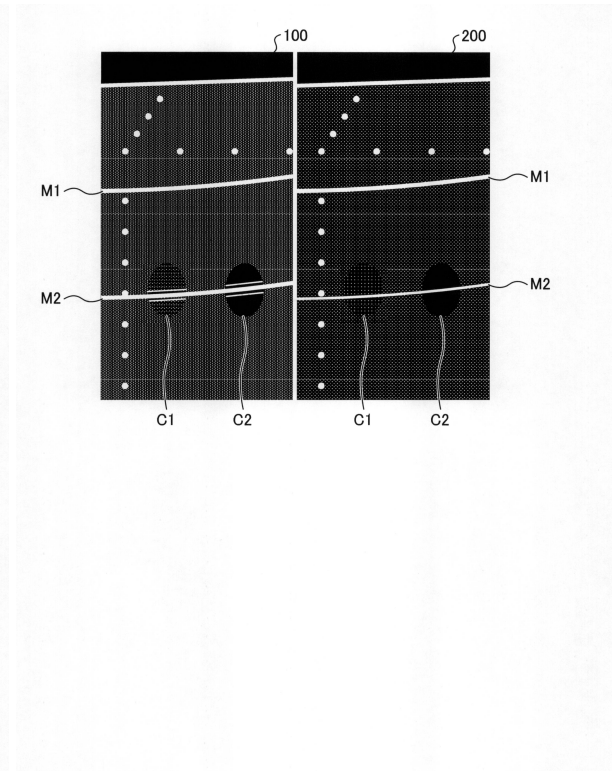
【図 10】



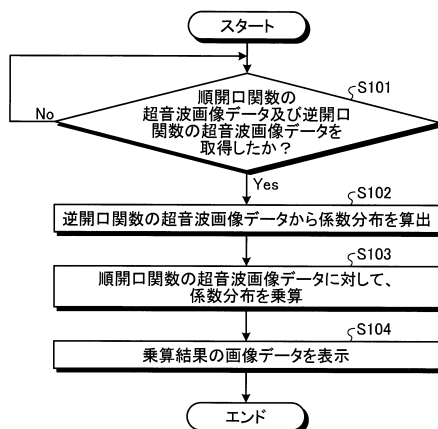
【図 1 1】



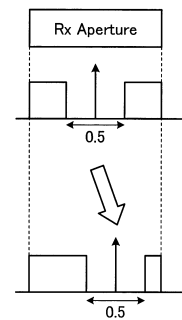
【図 1 2】



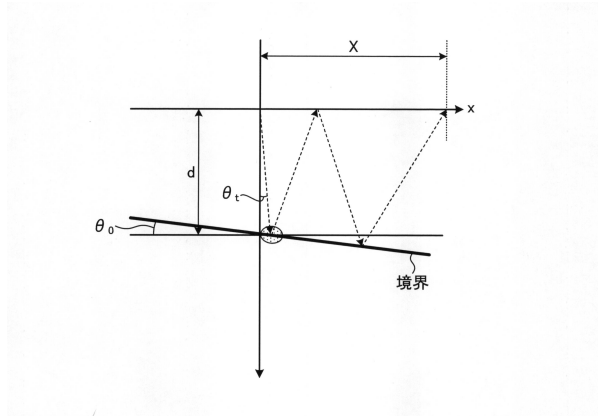
【図 1 3】



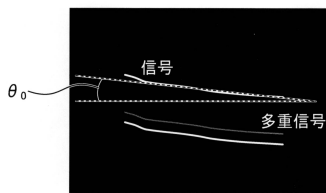
【図 1 4】



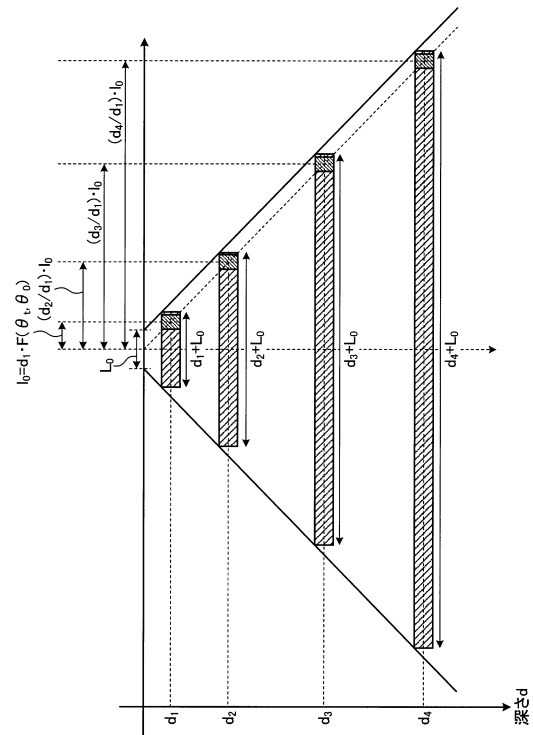
【図 15】



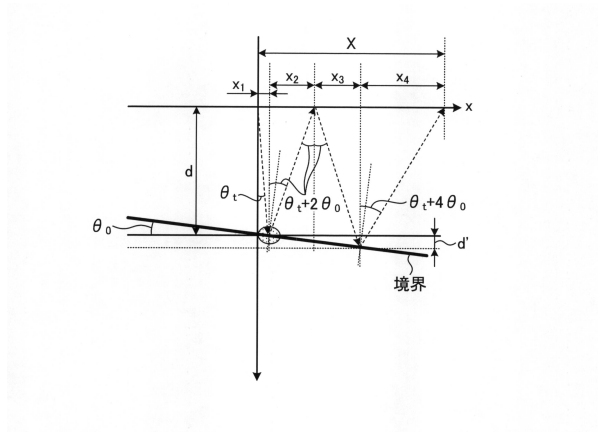
【図 16】



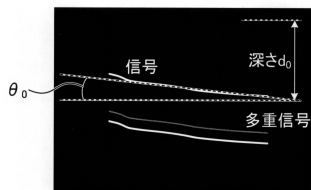
【図 17】



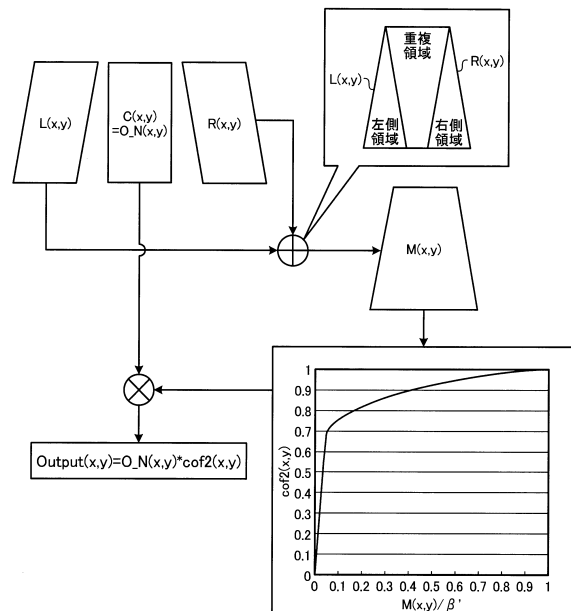
【図 18】



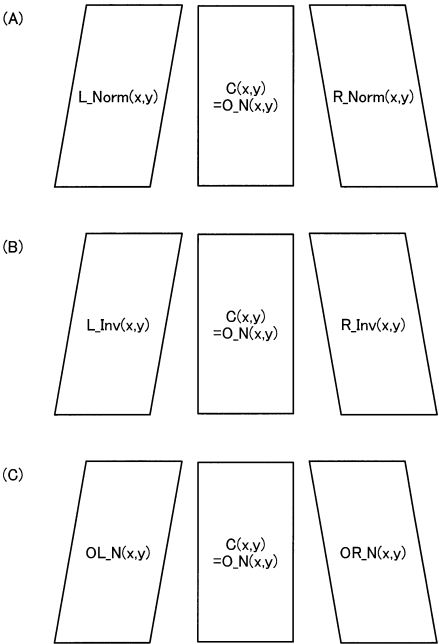
【図 19】



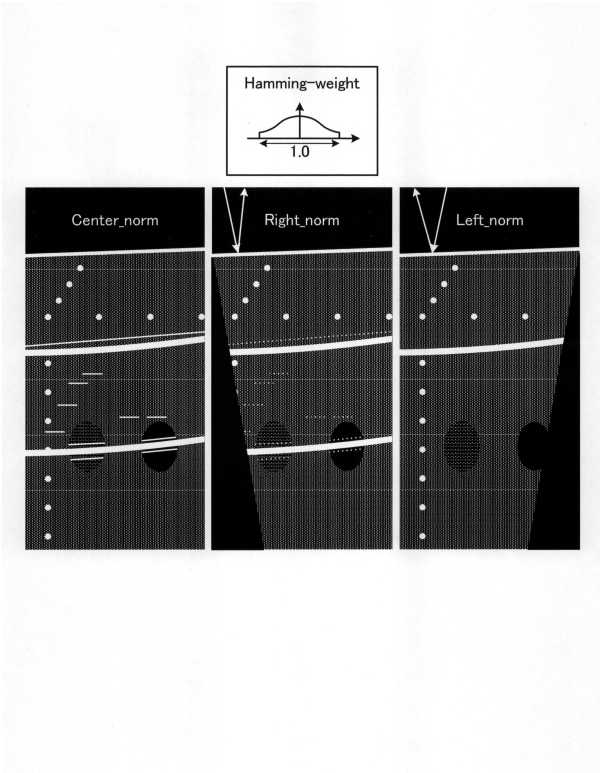
【図 20】



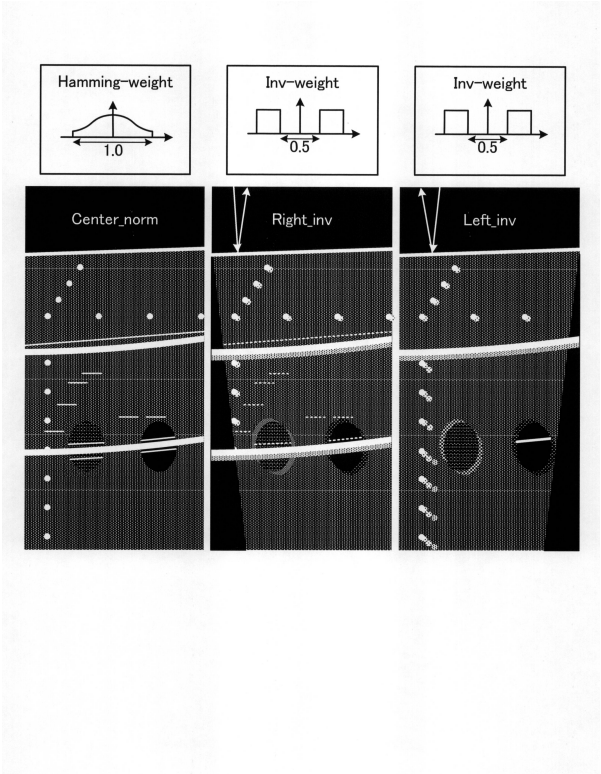
【図 2 1】



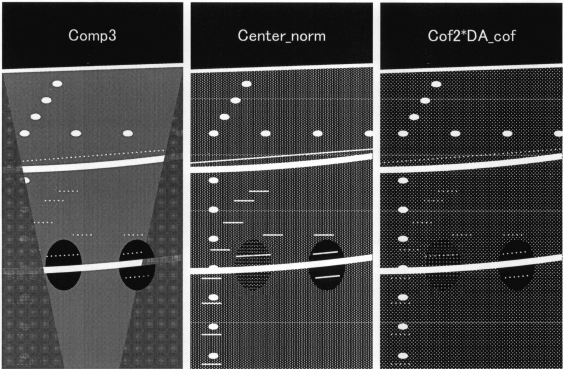
【図 2 2】



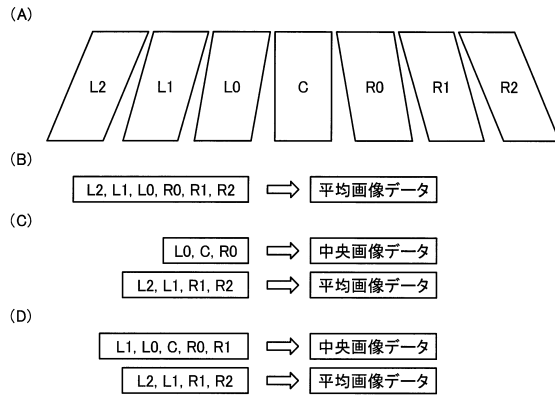
【図 2 3】



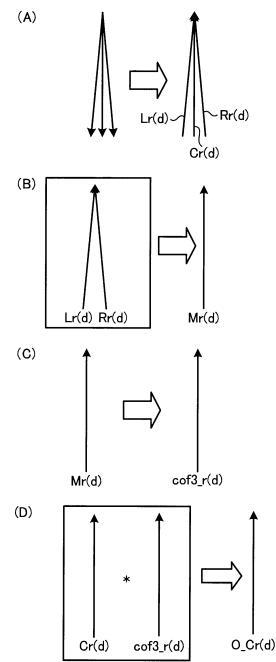
【図 2 4】



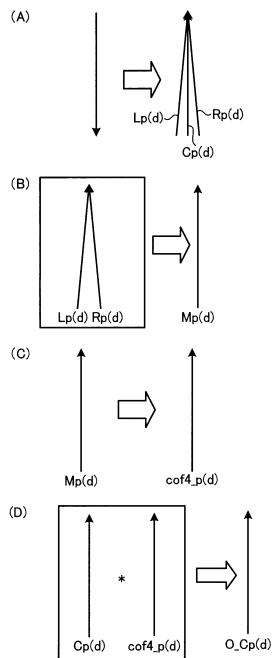
【図 25】



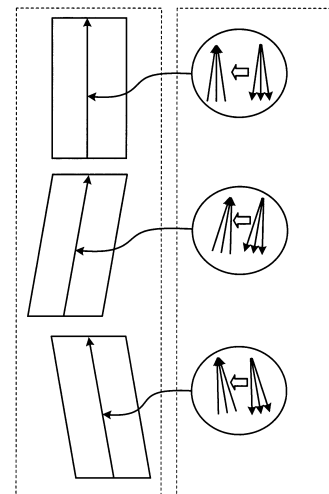
【図 26】



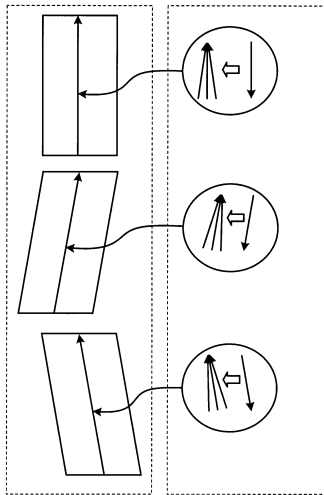
【図 27】



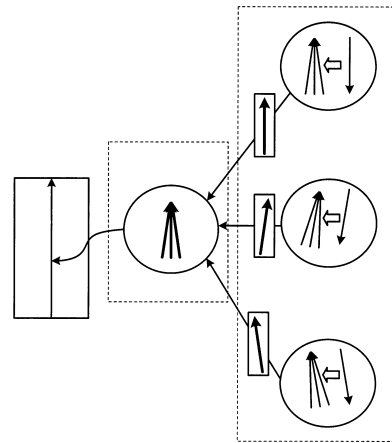
【図 28】



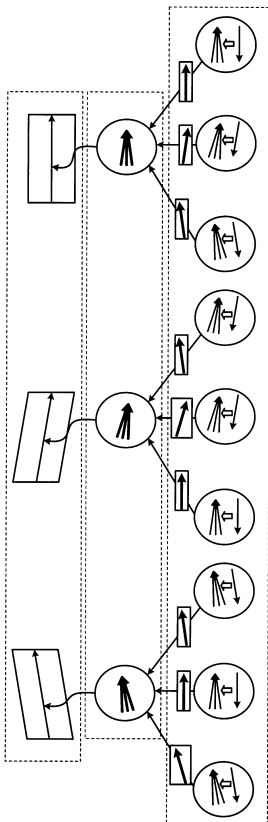
【図 29】



【図 30】



【図 31】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-125690 (JP, A)
特表2008-526291 (JP, A)
米国特許出願公開第2008/0262352 (US, A1)
特開2010-029281 (JP, A)
特開2014-033914 (JP, A)
米国特許出願公開第2014/0046187 (US, A1)

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

专利名称(译)	超声诊断设备和超声成像程序		
公开(公告)号	JP6309340B2	公开(公告)日	2018-04-11
申请号	JP2014097153	申请日	2014-05-08
[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	阿部康彦 本庄泰徳		
发明人	阿部 康彦 本庄 泰徳		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5253 G01S7/52046 G01S7/52077 G01S15/8995 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB27 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH25 4C601/HH31 4C601/ JB45 4C601/ JB47 4C601/ JB48 4C601/ JC17 4C601/ JC21 4C601/ LL38		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2015213575A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 超声检查装置包括获取单元，计算单元，乘法单元和生成单元。获取单元获取通过对多个反射波信号分配各种权重而生成的多个接收信号，所述多个反射波信号被赋予与接收孔径中的位置相应的延迟，并且通过将各种权重的加权信号相加。计算单元基于至少一个接收信号的每个位置的信号和像素值中的任何一个来计算与接收信号的扫描线上的每个位置相对应的系数。乘法单元将基于来自所述接收信号的至少一个不同接收信号的每个位置的任一个与系数相乘以获取输出数据。生成单元基于该数据生成超声波图像数据。	(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6309340号 (P6309340)
	(45) 発行日 平成30年4月11日(2018.4.11)	(24) 登録日 平成30年3月23日(2018.3.23)	
	(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 4	
	(21) 出願番号 特願2014-97153(P2014-97153)	(73) 特許権者 594164542	
	(22) 出願日 平成26年5月8日(2014.5.8)	(74) 代理人 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 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所 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 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 審査官 永田 浩二	
請求項の数 20 (全 51 頁)			
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波イメージングプログラム