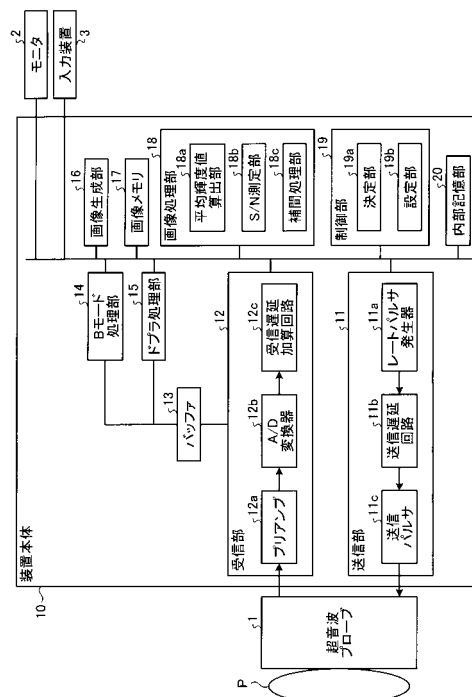




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ハーモニックイメージングを行なうための所定のスキャンシーケンスにより各走査線で超音波を複数回送信させる送信部と、

同一走査線で複数回送信された超音波の各反射波それぞれに対して、重み付け係数である第 1 係数に応じて重み付けを行う感度補正部と、前記各反射波それぞれに対して、スキャンシーケンスに応じて異なる第 2 係数に応じて重み付けを行うスキャンシーケンス重み付け部とからなるアナログ回路を有する受信部と、

第 1 係数及び第 2 係数により重み付けされた走査線ごとの各反射波を合成した合成データを用いた超音波画像として、第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像を生成する画像生成部と、

前記第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像の中で、輝度値が最小となる超音波画像の生成に用いられた反射波に対して前記アナログ回路が重み付けに用いた第 1 係数及び第 2 係数の値の組み合わせを設定係数として決定する決定部と、

ハーモニックイメージングを実行する際の重み付け係数として前記設定係数を前記アナログ回路に設定する設定部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像生成部は、前記第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像として、第 1 の係数及び第 2 の係数の値の組み合わせが同一の超音波画像において同一となる超音波画像を生成し、

前記決定部は、同じ値の第 1 係数となる超音波画像間で輝度値が最小となる超音波画像を抽出し、当該抽出した超音波画像で用いられた第 2 係数の値を抽出することで、前記設定係数を決定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像生成部は、前記第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像として、第 1 係数及び第 2 係数の値の組み合わせが同一の超音波画像の複数の領域それぞれにおいて異なる超音波画像を生成し、

前記決定部は、前記複数の超音波画像それぞれの複数の領域において、同じ値の第 1 係数となる領域間で輝度値が最小となる第 2 係数の値を抽出することで、前記設定係数を決定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記決定部は、画像内の平均輝度値を用いて抽出処理を行なうことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記決定部は、同じ値の第 1 係数となる領域間で輝度値が最小となる第 2 係数が抽出されない場合、当該第 1 係数の値に近接した値となる他の第 1 係数の領域にて抽出された第 2 係数の値を用いて、当該第 1 係数の値に組み合わせる第 2 係数の値を推定することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像生成部は、更に、超音波送信を停止した状態で受信した反射波に基づく超音波画像である雑音画像を生成し、

前記決定部は、前記第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像と、前記雑音画像との信号雑音比に基づいて、前記設定係数を決定するか否かを判定することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像生成部、前記決定部及び前記設定部は、所定の外部装置からの信号に応じて、前記設定係数の設定に関する処理を開始することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波造影による映像法（C H I : Contrast Harmonic Imaging）として、振幅変調（A M : Amplitude Modulation）や位相変調（P M : Phase Modulation）が知られている。A MやP Mでは、同一の走査線に対して振幅や位相が異なる複数の超音波送信を複数回行なうことで、組織由来の基本波成分を抑制して造影剤（微小気泡、バブル）由来の高調波成分を強調した造影画像を生成する。

10

【0003】

例えば、A Mでは、（0.5, 1.0）といったように、同じ位相で振幅の比率が「1 : 2」となる超音波を2回送信する。そして、A Mでは、例えば、1回目の受信で得られたデータを回路的に2倍したデータと2回目の受信で得られたデータとを差分することで高調波成分が強調された差分データを生成し、差分データから造影画像が生成される。

【0004】

また「Pulse Subtraction法」や「Pulse Inversion法」と呼ばれるP Mでは、例えば、（1.0, -1.0）といったように、同じ振幅で位相が180度異なる波形となる超音波を2回送信する。そして、P Mでは、例えば、1回目の受信で得られたデータと2回目の受信で得られたデータと加算することで高調波成分が強調された加算データを生成し、加算データから造影画像が生成される。

20

【0005】

また、A MとP Mとを組み合わせることで、A M及びP M双方の効果が得られるA M P Mも知られている。A M P Mでは、（-0.5, 1.0, -0.5）といったように、振幅と位相とが異なる波形となる超音波を3回送信することで、造影バブルからの信号を主に映像化する。

【0006】

超音波造影では、「バブル」対「組織」の比で造影感度が決まるため、バブルの信号が一定ならば、組織の信号は小さい程よい。上記のA MやP M、A M P Mでは、通常は、音圧を下げることで、組織の信号を下げて造影感度を上げている。なお、高調波成分を映像化することで、サイドローブ等によるアーチファクトを軽減してBモード画像の画質が向上するため、A MやP M、A M P Mは、Bモード画像の撮像でもT H I（Tissue Harmonic Imaging）として用いられている。

30

【0007】

ここで、C H IやT H Iのハーモニックイメージングでは、A MやP M、A M P Mを実行するに際し、超音波の送信処理や受信した反射波に対する処理において、アナログ回路によるゲイン調整が行なわれている。しかし、アナログ回路の特性にはばらつきがあり、これにより、基本波成分が十分に抑制されない場合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0008】

【特許文献1】特開2009-18161号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明が解決しようとする課題は、ハーモニックイメージングにおける最適なゲイン調整を簡易に設定することができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

実施形態の超音波診断装置は、送信部と、受信部と、画像生成部と、決定部と、設定部

50

とを備える。送信部は、ハーモニックイメージングを行なうための所定のスキャンシーケンスにより各走査線で超音波を複数回送信させる。受信部は、同一走査線で複数回送信された超音波の各反射波それぞれに対して、重み付け係数である第 1 係数に応じて重み付けを行う感度補正部と、前記各反射波それぞれに対して、スキャンシーケンスに応じて異なる第 2 係数に応じて重み付けを行うスキャンシーケンス重み付け部とからなるアナログ回路を有する。画像生成部は、第 1 係数及び第 2 係数により重み付けされた走査線ごとの各反射波を合成した合成データを用いた超音波画像として、第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像を生成する。決定部は、前記第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像の中で、輝度値が最小となる超音波画像の生成に用いられた反射波に対して前記アナログ回路が重み付けに用いた第 1 係数及び第 2 係数の値の組み合わせを設定係数として決定する。設定部は、ハーモニックイメージングを実行する際の重み付け係数として前記設定係数を前記アナログ回路に設定する。

10

【図面の簡単な説明】

【0011】

【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。

【図 2】図 2 は、AMP を説明するための図 (1) である。

【図 3】図 3 は、AMP を説明するための図 (2) である。

【図 4】図 4 は、受信感度補正用のアナログゲイン調整の一例を説明するための図である。

20

【図 5】図 5 は、アナログ回路の入出力特性の一例を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、従来の重み付け係数の最適化処理を説明するための図である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る AMP ゲイン及びアナログゲインの変更設定の一例を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、図 7 に例示する AMP ゲイン及びアナログゲインの変更設定により生成される超音波画像を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、決定部による最適ゲイン決定処理を説明するための図である。

【図 10】図 10 は、補間処理を用いた最適ゲイン決定処理を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、ノイズフレームを用いた判定処理を説明するための図 (1) である。

30

【図 12】図 12 は、ノイズフレームを用いた判定処理を説明するための図 (2) 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を説明するためのフローチャートである。

【図 14】図 14 は、第 1 の実施形態の変形例を説明するための図 (1) である。

【図 15】図 15 は、第 1 の実施形態の変形例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である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

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。

40

【0013】

(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。

【0014】

超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、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 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、

50

超音波プローブ 1 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有する。なお、超音波プローブ 1 は、装置本体 10 と着脱自在に接続される。

【0015】

超音波プローブ 1 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

10

【0016】

例えば、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 は、複数の圧電振動子が一列に配列された超音波プローブであり、これら一列に配列された複数の圧電振動子は、後述する送信部 11 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。これにより、超音波プローブ 1 は、超音波により被検体 P を 2 次元で走査する。

【0017】

入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。例えば、第 1 の実施形態に係る入力装置 3 は、後述するゲイン最適化処理の開始を操作者から受け付けるための「ゲイン最適化スイッチ」を有する。また、例えば、第 1 の実施形態に係る入力装置 3 は、後述するゲイン最適化処理に用いられる各種設定情報を操作者から受け付ける。

20

【0018】

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等を表示したりする。

【0019】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波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、バッファ 13 と、B モード処理部 14 と、ドプラ処理部 15 と、画像生成部 16 と、画像メモリ 17 と、画像処理部 18 と、制御部 19 と、内部記憶部 20 とを有する。

30

【0020】

送信部 11 は、図 1 に示すように、レートパルス発生器 11a と、送信遅延回路 11b と、送信パルス 11c とを有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。レートパルス発生器 11a は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。レートパルスは、送信遅延回路 11b を通ることで異なる送信遅延時間を有した状態で送信パルス 11c へ電圧を印加する。すなわち、送信遅延回路 11b は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの送信遅延時間を、レートパルス発生器 11a が発生する各レートパルスに対し与える。送信パルス 11c 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

【0021】

駆動パルスは、送信パルス 11c からケーブルを介して超音波プローブ 1 内の圧電振動子まで伝達した後に、圧電振動子において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動は、生体内部で超音波として送信される。ここで、圧電振動子ごとに異なる送信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。すなわち、送信遅延回路 11b は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

50

【 0 0 2 2 】

なお、送信部 1 1 は、後述する制御部 1 9 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、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 2 3 】

超音波プローブ 1 が送信した超音波の反射波は、超音波プローブ 1 内部の圧電振動子まで到達した後、圧電振動子において、機械的振動から電氣的信号（反射波信号）に変換され、受信部 1 2 に入力される。受信部 1 2 は、図 1 に示すように、プリアンプ 1 2 a と、A / D 変換器 1 2 b と、受信遅延加算回路 1 2 c とを有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。

10

【 0 0 2 4 】

プリアンプ 1 2 a 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 変換器 1 2 b 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。受信遅延加算回路 1 2 c は、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。また、受信遅延加算回路 1 2 c は、受信遅延時間を与えられたデジタルデータの加算処理を行なって反射波データを生成する。受信遅延加算回路 1 2 c 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。

【 0 0 2 5 】

このように、送信部 1 1 及び受信部 1 2 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。

20

【 0 0 2 6 】

バッファ 1 3 は、受信部 1 2 から出力された反射波データを一時的に記憶するバッファである。例えば、バッファ 1 3 は、数フレーム分の反射波データを記憶する F I F O (First-In/First-Out) メモリであり、所定フレーム分の反射波データを記憶し、新たに 1 フレーム分の反射波データが出力された場合、生成時間が最も古い 1 フレーム分の反射波データを破棄して、新たに出力された 1 フレーム分の反射波データを記憶する。

【 0 0 2 7 】

なお、1 フレーム分の反射波データとは、1 枚の超音波画像を生成するための反射波データのことであり、送信部 1 1 は、複数の走査線（スキャンライン）で形成される走査範囲にて超音波送受信を超音波プローブ 1 に行なわせることで、受信部 1 2 から 1 フレーム分の反射波データを出力する。

30

【 0 0 2 8 】

B モード処理部 1 4 は、バッファ 1 3 から受信部 1 2 が生成した反射波データを読み出し、読み出した反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理、対数圧縮などを行なって、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。

【 0 0 2 9 】

ドブラ処理部 1 5 は、バッファ 1 3 から受信部 1 2 が生成した反射波データを読み出し、読み出した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ブラ効果に基づく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 1 5 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ブラデータを生成する。より具体的には、ドブラ処理部 1 5 は、血流の動態を示すカラードブラ画像を生成するためのカラードブラデータや、組織の動態を示す組織ドブラ画像を生成するための組織ドブラデータを生成する。

40

【 0 0 3 0 】

画像生成部 1 6 は、B モード処理部 1 4 及びドブラ処理部 1 5 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 1 6 は、B モード処理部 1 4 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

50

た、画像生成部 16 は、ドブラ処理部 15 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。

【0031】

ここで、画像生成部 16 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 16 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 16 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

【0032】

画像メモリ 17 は、画像生成部 16 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 17 は、B モード処理部 14 やドブラ処理部 15 が生成したデータを記憶することも可能である。

【0033】

画像処理部 18 は、画像生成部 16 が生成した超音波画像データを用いて画像処理を行なう処理部である。第 1 の実施形態に係る画像処理部 18 は、図 1 に示すように、平均輝度値算出部 18 a と、S/N 測定部 18 b と、補間処理部 18 c とを有する。平均輝度値算出部 18 a は、超音波画像内の輝度値から、所定領域の平均輝度値を算出する処理部である。S/N 測定部 18 b は、超音波画像の信号雑音比（S/N、signal-to-noise ratio）を測定する処理部である。補間処理部 18 c は、近似計算等の補間処理により、推定値を算出する処理部である。なお、平均輝度値算出部 18 a と、S/N 測定部 18 b と、補間処理部 18 c とについては、後に詳述する。

20

【0034】

内部記憶部 20 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 20 は、ハーモニックイメージ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 20 は、必要に応じて、画像メモリ 17 が記憶する画像データの保管等にも使用される。

【0035】

制御部 19 は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部 19 は、入力装置 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 20 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 14、ドブラ処理部 15、画像生成部 16 及び画像処理部 18 の処理を制御する。

30

【0036】

また、制御部 19 は、画像メモリ 17 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。

【0037】

ここで、第 1 の実施形態に係る制御部 19 は、図 1 に示すように、決定部 19 a と、設定部 19 b とを有する。決定部 19 a は、アナログ回路であるプリアンプ 12 a がゲイン調整に際し、反射波信号に対して重み付けを行なうための重み付け係数を決定する。また、設定部 19 b は、プリアンプ 12 a に対して、操作者が指定した重み付け係数を設定したり、決定部 19 a が決定した重み付け係数を設定したりすることで、受信部 12 を制御する。なお、決定部 19 a と、設定部 19 b とについては、後に詳述する。

40

【0038】

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、ハーモニックイメージングを行なう。

【0039】

上述した B モード処理部 14 は、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。また、B モード処理部 14 は、1 つの反射波データに対して、

50

2つの検波周波数による検波処理を並列して行うことができる。

【0040】

このBモード処理部14の機能を用いることにより、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、高調波成分を映像化するハーモニックイメージングを行なう。ハーモニックイメージングとしては、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）が知られている。以下、CHIを例として、ハーモニックイメージングについて簡単に説明する。

【0041】

Bモード処理部14は、上記の機能により、超音波造影剤が注入された被検体Pの撮像部位における反射波データから、撮像部位を流動する超音波造影剤（微小気泡、バブル）を反射源とする反射波データと、撮像部位に存在する組織を反射源とする反射波データとを分離する。これにより、画像生成部16は、流動するバブルを高感度に映像化した造影画像や、形態を観察するために組織を映像化した組織画像を生成することができる。

10

【0042】

微小気泡からの反射波信号には、多くの非線形信号である高調波成分が含まれる。造影画像は、主に、セカンドハーモニック（2次高調波）成分を元に生成されることが多い。一方、形態観察用の組織画像は、主に、基本波成分を元に生成される。

【0043】

例えば、Bモード処理部14は、反射波データから高調波成分と基本波成分とをフィルタ処理により分離する。しかし、フィルタ処理では、基本波成分の除去が充分に行なわれず、基本波成分が抑制され高調波成分が強調された造影画像が生成されない場合がある。

20

【0044】

そこで、近年、CHIにおいて、振幅変調（AM：Amplitude Modulation）や位相変調（PM：Phase Modulation）が行なわれている。AMやPMでは、同一の走査線に対して振幅や位相が異なる複数の超音波送信を複数回行なうことで、組織由来の基本波成分を抑制して造影剤（微小気泡、バブル）由来の高調波成分を強調した造影画像を生成する。

【0045】

AMでは、制御部19が設定したハーモニックイメージング用のスキャンシーケンスにより、送信部11は、例えば、（0.5，1.0）といった同じ位相で振幅の比率が「1：2」となる超音波を各走査線で2回送信させる。

30

【0046】

そして、AMでは、制御部19の制御により、受信部12は、例えば、1回目の受信で得られた反射波信号をプリアンプ12aで振幅を2倍した反射波データ（パワーとしては4倍した反射波データ）と、2回目の受信で得られた反射波信号の反射波データとを生成して、バッファ13に格納する。Bモード処理部14は、バッファ13に格納された各走査線の2つの反射波データを合成する。具体的には、Bモード処理部14は、各走査線の2つの反射波データを差分して高調波成分を分離することで1フレーム分の差分データを生成する。画像生成部16は、1フレーム分の差分データを用いて超音波画像を生成する。かかる超音波画像は、高調波成分が強調された造影画像、すなわち、組織由来の信号が抑制され、超音波造影剤からの信号が主に映像化された造影画像となる。特にAMでは、造影画像の深さ方向における画質を向上させることができる。

40

【0047】

また「Pulse Subtraction法」や「Pulse Inversion法」と呼ばれるPMでは、制御部19が設定したハーモニックイメージング用のスキャンシーケンスにより、送信部11は、例えば、（1.0，-1.0）といった同じ振幅で位相が180度異なる波形となる超音波を各走査線で2回送信させる。

【0048】

そして、PMでは、制御部19の制御により、受信部12は、1回目の受信で得られた

50

反射波信号の反射波データと2回目の受信で得られた反射波信号の反射波データとを生成し、バッファ13に格納する。Bモード処理部14は、バッファ13に格納された各走査線の2つの反射波データを合成する。具体的には、Bモード処理部14は、1フレーム分の各走査線の2つの反射波データを加算して高調波成分を分離することで1フレーム分の加算データを生成する。画像生成部16は、1フレーム分の加算データを用いて超音波画像を生成する。かかる超音波画像も、生体由来の信号が抑制され、超音波造影剤からの信号が主に映像化された造影画像となる。特にPMでは、造影画像の分解能を向上させることができる。

【0049】

また、AMとPMとを組み合わせることで、AMの効果及びPMの効果の双方が得られるAMPも知られている。図2及び図3は、AMPを説明するための図である。例えば、AMPでは、制御部19が設定したハーモニックイメージング用のスキャンシーケンスにより、送信部11は、図2の(A)に示すように、 $(-0.5, 1.0, -0.5)$ といった振幅と位相とが異なる波形となる超音波を各走査線で3回送信させる。

【0050】

そして、AMPでは、制御部19の制御により、受信部12は、1回目～3回目の受信で得られた反射波信号それぞれから3つの反射波データを生成し、バッファ13に格納する。Bモード処理部14は、バッファ13に格納された各走査線の3つの反射波データを合成する。具体的には、Bモード処理部14は、1フレーム分の各走査線の3つの反射波データを加算して高調波成分を分離することで1フレーム分の加算データを生成する。これにより、画像生成部16は、図2の(B)に示すように、1フレーム分の加算データを用いて造影画像を生成する。

【0051】

AMPにおいて実行される具体的な処理について、図3を用いて説明する。まず、図3に示すように、送信部11は、AMP用のスキャンシーケンスにより、1回目と3回目の送信超音波の振幅と3回目の送信超音波の振幅との比が「1:2」となり、かつ、1回目と3回目の送信超音波の位相と3回目の送信超音波の位相との正負が異なるように、3回超音波を送信させる。図3に示す送信パルスの波形は、アナログ回路である送信パルス11cにより調整される。

【0052】

また、AMPでは、信号の飽和を回避するために、受信部12は、図3に示すような処理を行なう。図3では、1回目の送信超音波の反射波を「rate1」とし、2回目の送信超音波の反射波を「rate2」とし、3回目の送信超音波の反射波を「rate3」として示す。

【0053】

まず、AMPでは、アナログ回路であるプリアンプ12aにおいて、AMPのパルスシーケンスに応じた重み付け係数である「AMPゲイン」によるアナログゲイン調整が行なわれる。具体的には、プリアンプ12aは、「rate1」及び「rate3」に対しては「0dB」のゲイン調整を行ない、「rate2」に対しては「 α 倍」のゲイン調整を行なう。「 α 」は、理論上では振幅を2倍(パワーを4倍)する「-6.0dB」である。すなわち、「rate2」は、図3に示すように、プリアンプ12aで「 $\alpha * rate2$ 」とされる。

【0054】

そして、「rate1」及び「rate3」は、図3に示すように、A/D変換器12bのデジタル化処理において、デジタルゲインで「0.5倍」されることで、「 $0.5 * rate1$ 」及び「 $0.5 * rate3$ 」となる。

【0055】

かかる処理により生成された反射波データは、合成(加算)されて、図3に示すように、「 $0.5 * rate1 + \alpha * rate2 + 0.5 * rate3$ 」となり、基本波成分が抑制された加算データとなる。すなわち、受信部12は、信号の飽和を回避するために、

10

20

30

40

50

振幅が2分の1（パワーが4分の1）となるように、アナログゲイン調整及びデジタルゲイン調整を行なう。

【0056】

ここで、プリアンプ12aは、上述した「AMPゲイン」によるアナログゲイン調整以外にも、通常、受信感度補正用のアナログゲイン調整を行なっている。以下では、受信感度補正用の重み付けに用いられる重み付け係数を「アナログゲイン」と記載する。図4は、受信感度補正用のアナログゲイン調整の一例を説明するための図である。

【0057】

例えば、プリアンプ12aの増幅処理が『「最小値：0dB」～「最大値：50dB」』の範囲であるとする。かかる場合、アナログゲインは、図4に示すように、深さ（depth）に応じて「0dB～50dB」の範囲で設定される。具体的には、アナログゲインは、反射波信号の超音波送信から受信までの時間に応じて設定される。すなわち、上記の「rate1～rate3」は、深さ方向に応じて受信感度補正用のアナログゲイン調整が行なわれた1走査線上の反射波信号である。

【0058】

1回目及び3回目の反射波信号は、「第1係数」であるアナログゲインによりアナログゲイン調整された後に、デジタルゲイン調整されることでデジタル信号となる。また、2回目の反射波信号は、「第1係数」であるアナログゲインによる調整と「第2係数」であるAMPゲインによるアナログゲイン調整が行なわれた後、デジタル化されることでデジタル信号となる。

【0059】

しかし、上述したゲイン調整は、ハーモニックイメージングにおける最適なゲイン調整とは必ずしもならない。

【0060】

すなわち、上述したように、送信部11は、信号振幅を電圧で制御するが、駆動パルスを超音波プローブ1に印加する送信パルス11cは、アナログ回路である。このため、超音波の振幅は、アナログ回路である送信パルス11cの特性のばらつきにより、1回目と3回目の振幅と3回目の振幅との比が正確に「1：2」とならない場合がある。

【0061】

また、1回目及び3回目の反射波信号に対する「0.5倍」のゲイン調整は、デジタル処理であるので略正確に行なわれるが、2回目の反射波信号に対する「 α 倍」のゲイン調整は、プリアンプ12aによるアナログ処理である。更に、各反射波信号に対する受信感度補正用のゲイン調整も、プリアンプ12aによるアナログ処理である。図5は、アナログ回路の入出力特性の一例を説明するための図である。

【0062】

アナログ回路であるプリアンプ12aの入出力特性は、図5で例示するように、非線形である場合がある。従って、上述したように、理論上、「 α 」を「-6.0dB」と設定することで、組織由来の信号が最も小さくなる造影画像を生成することが出来るはずであるが、実際には、最適なAMPゲイン（ α ）は、「-6.0dB」からずれが生じることとなる。また、図5で例示した入出力特性により、アナログゲインごとの最適なAMPゲインも異なる場合がある。

【0063】

更には、超音波診断装置のロットや、撮像時の温度、経時的変化によっても、アナログ回路であるプリアンプ12aの入出力特性は変化する。また、被検体Pごとに送信条件や送信電圧を変更した場合もアナログ回路であるプリアンプ12aの入出力特性は変化する。このため、検査を行なうたびに、毎回、アナログゲインごとの最適なAMPゲインを求める必要がある。

【0064】

そこで、従来では、アナログゲインごとの最適なAMPゲインを求めるために、図6に示すような処理が操作者により行なわれている。図6は、従来の重み付け係数の最適化

10

20

30

40

50

処理を説明するための図である。例えば、操作者は、「アナログゲイン：40dB」における最適なAMPゲインを求めるために、アナログゲインを一律に「40dB」と設定し、更に、AMPゲインを「-5.4dB、-5.6dB、-5.8dB、-6.0dB、-6.2dB、-6.4dB」に変更した6つの超音波画像を、造影なしの状態で生成する旨の指示を、入力装置3を介して行なう。

【0065】

これにより、画像生成部16は、図6に示すように、6つの超音波画像を生成し、これら超音波画像は、制御部19の表示制御処理により、モニタ2に表示される。操作者は、図6に例示した超音波画像を参照して、輝度が最も小さくなった超音波画像の α を特定する。例えば、図6の例では、操作者は、「アナログゲイン：40dB」における最適なAMPゲイン(α)が「-6.0dB」とであると特定する。従来では、かかる処理をアナログゲインごとに行なうことで、アナログゲインごとの最適なAMPゲインを求めている。すなわち、従来、第1係数と第2係数との最適な組み合わせとなる値(重み付け係数)を設定することは、操作者にとって煩雑な処理であった。

10

【0066】

なお、アナログゲインの入出力特性に起因する重み付け係数の設定に要する煩雑性は、AMPだけでなく、AMやPMを行なう場合であっても同様に発生する。また、CHIだけでなく、THIにおいても、アナログゲインの入出力特性に起因する重み付け係数の設定に要する煩雑性は発生する。

【0067】

そこで、第1の実施形態では、図1に示すように、決定部19a及び設定部19bが設置される。決定部19a及び設定部19bは、画像生成部16及び画像処理部18と協同して、ハーモニックイメージングにおける最適なゲイン調整を自動的に設定する。

20

【0068】

まず、ハーモニックイメージングにおける送信部11、受信部12及び画像生成部16の処理を、上記の説明に基づいてまとめると、送信部11は、ハーモニックイメージングを行なうための所定のスキャンシーケンスにより各走査線で超音波を複数回送信させる。例えば、送信部11は、AMP用のスキャンシーケンスにより、1回目と3回目の送信超音波の振幅と3回目の送信超音波の振幅との比が「1:2」となり、かつ、1回目と3回目の送信超音波の位相と3回目の送信超音波の位相との正負が異なるように、各走査線で超音波を3回送信させる。

30

【0069】

また、受信部12は、同一走査線で複数回送信された超音波の各反射波それぞれに対して、重み付け係数である第1係数に応じて重み付けを行う感度補正部と、各反射波それぞれに対して、スキャンシーケンスに応じて異なる第2係数に応じて重み付けを行うスキャンシーケンス重み付け部とからなるアナログ回路であるプリアンプ12aを有する。すなわち、第1係数は、受信感度補正用に重み付けを行なうために設定される重み付け係数であり、第2係数は、スキャンシーケンスに応じた重み付けを行なうために設定される重み付け係数である。例えば、プリアンプ12aは、同一走査線で3回送信された超音波の各反射波を、第1係数としてのアナログゲインにより重み付けを行なう感度補正部と、第2係数であるAMPゲイン(α)により重み付けを行なうスキャンシーケンス重み付け部との機能を有する。

40

【0070】

また、画像生成部16は、第1係数及び第2係数により重み付けされた走査線ごとの各反射波を合成した合成データを用いて超音波画像を生成する。例えば、Bモード処理部14は、1フレーム分の各走査線の3つの反射波データを加算した「 $0.5 * rate1 + \alpha * rate2 + 0.5 * rate3$ 」から高調波成分を分離することで1フレーム分の加算データを生成する。そして、画像生成部16は、加算データを用いて超音波画像を生成する。

【0071】

50

そして、ハーモニクイメージングにおける最適なゲイン調整を自動設定するために、第1の実施形態に係る画像生成部16は、例えば、プリアンプ12aに対する設定部19bの重み付け係数の設定処理により、以下で説明する超音波画像を造影剤注入前に生成する。

【0072】

すなわち、第1の実施形態に係る画像生成部16は、第1係数及び第2係数により重み付けされた走査線ごとの各反射波を合成した合成データを用いた超音波画像として、第1係数の値と第2係数の値とが変更された複数の超音波画像を生成する。具体的には、画像生成部16は、第1係数の値と第2係数の値とが変更された複数の超音波画像として、第1係数及び第2係数の値の組み合わせが同一の超音波画像の複数の領域それぞれにおいて異なる超音波画像を生成する。

10

【0073】

より具体的には、画像生成部16は、第1係数の値と第2係数の値とが変更された複数の超音波画像として、同一の値となる第2係数に対して第1の係数の値が同一の超音波画像の複数の領域それぞれにおいて異なる超音波画像を生成する。

【0074】

例えば、画像生成部16が、アナログゲインの値とAMPゲインの値とが変更された複数の超音波画像として、同一の値となるAMPゲインに対してアナログゲインの値が同一の超音波画像の複数の領域それぞれにおいて異なる超音波画像を生成する。図7は、第1の実施形態に係るAMPゲイン及びアナログゲインの変更設定の一例を説明するための図である。

20

【0075】

例えば、図7に例示する変更設定は、操作者により設定される。或いは、図7に例示する変更設定は、予め、超音波診断装置の出荷時に製造者により設定される。図7の(A)に例示する変更設定では、AMPゲイン(α)として「-5.8 dB、-6.0 dB、-6.2 dB、-6.4 dB」の4つの値が、プリアンプ12aに順次変更設定される。

【0076】

また、図7の(B)に例示する変更設定では、アナログゲインの値が、深さ(単位: cm)に応じた11の領域(区間1~11)に分割して設定されている。区間1~区間11は、図7の(B)に示すように、深さ方向に沿って1 cmおきに設定される11個の領域である。また、各区間のアナログゲインは、図7の(B)に示すように、区間1では「最小値: 0 dB」と設定され、深さ方向に沿って「5 dB」ずつ増加して、区間11では「最大値: 50 dB」となるように設定されている。すなわち、図7の(B)に例示する変更設定では、「深さ: 0 cm~1 cm」である「区間1」のアナログゲインを「0 dB」とし、「深さ: 1 cm~2 cm」である「区間2」のアナログゲインを「5 dB」と変更すると設定される。また、図7の(B)に例示する変更設定では、「深さ: 9 cm~10 cm」である「区間10」のアナログゲインを「45 dB」とし、「深さ: 10 cm~11 cm」である「区間11」のアナログゲインを「50 dB」と変更すると設定される。

30

【0077】

図7の変更設定が設定部19bにより行なわれると、受信部12のプリアンプ12aは、「 $\alpha = -5.8$ dB」と固定したうえで、反射波信号を受信した時間に応じて、アナログゲインを変更する。また、受信部12のプリアンプ12aは、「 $\alpha = -6.0$ dB」と固定したうえで、反射波信号を受信した時間に応じて、アナログゲインを変更する。また、受信部12のプリアンプ12aは、「 $\alpha = -6.2$ dB」と固定したうえで、反射波信号を受信した時間に応じて、アナログゲインを変更する。また、受信部12のプリアンプ12aは、「 $\alpha = -6.4$ dB」と固定したうえで、反射波信号を受信した時間に応じて、アナログゲインを変更する。図8は、図7に例示するAMPゲイン及びアナログゲインの変更設定により生成される超音波画像を説明するための図である。

40

【0078】

これにより、画像生成部16は、図8に示すように、「 $\alpha = -5.8$ dB」であり、か

50

つ、アナログゲインの値が区間 1 ~ 1 1 において 1 1 種類の値となる 1 つの超音波画像を生成する。また、画像生成部 1 6 は、図 8 に示すように、「 $\alpha = -6.0 \text{ dB}$ 」であり、かつ、アナログゲインの値が区間 1 ~ 1 1 において 1 1 種類の値となる 1 つの超音波画像を生成する。画像生成部 1 6 は、図 8 に示すように、「 $\alpha = -6.2 \text{ dB}$ 」であり、かつ、アナログゲインの値が区間 1 ~ 1 1 において 1 1 種類の値となる 1 つの超音波画像を生成する。また、画像生成部 1 6 は、図 8 に示すように、「 $\alpha = -6.4 \text{ dB}$ 」であり、かつ、アナログゲインの値が区間 1 ~ 1 1 において 1 1 種類の値となる 1 つの超音波画像を生成する。

【0079】

なお、画像生成部 1 6 の処理は、操作者が「ゲイン最適化スイッチ」を ON とすることが開始される。

10

【0080】

そして、図 1 に示す決定部 1 9 a は、第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像の中で、輝度値が最小となる超音波画像の生成に用いられた反射波に対してプリアンプ 1 2 a が重み付けに用いた第 1 係数及び第 2 係数の値の組み合わせを設定係数として決定する。具体的には、決定部 1 9 a は、複数の超音波画像それぞれの複数の領域において、同じ値の第 1 係数となる領域間で輝度値が最小となる第 2 係数の値を抽出することで、設定係数を決定する。そして、設定部 1 9 b は、ハーモニックイメージングを実行する際の重み付け係数として、決定部 1 9 a が決定した設定係数をプリアンプ 1 2 a に設定する。以下では、「設定係数」を「最適ゲイン」と記載する場合がある。

20

【0081】

より具体的には、決定部 1 9 a は、図 1 に示す平均輝度値算出部 1 8 a に画像内の平均輝度値を算出させる。そして、決定部 1 9 a は、平均輝度値算出部 1 8 a が算出した平均輝度値を用いて、上記の抽出処理を行なう。図 9 は、決定部による最適ゲイン決定処理を説明するための図である。

【0082】

まず、決定部 1 9 a は、図 8 に示す 4 つの超音波画像それぞれで、区間 1 ~ 1 1 の平均輝度値を平均輝度値算出部 1 8 a に算出させる。かかる算出結果は、例えば、図 9 に示すような一覧表として決定部 1 9 a に通知される。決定部 1 9 a は、図 9 に例示する一覧表を参照し、アナログゲインが「 30 dB 」の区間 7 において、「 $\alpha : -5.8 \text{ dB}$ 」の平均輝度値が「 16.32 」であり、「 $\alpha : -6.0 \text{ dB}$ 」の平均輝度値が「 13.86 」であり、「 $\alpha : -6.2 \text{ dB}$ 」の平均輝度値が「 16.33 」であり、「 $\alpha : -6.4 \text{ dB}$ 」の平均輝度値が「 19.59 」であることから、平均輝度値が最小となる「 $\alpha : -6.0 \text{ dB}$ 」を抽出する。そして、「アナログゲイン： 30 dB 、AMP ゲイン： -6.0 dB 」の組み合わせが最適ゲインであると決定する。

30

【0083】

同様に、決定部 1 9 a は、図 9 に例示する一覧表を参照して、アナログゲインが「 35 dB 」の区間 8 において、「 $\alpha : -5.8 \text{ dB}$ 」の平均輝度値が「 22.22 」であり、「 $\alpha : -6.0 \text{ dB}$ 」の平均輝度値が「 19.74 」であり、「 $\alpha : -6.2 \text{ dB}$ 」の平均輝度値が「 17.94 」であり、「 $\alpha : -6.4 \text{ dB}$ 」の平均輝度値が「 21.11 」であることから、平均輝度値が最小となる「 $\alpha : -6.2 \text{ dB}$ 」を抽出する。そして、「アナログゲイン： 35 dB 、AMP ゲイン： -6.2 dB 」の組み合わせが最適ゲインであると決定する。

40

【0084】

ここで、反射波信号は、生体内の様々な部位から反射された信号として受信されるために、上記の領域（区間 1 ~ 1 1）によっては、平均輝度値が最小となる第 2 係数（AMP ゲイン）が抽出されない場合がある。そこで、決定部 1 9 a は、同じ値の第 1 係数となる領域間で輝度値が最小となる第 2 係数が抽出されない場合、当該第 1 係数の値に近接した値となる他の第 1 係数の領域にて抽出された第 2 係数の値を用いて、当該第 1 係数の値に組み合わせる第 2 係数の値を推定する。

50

【 0 0 8 5 】

具体的には、決定部 1 9 a は、図 1 に示す補間処理部 1 8 c と協同して上記の処理を行なう。図 1 0 は、補間処理を用いた最適ゲイン決定処理を説明するための図である。

【 0 0 8 6 】

例えば、決定部 1 9 a の指示により、補間処理部 1 8 c は、図 1 0 に示すように、横軸がアナログゲインであり、縦軸がアナログゲインに対して輝度値（平均輝度値）が最小となった A M P M ゲイン（ α ）をプロットしたグラフを作図する（図中の実線を参照）。そして、「アナログゲイン：20 dB」で輝度値（平均輝度値）が最小となる A M P M ゲインが求められなかった場合、補間処理部 1 8 c は、「アナログゲイン：15 dB」の「最適 A M P M ゲイン：-5.8 dB」と、「アナログゲイン：25 dB」の「最適 A M P M ゲイン：-6.0 dB」とから、「アナログゲイン：20 dB」の最適 A M P M ゲインを「-5.9 dB」と推定する（図中の点線を参照）。

10

【 0 0 8 7 】

同様に、「アナログゲイン：35 dB」で輝度値（平均輝度値）が最小となる A M P M ゲインが求められなかった場合、補間処理部 1 8 c は、「アナログゲイン：30 dB」の「最適 A M P M ゲイン：-6.0 dB」と、「アナログゲイン：40 dB」の「最適 A M P M ゲイン：-6.2 dB」とから、「アナログゲイン：35 dB」の最適 A M P M ゲインを「-6.1 dB」と推定する（図中の点線を参照）。

【 0 0 8 8 】

上記の補間処理により、決定部 1 9 a は、変更設定された全てのアナログゲインに対して、最適となる A M P M ゲインを決定することができ、かかる最適ゲインが、設定部 1 9 b により、プリアンプ 1 2 a に設定される。

20

【 0 0 8 9 】

更に、第 1 の実施形態では、決定部 1 9 a により、設定係数（最適ゲイン）の決定処理を行なうか否かの判定処理が行なわれる。超音波の信号は深部にいくほど減衰するため、深部では生体組織由来の信号が受信できない場合がある。生体からの信号を受信できない場合は、アナログゲインごとの最適な A M P M ゲイン（設定係数、最適ゲイン）を求めることができない。また、アナログゲインごとの最適な A M P M ゲインを求めるには、ファントムや生体など組織の信号を評価できる対象に超音波プローブ 1 を当てたときのみ可能であり、超音波プローブ 1 が空中放置されている場合では求められない。

30

【 0 0 9 0 】

そこで、第 1 の実施形態では、図 9 及び図 1 0 を用いて説明した最適ゲイン決定処理の前に、以下の判定処理が行なわれる。図 1 1 及び図 1 2 は、ノイズフレームを用いた判定処理を説明するための図である。

【 0 0 9 1 】

まず、第 1 の実施形態に係る画像生成部 1 6 は、図 1 1 に示すように、更に、超音波送信を停止した状態で受信した反射波に基づく超音波画像である雑音画像（ノイズフレーム）を生成する。具体的には、決定部 1 9 a の制御処理により、受信部 1 2 は、送信部 1 1 から駆動パルスを印加しない状態で超音波プローブ 1 が受信した反射波信号の反射波データを生成し、B モード処理部 1 4 は、この反射波データから B モードデータを生成する。これにより、画像生成部 1 6 は、ノイズフレームを生成する。

40

【 0 0 9 2 】

そして、第 1 の実施形態に係る決定部 1 9 a は、第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像と、雑音画像（ノイズフレーム）との信号雑音比（S/N）に基づいて、設定係数を決定するか否かを判定する。

【 0 0 9 3 】

例えば、決定部 1 9 a は、S/N 測定部 1 8 b に区間 1 ~ 1 1 ごとにノイズフレームとの S/N を測定させる。そして、決定部 1 9 a は、区間 1 ~ 1 1 それぞれの S/N と予め設定された閾値「TH」との比較処理を行なう。

【 0 0 9 4 】

50

ここで、例えば、図 12 の (A) に示すように、「AMP M ゲイン: - 5 . 8 d B」の超音波画像にて区間 11 (アナログゲイン: 50 d B) のノイズフレームに対する S / N である「S / N (区間 11)」が TH より小さい場合、決定部 19 a は、「AMP M ゲイン: - 6 . 0 d B」の超音波画像における区間 11 を処理対象から除外する。すなわち、決定部 19 a は、「AMP M ゲイン: - 6 . 0 d B」の超音波画像における区間 11 を用いた設定係数 (最適ゲイン) の決定処理を行なわないと判定する。

【0095】

或いは、例えば、図 12 の (B) に示すように、「AMP M ゲイン: - 5 . 8 d B」の超音波画像にて全区間の S / N が TH より小さい場合、決定部 19 a は、設定係数 (最適ゲイン) の決定処理を停止すると判定する。すなわち、決定部 19 a は、全区間の S / N が TH より小さい場合、超音波プローブ 1 が空中放置されていると判定して、最適ゲインの決定処理を終了する。なお、かかる場合、決定部 19 a は、モニタ 2 に「生体にプローブを当てて下さい」というようなメッセージを表示させてもよい。

10

【0096】

なお、上記実施形態において説明した平均輝度値算出部 18 a、S / N 測定部 18 b 及び補間処理部 18 c の機能は、決定部 19 a が有する場合であっても良い。

【0097】

次に、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を説明するためのフローチャートである。なお、以下では、図 7 に例示したような AMP M ゲイン及びアナログゲインの変更設定が初期設定されている場合について説明する。

20

【0098】

図 13 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、操作者によってゲイン最適化スイッチが ON となったか否かを判定する (ステップ S 101)。ここで、ゲイン最適化スイッチが OFF である場合 (ステップ S 101 否定)、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、最適化スイッチが ON となるまで待機する。

【0099】

一方、ゲイン最適化スイッチが ON となった場合 (ステップ S 101 肯定)、設定部 19 b は、アナログゲイン及び AMP M ゲインの設定を順次変更する (ステップ S 102)。これにより、画像生成部 16 は、アナログゲインの値と AMP M ゲインとの値が変更された複数の超音波画像として、同一の値となる AMP M ゲインに対してアナログゲインの値が複数の区間それぞれにおいて異なる超音波画像を生成する (ステップ S 103)。

30

【0100】

そして、画像生成部 16 は、ノイズフレームを生成し (ステップ S 104)、決定部 19 a の指示により、S / N 測定部 18 b は、ノイズフレームを用いて、ステップ S 103 で生成された超音波画像の S / N を区間ごとに測定する (ステップ S 105)。

【0101】

そして、決定部 19 a は、S / N の測定値を参照して、生体スキャンでない区間があるか否かを判定する (ステップ S 106)。ここで、生体スキャンでない区間がない場合 (ステップ S 106 否定)、決定部 19 a の指示により、平均輝度値算出部 18 a は、区間ごとに平均輝度値を算出する (ステップ S 109)。

40

【0102】

一方、生体スキャンでない区間がある場合 (ステップ S 106 肯定)、決定部 19 a は、更に、生体スキャンでない区間が全区間であるか否かを判定する (ステップ S 107)。ここで、生体スキャンでない区間が全区間である場合 (ステップ S 107 肯定)、決定部 19 a は、処理を終了する。例えば、決定部 19 a は、モニタ 2 に「生体にプローブを当てて下さい」というようなメッセージを表示させた後に、処理を終了する。

【0103】

一方、生体スキャンでない区間が全区間でない場合 (ステップ S 107 否定)、決定部 19 a は、生体スキャンでない区間を処理対象から除外し (ステップ S 108)、決定部

50

19 a の指示により、平均輝度値算出部 18 a は、処理対象の区間ごとに平均輝度値を算出する（ステップ S 109）。

【0104】

そして、決定部 19 a は、区間ごとに平均輝度値が最小となる A M P M ゲイン（超音波画像）を抽出する（ステップ S 110）。そして、決定部 19 a は、全区間で平均輝度値が最小となる A M P M ゲインが抽出されたか否かを判定する（ステップ S 111）。

【0105】

ここで、全区間で平均輝度値が最小となる A M P M ゲインが抽出されていない場合（ステップ S 111 否定）、決定部 19 a の指示により、補間処理部 18 c は、補間処理により該当区間の A M P M ゲインを推定し（ステップ S 112）、決定部 19 a は、最適ゲイン（アナログゲインごとの最適 A M P M ゲイン）を決定し、設定部 19 b は、プリアンプ 12 a の最適ゲインを設置し、処理を終了する。

10

【0106】

一方、全区間で平均輝度値が最小となる A M P M ゲインが抽出された場合（ステップ S 111 肯定）、決定部 19 a は、最適ゲインを決定し、設定部 19 b は、プリアンプ 12 a の最適ゲインを設置し（ステップ S 113）、処理を終了する。

【0107】

従来では、操作者は、第 1 係数（アナログゲイン）を変更しながら、輝度が最小になる第 2 係数（A M P M ゲイン）の超音波画像を選んで、これらの値の組み合わせをプリアンプ 12 a に設定していた。しかし、上述してきたように、第 1 の実施形態では、第 1 係数（アナログゲイン）及び第 2 係数（A M P M ゲイン）の変更設定のパターンを設定しておくだけで、第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像が生成される。そして、第 1 の実施形態では、複数の超音波画像から輝度値が最小となる領域（区間）を抽出することで、第 1 係数の値ごとに最適となる第 2 係数の値を自動的に決定し、これらの値の組み合わせをプリアンプ 12 a に自動的に設定することができる。

20

【0108】

従って、第 1 の実施形態では、ハーモニックイメージングにおける最適なゲイン調整を簡易に設定することができる。また、第 1 の実施形態では、簡易にハーモニックイメージングにおける最適なゲイン調整を行なえるので、操作者がゲイン調整を行なう手間が減り、その結果、検査時間が短縮され、更に、被検体 P 及び術者への負担も軽減することが可能となる。

30

【0109】

更に、第 1 の実施形態では、図 7 や図 8 に例示する変更パターンを設定することで、4 種類の第 1 係数と第 2 係数との組み合わせを 4 つの超音波画像を収集するのみで行なうことができる。従って、第 1 の実施形態では、ハーモニックイメージングにおける最適なゲイン調整を簡易かつ迅速に設定することができる。

【0110】

また、第 1 の実施形態では、輝度値として、画像内（区間内）の平均輝度値を用いて抽出処理を行なうので、抽出処理に用いる指標の算出処理を簡易に行なうことができる。また、第 1 の実施形態では、輝度値が最小となる第 2 係数が抽出されない場合、近似計算等の補間処理により、輝度値が最小となる第 2 係数を推定するので、全ての第 1 係数の値ごとに最適となる第 2 係数の値を決定することができる。

40

【0111】

また、第 1 の実施形態では、ノイズフレームにより S / N を測定することで、処理対象から除外すべき区間であるか否かを判定するので、最適ゲインの決定を精度よく行なうことができる。また、第 1 の実施形態では、ノイズフレームにより S / N を測定することで、超音波プローブ 1 が空中放置であるか否かを判定するので、不適切な最適ゲインが設定されることを回避できる。

【0112】

なお、第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像は、図 7 及び図 8

50

に例示した場合に限定されるものではない。以下、図 1 4 及び図 1 5 を用いて、第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像の変形例について説明する。図 1 4 及び図 1 5 は、第 1 の実施形態の変形例を説明するための図である。

【 0 1 1 3 】

各区間に設定される第 1 係数（アナログゲイン）の値は、図 7 及び図 8 に例示するように、深さ方向に沿って大きくなるように設定される場合に限定されるものではない。例えば、各区間に設定されるアナログゲインの値は、図 1 4 の（ A ）に示すように、深さ方向に沿って「 5 0 d B 」から「 0 d B 」へと順に小さくなるように設定される場合であっても良い。

【 0 1 1 4 】

また、各区間に設定されるアナログゲインの値は、図 7 及び図 8 に例示するように、深さ方向に沿って変化するように設定される場合に限定されるものではない。例えば、各区間に設定されるアナログゲインの値は、図 1 4 の（ B ）に示すように、深さ方向とともに、方位方向に沿って変更するように設定される場合であっても良い。図 1 4 の（ B ）に示す一例では、区間 1 ~ 1 0 を更に方位方向に 2 分割し、「 0 d B 」から「 4 7 . 5 d B 」まで「 2 . 5 d B 」ずつアナログゲインを増加させ、区間 1 1 を「 5 0 d B 」とする変更パターンとなっている。図 1 4 の（ B ）に例示する変更パターンを用いることで、決定部 1 9 a は、最適ゲインの組み合わせを、より多く決定することができる。

【 0 1 1 5 】

また、図 7 及び図 8 に示す一例では、同一の超音波画像に用いられる A M P M ゲインの値が同じである場合について説明した。しかし、第 1 の実施形態は、同一の超音波画像に用いられる A M P M ゲインの値が複数である場合であっても良い。例えば、区間 1 ~ 1 1 を方位方向に 2 分割する。そして、図 1 4 の（ C ）に示すように、左側の領域を「 α : - 5 . 8 d B 」と設定し、「 α : - 5 . 8 d B 」の領域の区間 1 ~ 1 1 のアナログゲインを「 0 d B 」から「 5 0 d B 」まで「 5 d B 」ずつアナログゲインを増加させると設定する。また、図 1 4 の（ C ）に示すように、右側の領域を「 α : - 6 . 0 d B 」と設定し、「 α : - 6 . 0 d B 」の領域の区間 1 ~ 1 1 のアナログゲインを「 0 d B 」から「 5 0 d B 」まで「 5 d B 」ずつアナログゲインを増加させると設定する。図 1 4 の（ C ）に例示する変更パターンを用いることで、設定係数（最適ゲイン）の決定に用いる超音波画像の画像数を更に少なくすることができる。

【 0 1 1 6 】

或いは、第 1 の実施形態は、第 1 係数の値と第 2 係数の値とが変更された複数の超音波画像として、第 1 の係数及び第 2 の係数の値の組み合わせが同一の超音波画像において同一となる超音波画像を生成する場合であっても良い。例えば、設定部 1 9 b が行なった最適ゲイン決定用の設定により、画像生成部 1 6 は、図 1 5 に示すように、「 A M P M ゲイン : - 5 . 8 d B 」の超音波画像として、アナログゲインを「 0 d B 」から「 5 0 d B 」まで「 5 d B 」ずつ変更した 1 1 枚の画像を生成する。同様に、画像生成部 1 6 は、図 1 5 に示すように、「 A M P M ゲイン : - 6 . 0 d B 」の超音波画像、「 A M P M ゲイン : - 6 . 2 d B 」の超音波画像及び「 A M P M ゲイン : - 6 . 4 d B 」の超音波画像それぞれについても、アナログゲインを変更した 1 1 枚の画像を生成する。

【 0 1 1 7 】

そして、決定部 1 9 a は、同じ値の第 1 係数となる超音波画像間で輝度値が最小となる超音波画像を抽出し、当該抽出した超音波画像で用いられた第 2 係数の値を抽出することで、設定係数（アナログゲインと A M P M ゲインとの組み合わせ）を決定する。なお、かかる場合に用いられる輝度値は、画像全体の平均輝度値である場合であっても、画像内で予め設定された関心領域の平均輝度値である場合であっても良い。

【 0 1 1 8 】

ただし、図 1 5 に示す変形例では、最適ゲイン決定処理に際して 4 4 枚の超音波画像を生成する必要がある。従って、上記で説明した最適ゲインの決定を行なう場合、図 8 や図 1 4 で例示したように、決定処理に用いる画像数を減少させることができる変更パターン

10

20

30

40

50

を用いることが望ましい。

【0119】

(第2の実施形態)

第2の実施形態では、最適ゲインの設定処理が自動で開始される場合について、図16を用いて説明する。図16は、第2の実施形態を説明するための図である。

【0120】

第2の実施形態では、画像生成部16、決定部19a及び設定部19bは、所定の外部装置からの信号に応じて、最適ゲインの設定に関する処理を開始する。第1の実施形態では、操作者がゲイン最適化スイッチをONとすることで、最適ゲインの設定に関する処理を開始していた。

10

【0121】

通常、超音波造影の開始時には、操作者は、経過時間を計測するためにインジェクションタイマーをONとする。そこで、第2の実施形態では、制御部19は、図16に示すように、外部装置であるインジェクションタイマーONをトリガーとして、画像生成部16、決定部19a及び設定部19bによるゲイン最適化処理を自動的に開始させる。

【0122】

このように、第2の実施形態では、ゲイン最適化処理を自動的に開始させることができる。

【0123】

なお、上記した第1の実施形態及び第2の実施形態の説明した図面に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。さらに、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、あるいは、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。

20

【0124】

以上、説明したとおり、第1の実施形態及び第2の実施形態によれば、ハーモニックイメージングにおける最適なゲイン調整を簡易に設定することができる。

30

【0125】

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】

【0126】

- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 10 装置本体
- 11 送信部
- 11a レートパルス発生器
- 11b 送信遅延回路
- 11c 送信パルス
- 12 受信部
- 12a プリアンプ
- 12b A/D変換器

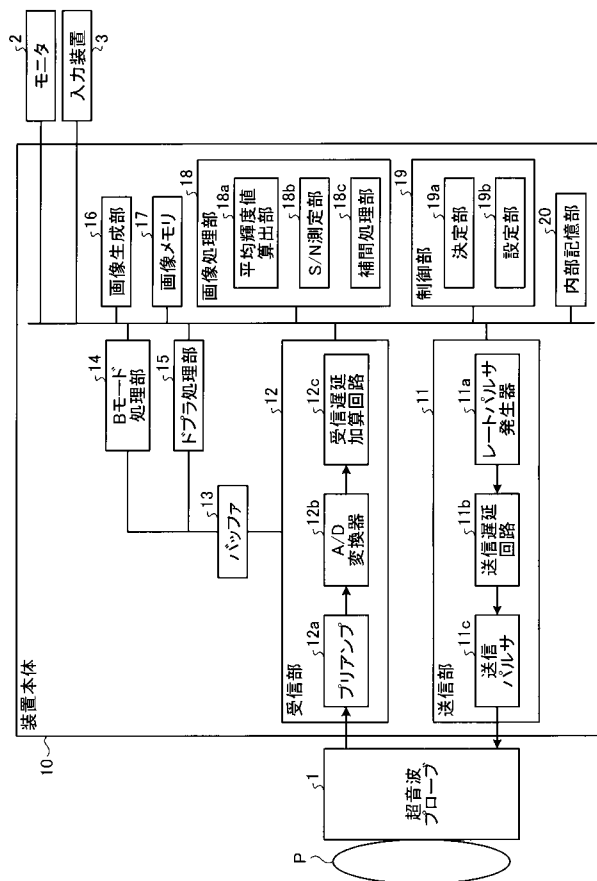
40

50

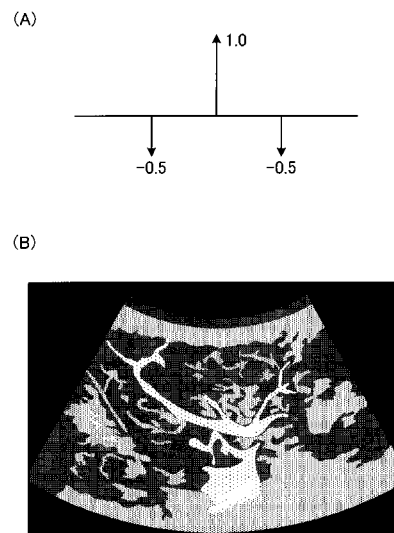
- | | |
|-------|----------|
| 1 2 c | 受信遅延加算回路 |
| 1 3 | バッファ |
| 1 4 | Bモード処理部 |
| 1 5 | ドプラ処理部 |
| 1 6 | 画像生成部 |
| 1 7 | 画像メモリ |
| 1 8 | 画像処理部 |
| 1 8 a | 平均輝度値算出部 |
| 1 8 b | S / N測定部 |
| 1 8 c | 補間処理部 |
| 1 9 | 制御部 |
| 1 9 a | 決定部 |
| 1 9 b | 設定部 |
| 2 0 | 内部記憶部 |

10

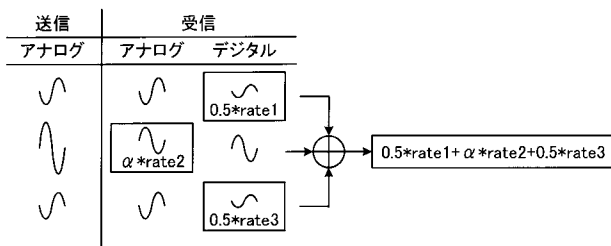
【 図 1 】



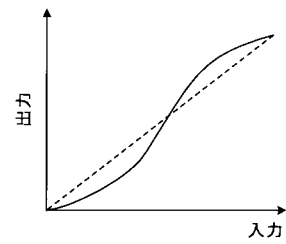
【 図 2 】



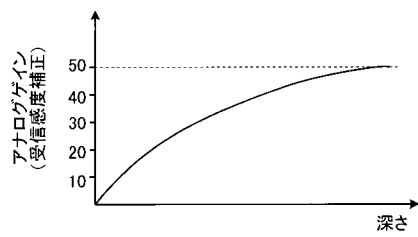
【図 3】



【図 5】



【図 4】



【図 7】

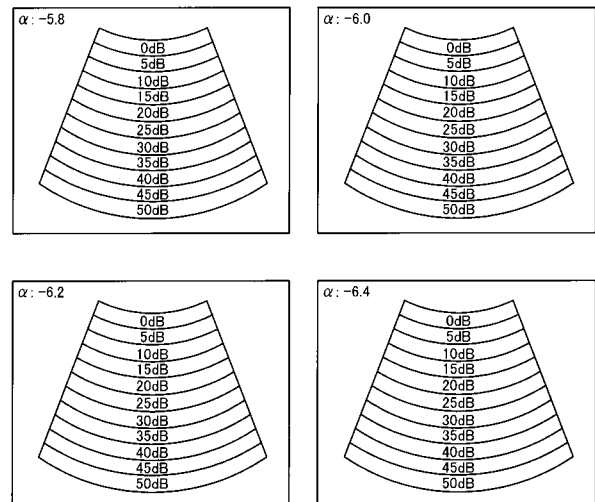
(A)

ANPMゲイン(α)
-5.8dB
-6.0dB
-6.2dB
-6.4dB

(B)

区間	深さ(cm)	アナログゲイン
1	0~1	0dB
2	1~2	5dB
3	2~3	10dB
4	3~4	15dB
5	4~5	20dB
6	5~6	25dB
7	6~7	30dB
8	7~8	35dB
9	8~9	40dB
10	9~10	45dB
11	10~11	50dB

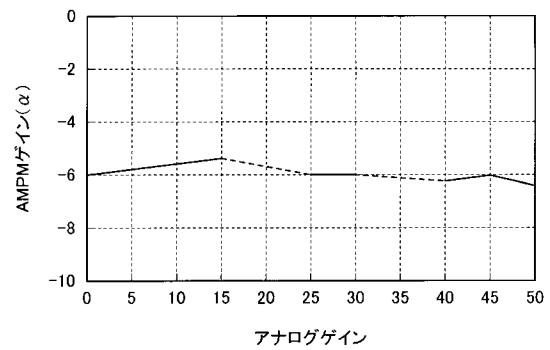
【図 8】



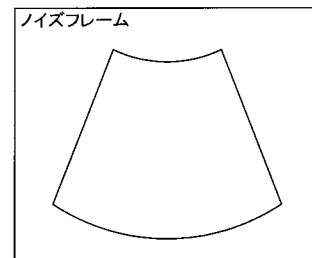
【図 9】

	深さ	アナログゲイン	$\alpha: -5.8$	$\alpha: -6.0$	$\alpha: -6.2$	$\alpha: -6.4$
区間1	0~1cm	0dB				
区間2	1~2cm	5dB				
区間3	2~3cm	10dB				
区間4	3~4cm	15dB				
区間5	4~5cm	20dB				
区間6	5~6cm	25dB	...			
区間7	6~7cm	30dB	16.32	13.86	16.33	19.59
区間8	7~8cm	35dB	22.22	19.74	17.94	21.11
区間9	8~9cm	40dB	...			
区間10	9~10cm	45dB				
区間11	10~11cm	50dB				

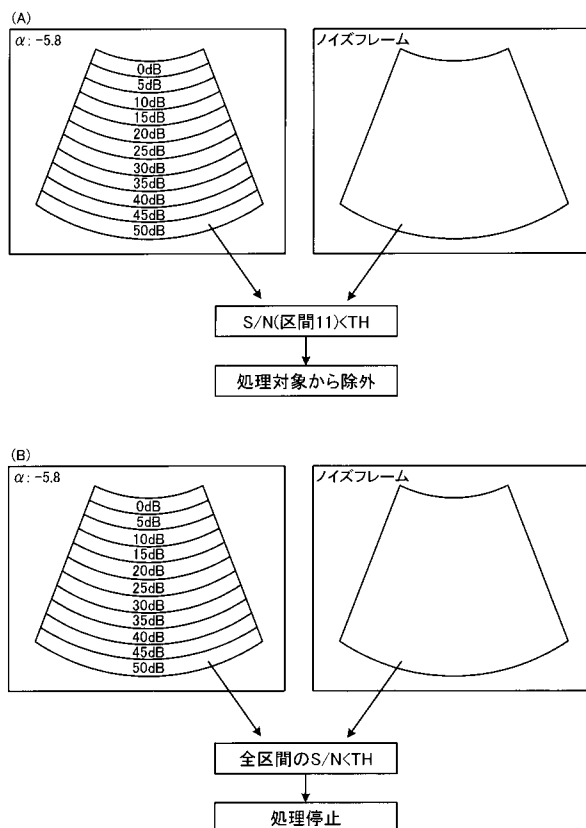
【図 10】



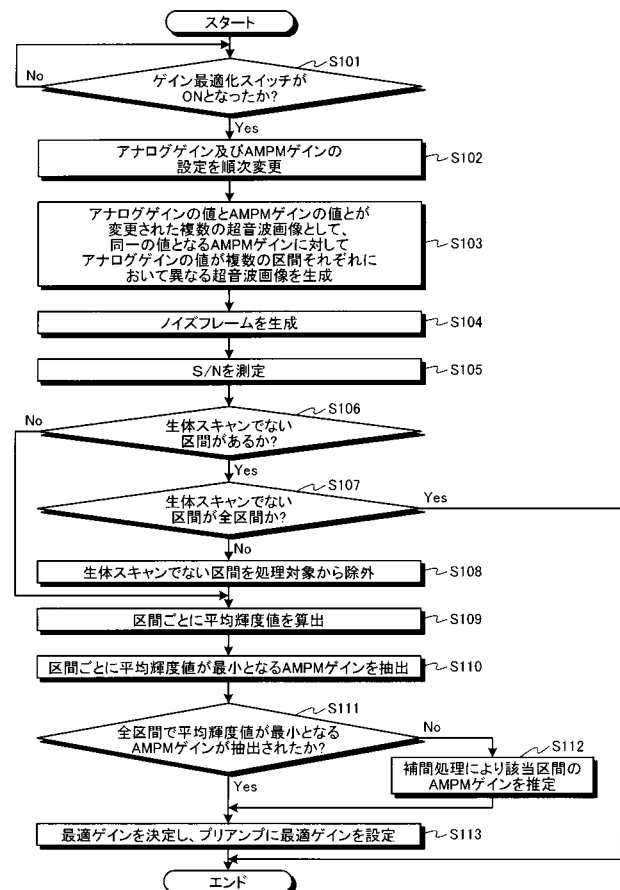
【図 11】



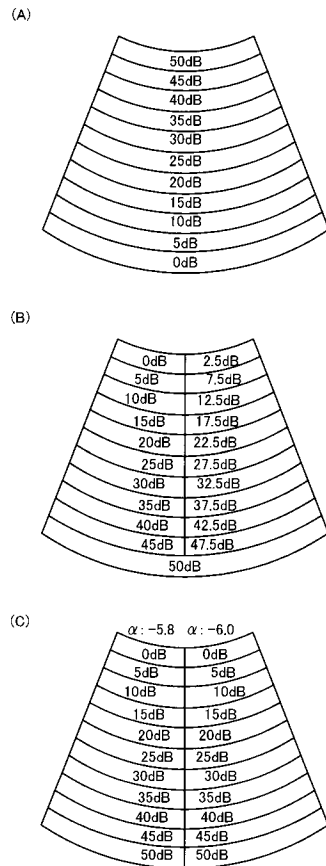
【図 12】



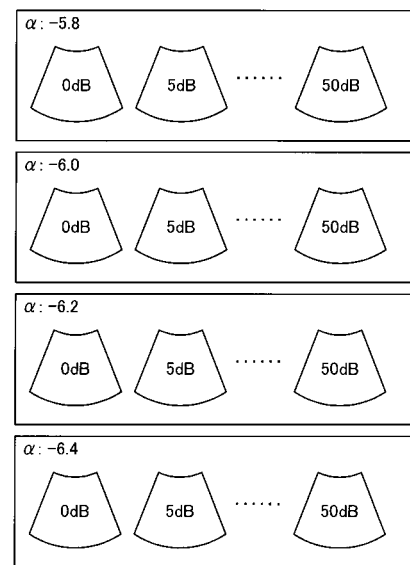
【図 13】



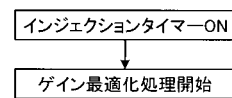
【図 14】



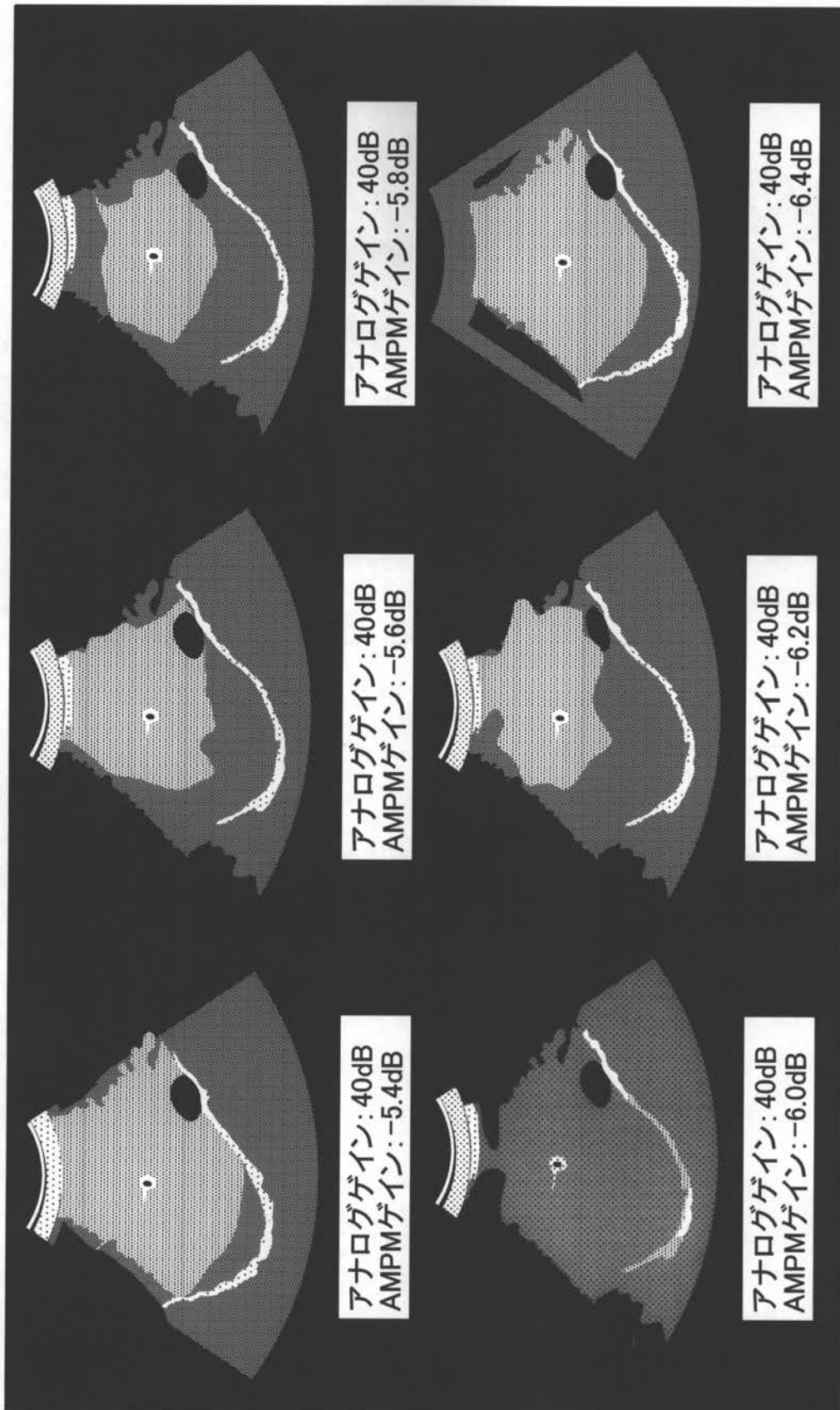
【図 15】



【図 16】



【図 6】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012254216A	公开(公告)日	2012-12-27
申请号	JP2011129481	申请日	2011-06-09
[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	中屋重光 滝本雅夫		
发明人	中屋 重光 滝本 雅夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/HH14 4C601/JB11 4C601/JB36 4C601/JB53		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在谐波成像中轻松设置最佳增益调整。根据实施例的超声诊断设备包括发送单元11，接收单元12，图像生成单元16，确定单元19a和设置单元19b。发送单元11根据用于谐波成像的扫描顺序在每条扫描线上多次发送超声波。接收单元12，对于在同一条扫描线上多次发送的超声波的每个反射波，分别具有根据第一系数进行加权的灵敏度校正单元和利用第二系数进行加权的扫描顺序加权单元。具有前置放大器12a。确定单元19a用于生成其中图像生成单元16所生成的第一系数的值和第二系数的值被改变的多个超声图像中具有最小亮度值的超声图像。确定所获得的第一系数和第二系数的值的组合作为设定系数，并且设定单元19b在前置放大器12a中设定设定系数。[选型图]图1

