

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-252182

(P2013-252182A)

(43) 公開日 平成25年12月19日(2013.12.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2012-128051 (P2012-128051)
(22) 出願日 平成24年6月5日(2012.6.5)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 吉新 寛樹
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 西原 財光
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

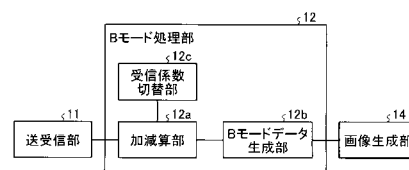
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波イメージングプログラム

(57) 【要約】

【課題】超音波造影を高いバブル組織比と高い深部感度とで行なうこと。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、送受信部と、加減算部と、画像生成部とを備える。送受信部は、造影剤が投与された被検体の撮影部位の同一走査線上において、振幅又は位相を変調させた超音波送信を複数回行なって反射波を受信する第1セットの超音波送受信と、第1セットの超音波送受信とは位相変調が異なる第2セットの超音波送受信とを、複数セット行なって複数セット分の反射波データを出力する。加減算部は、複数セット分の反射波データを加算又は減算する。画像生成部は、加減算部から出力されたデータに基づいて、造影画像データを生成する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

造影剤が投与された被検体の撮影部位の同一走査線上において、振幅又は位相を変調させた超音波送信を複数回行なって反射波を受信する第 1 セットの超音波送受信と、前記第 1 セットの超音波送受信とは位相変調が異なる第 2 セットの超音波送受信とを、複数セット行なって複数セット分の反射波データを出力する送受信部と、

前記複数セット分の反射波データを加算又は減算する加減算部と、

前記加減算部から出力されたデータに基づいて、造影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 2】

前記送受信部は、前記第 1 セットの超音波送受信では振幅及び位相の両方を変調させる振幅位相変調法を行ない、前記第 2 セットの超音波送受信では、振幅のみを変調させる振幅変調法を行ない、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信とを、少なくとも 2 セット以上交互に行なう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】

前記送受信部は、前記第 1 セットの超音波送受信及び前記第 2 セットの超音波送受信それぞれにおいて、振幅変調の大きい送信超音波の極性を同じ極性とすることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記送受信部は、前記第 2 セットの超音波送受信で複数回行なわれる各送信超音波の極性を、前記第 1 セットの超音波送受信で複数回行なわれる各送信超音波の極性から各々反転させ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 5】

前記送受信部は、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信とを交互に 4 セット以上行なう場合、奇数番目に行なう第 1 セットの超音波送受信と偶数番目に行なう第 1 セットの超音波送受信との送信極性を反転させ、奇数番目に行なう第 2 セットの超音波送受信と偶数番目に行なう第 2 セットの超音波送受信との送信極性を反転させることを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

超音波造影を行なうために 1 種類の超音波送受信を行なう第 1 のモードから、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信とを交互に複数セット行なう第 2 のモードへ切り替える切り替え要求を受け付け、更に、前記第 2 のモードで行なわれるセット数を受け付ける入力部と、

前記入力部が前記切り替え要求及び前記セット数を受け付けた場合に、前記第 2 モードにおける超音波送受信条件を設定する制御部と、

を更に備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波造影を行なうために 1 種類の超音波送受信を行なう第 1 のモードから、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信とを交互に複数セット行なう第 2 のモードへ切り替える切り替え要求を受け付け付ける入力部と、

40

前記入力部が前記切り替え要求を受け付けた場合に、前記第 2 モードのセット数を変化させることで生成される造影画像データの信号雑音比に基づいて、前記第 2 のモードでの送信セット数を設定する制御部と、

を更に備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記送受信部は、送信超音波として平面波または拡散波を用いて、並列同時受信処理を行なうことを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

50

前記送受信部は、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信との合計セット数に応じて、超音波の送信出力を調整す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】

前記送受信部は、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信との合計セット数に応じて、深さ方向のゲインを調整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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

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】

近年、静脈投与型の超音波造影剤が製品化され、超音波診断装置により、C H I (Contrast Harmonic Imaging) と呼ばれる造影エコー法が行われている。造影エコー法は、例えば、心臓や肝臓等の検査において、静脈から超音波造影剤を注入して血流信号を増強し、血流動態の評価を行うことを目的としている。超音波造影剤の多くは、微小気泡（マイクロバブル）を反射源とするものである。しかし、気泡というデリケートな基材の性質上、通常の診断レベルの超音波照射であっても、超音波の機械的作用によって気泡が崩壊し、結果的にスキャン面からの信号強度が低下してしまう。

20

【0003】

従って、還流の動的な様子をリアルタイムで観察するためには、低音圧の超音波送信によって画像化する等、スキャンによる気泡の崩壊を比較的低減させることが必要となる。このような低音圧の超音波送信による画像化では、信号 / 雑音比 (S / N 比) も低下してしまう。これを補うため、位相変調法 (P M : Phase Modulation) や振幅変調法 (A M : Amplitude Modulation)、位相振幅変調法 (A M P M) のように、様々な信号処理法が考案されている。これらの映像化手法により、リアルタイムで高い S / N 比の造影画像を表示することが可能となっている。超音波造影は、リアルタイム性や高空間分解能から、X 線 C T 装置や M R I 装置では視覚化できない微小構造（例えば、微小血管構造）の精査に利用される。また、超音波造影は、腫瘍血管の不規則な走行や栄養血管の観察が可能であることから、鑑別に有用な場合もある。また、超音波造影は、腹部の他に、表在領域でも用いられている。

30

【0004】

微小病変を観察する場合、空間分解能を得るために高周波 (6 M H z 以上) の超音波プローブが用いられるが、深部感度は低減する。また、腹壁の厚い患者を走査する場合でも、深部感度は低減する。これは、高周波で送信した超音波では、周波数依存減衰が大きく観察可能な領域 (ペネトレーション : penetration) が浅い領域に留まってしまうことに起因する。観察深度を得るためには、一般的には、周波数を下げることとなるが、かかる場合、空間分解能が低下する。臨床的には、深部まで空間分解能を維持した状態で病変の観察を行う必要があるが、それを満たせない場合もある。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】米国特許第 6 6 8 2 4 8 2 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、超音波造影を高いバブル組織比と高い深部感度とで行なう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】

50

【 0 0 0 7 】

実施形態の超音波診断装置は、送受信部と、加減算部と、画像生成部とを備える。送受信部は、造影剤が投与された被検体の撮影部位の同一走査線上において、振幅又は位相を変調させた超音波送信を複数回行なって反射波を受信する第1セットの超音波送受信と、前記第1セットの超音波送受信とは位相変調が異なる第2セットの超音波送受信とを、複数セット行なって複数セット分の反射波データを出力する。加減算部は、前記複数セット分の反射波データを加算又は減算する。画像生成部は、前記加減算部から出力されたデータに基づいて、造影画像データを生成する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 8 】

【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、第1の実施形態に係るBモード処理部の構成例を示すブロック図である。

【図3】図3は、AM又はAMPMが行なわれる場合に行なわれる加減算部及び受信係数切替部の処理の一例を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る超音波送受信の一例を示す図(1)である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る超音波送受信の一例を示す図(2)である。

【図6】図6は、AMPM及びAMの併用により生じる残留エコーの一例を示す図である。

【図7】図7は、第1の実施形態に係る残留エコー対策用の超音波送受信の一例を示す図である。

【図8】図8は、第1の実施形態に係る超音波送受信による超音波造影結果の一例を示す図である。

【図9】図9は、第2の実施形態を説明するための図である。

【図10】図10は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を示すフローチャートである。

【図11】図11は、第3の実施形態を説明するための図である。

【図12】図12は、第3の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を示すフローチャートである。

【図13】図13は、第4の実施形態を説明するための図(1)である。

【図14】図14は、第4の実施形態を説明するための図(2)である。

【図15】図15は、第4の実施形態を説明するための図(3)である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

(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。

【 0 0 1 1 】

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が有する複数の圧電振動子は、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、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。

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

なお、第 1 の実施形態は、超音波プローブ 1 が、被検体 P を 2 次元で走査する 1 D アレイプローブであっても、被検体 P を 3 次元で走査するメカニカル 4 D プローブや 2 D アレイプローブであっても適用可能である。

10

【 0 0 1 4 】

入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有する。入力装置 3 は、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 1 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【 0 0 1 5 】

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 G U I (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 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。

20

【 0 0 1 6 】

装置本体 1 0 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である。図 1 に示す装置本体 1 0 は、2 次元の反射波信号に基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能であり、3 次元の反射波信号に基づいて 3 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。ただし、第 1 の実施形態は、装置本体 1 0 が、2 次元データ専用の装置である場合であっても適用可能である。

【 0 0 1 7 】

装置本体 1 0 は、図 1 に例示するように、送受信部 1 1 と、B モード処理部 1 2 と、ドプラ処理部 1 3 と、画像生成部 1 4 と、画像メモリ 1 5 と、内部記憶部 1 6 と、制御部 1 7 とを有する。

30

【 0 0 1 8 】

送受信部 1 1 は、後述する制御部 1 7 の指示に基づいて、超音波プローブ 1 が行なう超音波送受信を制御する。送受信部 1 1 は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、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。また、送信遅延部は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、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。すなわち、送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

40

【 0 0 1 9 】

なお、送受信部 1 1 は、後述する制御部 1 7 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アンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 2 0 】

また、送受信部 1 1 は、アンプ回路、A / D (Analog / Digital) 変換器、受信遅延回路、加算器、直交検波回路等を有し、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って反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネル毎に増

50

幅してゲイン補正処理を行う。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をA/D変換する。受信遅延回路は、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。加算器は、受信遅延回路により受信遅延時間を与えられた反射波信号の加算処理を行う。加算器の加算処理により、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。そして、直交検波回路は、加算器の出力信号をベースバンド帯域の同相信号（I信号、I：In-phase）と直交信号（Q信号、Q：Quadrature-phase）とに変換する。そして、直交検波回路は、I信号及びQ信号（以下、IQ信号と記載する）を反射波データとして図示しないフレームバッファに格納する。なお、直交検波回路は、加算器の出力信号を、RF（Radio Frequency）信号に変換した上で、図示しないフレームバッファに格納してもよい。

10

【0021】

送受信部11は、被検体Pを2次元走査する場合、超音波プローブ1から2次元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を3次元走査する場合、超音波プローブ1から3次元の超音波ビームを送信させる。そして、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。

【0022】

Bモード処理部12及びドブラ処理部13は、送受信部11が反射波信号から生成した反射波データに対して、各種の信号処理を行なう信号処理部である。Bモード処理部12は、送受信部11から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、信号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。また、ドブラ処理部13は、送受信部11から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や心壁等の組織、造影剤である。Bモード処理部12やドブラ処理部13は、上述したフレームバッファを介して反射波データを取得する。

20

【0023】

なお、図1に例示する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。すなわち、Bモード処理部12は、2次元の反射波データから2次元のBモードデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のBモードデータを生成する。また、ドブラ処理部13は、2次元の反射波データから2次元のドブラデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のドブラデータを生成する。

30

【0024】

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。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画像データである。

40

【0025】

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。具体的には、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

50

）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。

【0026】

Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部 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ブラデータは、生データ (Raw Data) とも呼ばれる。画像生成部 14 は、スキャンコンバート処理前の 2 次元超音波画像データから、表示用の 2 次元超音波画像データを生成する。

【0027】

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、ドブラ処理部 13 が生成した 3 次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3 次元ドブラ画像データを生成する。画像生成部 14 は、「3 次元の B モード画像データや 3 次元ドブラ画像データ」を「3 次元超音波画像データ (ボリュームデータ)」として生成する。

10

【0028】

更に、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レンダリング処理を行なう。画像生成部 14 が行なうレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法 (MPR: Multi Planer Reconstruction) を行なってボリュームデータから MPR 画像データを生成する処理がある。また、画像生成部 14 が行なうレンダリング処理としては、例えば、3 次元の情報を反映した 2 次元画像データを生成するボリュームレンダリング (VR: Volume Rendering) 処理がある。

20

【0029】

画像メモリ 15 は、画像生成部 14 が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ 15 は、Bモード処理部 12 やドブラ処理部 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 15 が記憶する B モードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成部 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 15 は、送受信部 11 が出力した反射波データを記憶することも可能である。

30

【0030】

内部記憶部 16 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 16 は、必要に応じて、画像メモリ 15 が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶部 16 が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部装置へ転送することができる。また、内部記憶部 16 は、外部装置から図示しないインターフェースを経由して転送されたデータを記憶することも可能である。

【0031】

制御部 17 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 17 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 16 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、ドブラ処理部 13 及び画像生成部 14 の処理を制御する。また、制御部 17 は、画像メモリ 15 や内部記憶部 16 が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ 2 にて表示するように制御する。

40

【0032】

なお、装置本体 10 に内蔵される送受信部 11 等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたプログラムである場合もある。

【0033】

50

ここで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波造影としてコントラストハーモニクイメージング (C H I : Contrast Harmonic Imaging) を実行可能な装置である。上述した B モード処理部 1 2 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。B モード処理部 1 2 は、上記の機能により、超音波造影剤が投与された被検体 P の撮像部位における反射波データを、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に分離する。これにより、画像生成部 1 4 は、流動するバブルを高感度に映像化した造影画像データを生成することができる。

【0034】

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。造影画像データは、主に、セカンドハーモニク (2 次高調波) 成分を元に生成される。例えば、B モード処理部 1 2 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データが生成されない場合がある。また、C H I では、微小気泡が崩壊しないように、低音圧での超音波送信を行なう必要がある。しかし、低音圧の超音波送信による画像化では、造影画像データの信号 / 雑音比 (S / N 比) が低下する。

【0035】

一方、低音圧の超音波送信でも造影画像データの S / N 比を向上できる超音波送受信法として、位相変調法 (P M : Phase Modulation) や、振幅変調法 (A M : Amplitude Modulation)、位相振幅変調法 (A M P M) が知られている。第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、A M、P M 及び A M P M を実行可能な装置である。

【0036】

A M では、送受信部 1 1 は、制御部 1 7 が設定したスキャンシーケンスにより、例えば (0.5, 1, 0.5) のように、同じ位相極性で振幅の比率を「1 : 2 : 1」に変調させた超音波を各走査線で 3 回送信させる。そして、送受信部 1 1 は、3 つの反射波データを B モード処理部 1 2 に出力する。ここで、(0.5, 1, 0.5) の反射波データを R 1、R 2 及び R 3 とする。B モード処理部 1 2 は、「R 1 - R 2 + R 3」の加減算処理を行なったデータに対して包絡線検波処理を行なって B モードデータを生成し、画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 から出力された 1 フレーム分の B モードデータ、又は、1 ポリウム分の B モードデータから超音波画像データを生成する。

【0037】

また、A M P M では、送受信部 1 1 は、制御部 1 7 が設定したスキャンシーケンスにより、例えば、(-0.5, 1, -0.5) のように、振幅の比率を「1 : 2 : 1」に変調させ、更に、1 回目及び 3 回目の送信超音波の極性と 2 回目の送信超音波の極性とを反転させた超音波を各走査線で 3 回送信させる。ここで、(-0.5, 1, -0.5) の反射波データを R 1、R 2 及び R 3 とする。B モード処理部 1 2 は、「R 1 + R 2 + R 3」の加算処理を行なったデータに対して包絡線検波処理を行なって B モードデータを生成し、画像生成部 1 4 は、B モード処理部 1 2 から出力された 1 フレーム分の B モードデータ、又は、1 ポリウム分の B モードデータから超音波画像データを生成する。

【0038】

上記の A M や A M P M を実行するため、第 1 の実施形態に係る B モード処理部 1 2 は、図 2 に例示するように構成される。図 2 は、第 1 の実施形態に係る B モード処理部の構成例を示すブロック図である。また、図 3 は、A M 又は A M P M が行なわれる場合に行なわれる加減算部及び受信係数切替部の処理の一例を示す図である。

【0039】

図 2 に例示するように、第 1 の実施形態に係る B モード処理部 1 2 は、加減算部 1 2 a と、B モードデータ生成部 1 2 b と、受信係数切替部 1 2 c とを有する。加減算部 1 2 a 及び受信係数切替部 1 2 c は、A M や A M P M による超音波送受信が行なわれる場合に機能する処理部である。

10

20

30

40

50

【0040】

例えば、図3の(A)に示すように、 $(0.5, 1, 0.5)$ のAMが行なわれる場合、加減算部12aは、送受信部11が出力した反射波データ「R1, R2, R3」を受信する。反射波データは、位相情報を有するIQ信号やRF信号である。受信係数切替部12cは、AMが行なわれている場合、制御部17の制御により、受信係数 $(1, -1, 1)$ を加減算部12aに出力する。加減算部12aは、受信係数 $(1, -1, 1)$ により、図3の(A)に示すように、3つの反射波データを「 $1 \times R1 + (-1) \times R2 + 1 \times R3$ 」により合成する。そして、加減算部12aは、合成データをBモードデータ生成部12bに出力し、Bモードデータ生成部12bは、合成データからBモードデータを生成して、画像生成部14に出力する。

10

【0041】

また、例えば、図3の(B)に示すように、 $(-0.5, 1, -0.5)$ のAMPMが行なわれる場合、加減算部12aは、送受信部11が出力した反射波データ「R1, R2, R3」を受信する。受信係数切替部12cは、AMPMが行なわれている場合、制御部17の制御により、受信係数 $(1, 1, 1)$ を加減算部12aに出力する。加減算部12aは、受信係数 $(1, 1, 1)$ により、図3の(A)に示すように、3つの反射波データを「 $1 \times R1 + 1 \times R2 + 1 \times R3$ 」により合成する。そして、加減算部12aは、合成データをBモードデータ生成部12bに出力し、Bモードデータ生成部12bは、合成データからBモードデータを生成して、画像生成部14に出力する。

20

【0042】

AMやAMPMは、造影剤の非線形応答を抽出する一方、組織からの線形信号をキャンセルし、造影剤を特異的に描出する映像法である。このため、AMやAMPMで生成される超音波画像データは、低音圧であっても、組織由来の信号が抑制され、造影剤由来の高調波成分が強調された造影画像データとなる。すなわち、AMやAMPMを行うことで、S/N比を改善することができる。

【0043】

ここで、振幅変調は、送信音圧、又は、送信素子数の制御で実現される。しかし、送受信部11を構成する回路の非線形性により、組織由来の信号も完全にはキャンセルできずに残存してしまう。例えば、送信素子数による振幅変調では、小振幅の超音波送信は、偶数チャンネル又は奇数チャンネルによる送信で実現される。 $(0.5, 1, 0.5)$ のAMが行なわれる場合、1回目の「0.5」の超音波送信は、偶数チャンネルで行なわれ、2回目の「1」の超音波送信は、全チャンネルで行なわれ、3回目の「0.5」の超音波送信は、奇数チャンネルで行なわれる。また、 $(-0.5, 1, -0.5)$ のAMPMが行なわれる場合、1回目の「-0.5」の超音波送信は、偶数チャンネルで行なわれ、2回目の「1」の超音波送信は、全チャンネルで行なわれ、3回目の「-0.5」の超音波送信は、奇数チャンネルで行なわれる。

30

【0044】

しかし、この間引き送信時における回路のクロストーク等により、「偶数チャンネル+奇数チャンネル」の送信音圧は、「全チャンネル」の送信音圧と必ずしも一致せず、振幅の比率が「1:2:1」とならない場合がある。かかる場合、組織信号が残存する。

40

【0045】

また、微小病変を観察する場合、空間分解能を得るために高周波の超音波プローブ1を用いる必要があるが、周波数依存減衰が大きいため、深部感度は低減する。また、腹壁の厚い被検体Pを走査する場合でも、周波数依存減衰が大きいため、深部感度は低減する。深部感度を向上させるためには、送信超音波の周波数を下げる必要があるが、空間分解能が低下する。

【0046】

そこで、S/N比を改善したうえで、空間分解能と深部感度とを両立するための手法が考案されている。かかる手法は、同一走査線に送受信するデータ数を増やすことで、空間分解能と深部感度とを両立させる手法である。かかる手法では、AMやAMPMによる超

50

音波送受信が同一走査線付近で複数回行なわれる。かかる手法により、深部領域での減衰度合いの高い、比較的高い周波数の超音波送受信を行なった場合であっても、 S/N 比と空間分解能とを維持したうえで、深部感度を向上させることができる。なお、上記の手法を、以下では、「従来手法」と記載する。

【0047】

しかし、同じセットの超音波送受信を繰り返してデータ数を増加させる「従来手法」は、深部感度を改善することはできるが、造影剤由来の信号のみならず、組織由来の信号(消え残り成分)も増強され、造影剤の特異性が損なわれてしまう場合がある。すなわち、「従来手法」では、パブル組織比が低下する場合がある。

【0048】

そこで、超音波造影を高いパブル組織比と高い深部感度とで行なうために、第1の実施形態に係る送受信部11は、造影剤が投与された被検体Pの撮影部位の同一走査線上において、第1セットの超音波送受信と、第2セットの超音波送受信とを、複数セット行なって複数セット分の反射波データを出力する。なお、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とは、同一走査線付近において行なわれる。また、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とは、交互に行なわれる。

【0049】

ここで、第1セットの超音波送受信は、振幅又は位相を変調させた超音波送信を複数回行なって反射波を受信するスキャンシーケンスである。また、第2セットの超音波送受信は、第1セットの超音波送受信とは位相変調のみが異なる超音波送信を、第1セットの超音波送受信で行なわれる超音波送信回数と同じ回数行なって反射波を受信するスキャンシーケンスである。なお、セット数は、偶数となる。第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とは、超音波送信を複数回行なって反射波を受信するスキャンシーケンスである。また、例えば、同一走査線付近において、第1セットの超音波送受信が1回行なわれ、第2セットの超音波送受信が1回行なわれた場合、合計2セットの超音波送受信が行なわれたこととなる。また、例えば、同一走査線付近において、第1セットの超音波送受信が1回行なわれ、第2セットの超音波送受信が1回行なわれ、第1セットの超音波送受信が1回行なわれ、第2セットの超音波送受信が1回行なわれた場合、合計4セットの超音波送受信が行なわれたこととなる。

【0050】

そして、第1の実施形態に係る加減算部12aは、複数セット分の反射波データを加算又は減算する。そして、第1の実施形態に係る画像生成部14は、加減算部12aから出力されたデータに基づいて、造影画像データを生成する。図4及び図5は、第1の実施形態に係る超音波送受信の一例を示す図である。

【0051】

第1のスキャンシーケンスでは、送受信部11は、第1セットの超音波送受信では振幅及び位相の両方を変調させる振幅位相変調法を行ない、第2セットの超音波送受信では、振幅のみを変調させる振幅変調法を行なう。そして、第1のスキャンシーケンスでは、送受信部11は、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とを、少なくとも2セット以上交互に行なう。更に、第1のスキャンシーケンスでは、送受信部11は、第1セットの超音波送受信及び第2セットの超音波送受信それぞれにおいて、振幅変調の大きい送信超音波の極性を同じ極性とする。

【0052】

図4は、第1のスキャンシーケンスの一例を示している。図4では、 $(-0.5, 1, -0.5)$ のAMPMが第1セットの超音波送受信とされ、 $(0.5, 1, 0.5)$ のAMが第2セットの超音波送受信とされている。更に、図4に例示する第1のスキャンシーケンスでは、「AMPM + AM」が2回繰り返されることで、合計4セットの超音波送受信が行なわれる。これにより、送受信部11は、12個の反射波データを生成する。

【0053】

加減算部12aは、 $(-0.5, 1, -0.5)$ のAMPMの反射波データについては

10

20

30

40

50

上述した $(1, 1, 1)$ の受信係数を用い、 $(0.5, 1, 0.5)$ の A M の反射波データについては上述した $(1, -1, 1)$ の受信係数を用いることで、12個の反射波データを合成する。

【0054】

上述したように、間引き送信時における回路のクロストーク等により、組織信号が残存する。第1のスキャンシーケンスは、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とで小振幅の極性を交互に反転させる。これにより、第1のスキャンシーケンスは、組織信号の消え残りを抑制するシーケンスとなる。また、第1のスキャンシーケンスは、造影剤の挙動に支配的な大きい振幅の極性を、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とで同じにすることで、造影剤の感度を向上させるシーケンスとなる。

10

【0055】

第2のスキャンシーケンスでは、第1のスキャンシーケンスと同様に、送受信部11は、第1セットの超音波送受信ではAMPMを行ない、第2セットの超音波送受信では、AMを行なう。そして、第2のスキャンシーケンスでは、第1のスキャンシーケンスと同様に、送受信部11は、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とを、少なくとも2セット以上交互に行なう。

【0056】

ただし、第2のスキャンシーケンスでは、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とで、大きい振幅の極性を交互に反転させ、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とで、小振幅の極性を同じにする。

20

【0057】

図5の(A)は、合計セット数が「2」の第2のスキャンシーケンスの一例を示している。図5の(A)では、 $(-0.5, 1, -0.5)$ のAMPMが第1セットの超音波送受信とされ、 $(-0.5, -1, -0.5)$ のAMが第2セットの超音波送受信とされている。なお、図5において、括弧内に示す値は、受信係数である。

【0058】

図5の(A)に示す場合、加減算部12aは、 $(-0.5, 1, -0.5)$ のAMPMの反射波データについては、AMPMであることから $(1, 1, 1)$ の受信係数を用いて第1セットの反射波データを合成する。また、加減算部12aは、 $(-0.5, -1, -0.5)$ のAMの反射波データについては、AMであることから $(1, -1, 1)$ の受信係数を用いることで、第2セットの反射波データを合成する。そして、図5の(A)に示す場合、加減算部12aは、第1セットの反射波データから、第2セットの反射波データを減算する。第2のスキャンシーケンスは、小振幅のレートの極性を同じにし、第1セットの反射波データから第2セットの反射波データを減算することで、組織の消え残りをキャンセルさせるシーケンスである。

30

【0059】

なお、加減算部12aは、 $(-0.5, -1, -0.5)$ のAMの反射波データについては、 $(-1, 1, -1)$ の受信係数を用いることで、第1セットの反射波データと第2セットの反射波データとを加算しても良い。

【0060】

第3のスキャンシーケンスでは、送受信部11は、第2セットの超音波送受信で複数回行なわれる各送信超音波の極性を、第1セットの超音波送受信で複数回行なわれる各送信超音波の極性から各々反転させる。具体的には、第3のスキャンシーケンスとしては、第1セット及び第2セット双方をAMPMで行ない、第2セットのAMPMの極性が全て、第1セットのAMPMの極性から反転される第1の場合がある。また、第3のスキャンシーケンスとしては、第1セット及び第2セット双方をAMで行ない、第2セットのAMの極性が全て、第1セットのAMの極性から反転される第2の場合がある。

40

【0061】

図5の(B)は、合計セット数が「2」である第1の場合を実行する第3のスキャンシーケンスの一例を示している。図5の(B)では、 $(-0.5, 1, -0.5)$ のAMP

50

Mが第1セットの超音波送受信とされ、 $(0.5, -1, 0.5)$ のAMP Mが第2セットの超音波送受信とされている。

【0062】

図5の(B)に示す場合、加減算部12aは、 $(-0.5, 1, -0.5)$ のAMP Mの反射波データについては、AMP Mであることから $(1, 1, 1)$ の受信係数を用いて第1セットの反射波データを合成する。また、加減算部12aは、 $(0.5, -1, 0.5)$ のAMの反射波データについても、AMP Mであることから $(1, 1, 1)$ の受信係数を用いて第2セットの反射波データを合成する。そして、図5の(B)に示す場合、加減算部12aは、第1セットの反射波データと第2セットの反射波データとを加算する。第1の場合を実行する第3のスキャンシーケンスは、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とで小振幅の極性を交互に反転させることで、組織信号の消え残りを抑制するシーケンスとなる。

10

【0063】

なお、加減算部12aは、 $(0.5, -1, 0.5)$ のAMP Mの反射波データについては、 $(-1, -1, -1)$ の受信係数を用いることで、第1セットの反射波データから第2セットの反射波データを減算しても良い。

【0064】

図5の(C)は、合計セット数が「2」である第2の場合を実行する第3のスキャンシーケンスの一例を示している。図5の(B)では、 $(0.5, 1, 0.5)$ のAMが第1セットの超音波送受信とされ、 $(-0.5, -1, -0.5)$ のAMが第2セットの超音波送受信とされている。

20

【0065】

図5の(C)に示す場合、加減算部12aは、 $(0.5, 1, 0.5)$ のAMの反射波データについては、AMであることから $(1, -1, 1)$ の受信係数を用いて第1セットの反射波データを合成する。また、加減算部12aは、 $(-0.5, -1, -0.5)$ のAMの反射波データについても、AMであることから $(1, -1, 1)$ の受信係数を用いて第2セットの反射波データを合成する。そして、図5の(C)に示す場合、加減算部12aは、第1セットの反射波データと第2セットの反射波データとを加算する。第2の場合を実行する第3のスキャンシーケンスも、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とで小振幅の極性を交互に反転させることで、組織信号の消え残りを抑制するシーケンスとなる。

30

【0066】

ここで、送信周波数にもよるが、セット間の位相変調が要因でパブルの応答が弱まる場合がある。特に、第2の場合を実行する第3のスキャンシーケンスでは、位相変調が大きいため、パブルの応答が弱まる可能性が高い。このため、組織信号の残存が上昇する可能性があるが、あえて造影剤の感度を向上させるために、図5の(D)に示すように、第1セットの反射波データから第2セットの反射波データを減算しても良い。

【0067】

第1のスキャンシーケンス～第3のスキャンシーケンスは、送信周波数や造影剤の種類により、適宜好適なシーケンスを選択することが可能である。シーケンスの選択は、操作者により手動で設定される場合であっても良いし、例えば、制御部17により自動設定される場合であっても良い。

40

【0068】

ところで、第1のスキャンシーケンスや第2のスキャンシーケンスのように、AMP M及びAMを併用する場合、残留エコーによるアーチファクトが発生する場合がある。近年の造影剤は、低音圧で映像化されるため、残留エコーによるアーチファクトの影響は少ないが、高エコーが存在する場合に、多重反射が起こり、残留エコーによるアーチファクトが顕著となる場合がある。位相変調を行わないAMを第2セットにする場合、ひとつ前の送信によるエコー(残留エコー)が現在の受信期間に入り、残留エコーがキャンセルされずにアーチファクトとなる。図6は、AMP M及びAMの併用により生じる残留エコーの

50

一例を示す図である。

【0069】

図6は、図4に示す第1のスキャンシーケンスが行なわれる場合に生じる残留エコーを示す図である。図6に示すように、2セット目及び4セット目のAMPにおける残留エコーは、 $(-0.5, 0.5, 1)$ となる。受信係数が $(1, -1, 1)$ であることから、2セット目及び4セット目の残留エコーそれぞれは、図6に示すように、「 $-0.5 - 0.5 + 1 = 0$ 」となる。一方、図6に示すように、1セット目及び3セット目のAMPにおける残留エコーは $(0.5, -0.5, 1)$ となる。受信係数が $(1, 1, 1)$ であることから、1セット目及び3セット目の残留エコーそれぞれは、図6に示すように、「 $0.5 - 0.5 + 1 = 1$ 」となる。すなわち、第1のスキャンシーケンスでは、残留エコーの影響が生じる。なお、第2のスキャンシーケンスでも同様に、残留エコーの影響が生じる。特に、第1及び第2のスキャンシーケンスを合計4セット以上行なう場合、残留エコーの影響が大きくなる。

10

【0070】

そこで、送受信部11は、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信とを交互に4セット以上行なう場合、奇数番目に行なう第1セットの超音波送受信と偶数番目に行なう第1セットの超音波送受信との送信極性を反転させる。更に、送受信部11は、奇数番目に行なう第2セットの超音波送受信と偶数番目に行なう第2セットの超音波送受信との送信極性を反転させる。図7は、第1の実施形態に係る残留エコー対策用の超音波送受信の一例を示す図である。

20

【0071】

図7は、図4に示す第1のスキャンシーケンスを残留エコー対策用のスキャンシーケンスとした場合を示す。図7に示すように、3セット目(2番目)のAMPは、1セット目(1番目)のAMPを反転したシーケンスであり、4セット目(2番目)のAMは、2セット目(1番目)のAMを反転したシーケンスとなる。

【0072】

図7に示すように、1セット目のAMPにおける残留エコーは $(-0.5, -0.5, 1)$ となる。受信係数が $(1, 1, 1)$ であることから、1セット目の残留エコーは、図7に示すように、「 $-0.5 - 0.5 + 1 = 0$ 」となる。また、図7に示すように、2セット目のAMにおける残留エコーは $(-0.5, 0.5, 1)$ となる。受信係数が $(1, -1, 1)$ であることから、2セット目の残留エコーは、図7に示すように、「 $-0.5 - 0.5 + 1 = 0$ 」となる。また、図7に示すように、3セット目のAMPにおける残留エコーは $(0.5, 0.5, -1)$ となる。受信係数が $(1, 1, 1)$ であることから、3セット目の残留エコーは、図7に示すように、「 $0.5 + 0.5 - 1 = 0$ 」となる。また、図7に示すように、4セット目のAMにおける残留エコーは $(0.5, -0.5, -1)$ となる。受信係数が $(1, -1, 1)$ であることから、2セット目の残留エコーは、図7に示すように、「 $0.5 + 0.5 - 1 = 0$ 」となる。

30

【0073】

すなわち、図7に示すスキャンシーケンスでは、残留エコーの影響を軽減できる。なお、第2のスキャンシーケンスを残留エコー対策用のスキャンシーケンスとした場合にも、上記と同様の反転を行なうことで、残留エコーの影響を軽減できる。ただし、残留エコー対策用のスキャンシーケンスでは、合計セット数が4の倍数であることが必要となる。

40

【0074】

図8は、第1の実施形態に係る超音波送受信による超音波造影結果の一例を示す図である。図8の左図は、1回のAMPにより生成された造影画像データ100を示し、図8の中図は、「従来手法」でAMPを4回(4セット)繰り返すことで生成された造影画像データ200を示す。また、図8の右図は、図4に例示した「AMP+AM」により生成された造影画像データ300を示す。造影画像データ100と造影画像データ200とを比較すると、造影画像データ200の方が、造影剤に由来する信号強度が、深部まで高くなっているが、組織由来の信号強度も全体的に高くなっている。一方、造影画像デー

50

タ 3 0 0 は、造影剤に由来する信号強度が造影画像データ 2 0 0 と同様に深部まで高くなっており、且つ、組織由来の信号強度が造影画像データ 1 0 0 と同程度まで抑制されている。

【 0 0 7 5 】

このように、第 1 の実施形態では、上述した様々なスキャンシーケンスを用いることで、組織由来の信号の増加を極力抑えながら、超音波造影を高いバブル組織比と高い深部感度とで行なうことができる。なお、第 1 の実施形態は、受信係数切替部 1 2 c の機能が加減算部 1 2 a の機能として組み込まれている場合であっても適用可能である。

【 0 0 7 6 】

(第 2 の実施形態)

第 2 の実施形態では、操作者の切り替え要求により、従来の超音波造影から第 1 の実施形態で説明した超音波造影へと切り替わる場合について、図 9 等を用いて説明する。図 9 は、第 2 の実施形態を説明するための図である。

【 0 0 7 7 】

第 2 の実施形態では、入力装置 3 は、超音波造影を行なうために 1 種類の超音波送受信を行なう第 1 のモードから、第 1 セットの超音波送受信と第 2 セットの超音波送受信とを交互に複数セット行なう第 2 のモードへ切り替える切り替え要求を受け付ける。更に、入力装置 3 は、第 2 のモードで行なわれるセット数を受け付ける。

【 0 0 7 8 】

例えば、操作者は、第 1 モードとして初期設定されている「 1 セットの A M P M 」により、超音波造影を行なう。図 9 の左図に示す第 1 モードの造影画像を参照して、観察深度の造影感度が悪いと判断した場合、操作者は、例えば、入力装置 3 が有するタッチコマンドスクリーン上のスイッチを操作して、第 2 のモードへ切り替える切り替え要求を入力する。なお、第 2 モードは、例えば、第 1 のスキャンシーケンスが初期設定されている。そして、操作者は、第 2 のモードで行なわれるセット数を、例えば、観察深度に応じて設定する。なお、操作者は、観察深度とリアルタイム性とのバランスから好適なセット数を選択しても良い。また、操作者は、第 2 モードのスキャンシーケンスを第 1 の実施形態で説明した種々のスキャンシーケンスから選択することも可能である。

【 0 0 7 9 】

制御部 1 7 は、入力装置 3 が切り替え要求及びセット数を受け付けた場合に、第 2 モードにおける超音波送受信条件を設定する。例えば、図 4 に例示した「 A M P M + A M 」が設定された場合、設定されたセット数による「 A M P M + A M 」のスキャンシーケンスに基づいて、制御部 1 7 は、送受信部 1 1 が行なう送受信条件を設定する。これにより、操作者は、図 9 の右図に示す第 2 モードの造影画像を参照することができる。図 9 の右図に示す第 2 モードの造影画像では、第 1 モードの造影画像と比較して、バブル組織比が維持された状態で、観察深度の造影感度が向上している。

【 0 0 8 0 】

なお、第 2 の実施形態は、リアルタイム性を優先したいと判断した操作者により、再度、第 2 モードから第 1 モードへの切り替えが行なわれても良い。

【 0 0 8 1 】

次に、図 1 0 を用いて、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例について説明する。図 1 0 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を示すフローチャートである。

【 0 0 8 2 】

図 1 0 に例示するように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の制御部 1 7 は、造影モードの撮影要求を受け付けたか否かを判断する (ステップ S 1 0 1) 。ここで、造影モードの撮影要求を受け付けない場合 (ステップ S 1 0 1 否定) 、制御部 1 7 は、要求を受け付けるまで待機する。

【 0 0 8 3 】

一方、造影モードの撮影要求を受け付けた場合 (ステップ S 1 0 1 肯定) 、制御部 1 7

10

20

30

40

50

は、第 1 モードの超音波送受信に基づいて、スキャン条件を初期化し（ステップ S 1 0 2）、第 1 モードのスキャンを開始する（ステップ S 1 0 3）。

【 0 0 8 4 】

そして、制御部 1 7 は、スキャン条件の変更要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 0 4）。なお、上記のステップ S 1 0 4 では、制御部 1 7 は、第 1 モードから第 2 モードへの変更要求を受け付けたか否かを判定する。ここで、スキャン条件の変更要求を受け付けた場合（ステップ S 1 0 4 肯定）、制御部 1 7 は、第 2 のモードで行なわれるセット数が選択されたか否かを判定する（ステップ S 1 0 5）。

【 0 0 8 5 】

ここで、セット数が選択されない場合（ステップ S 1 0 5 否定）、制御部 1 7 は、セット数が選択されるまで待機する。一方、セット数が選択された場合（ステップ S 1 0 5 肯定）、制御部 1 7 は、スキャン条件を再設定し、新たなスキャン条件でスキャンを開始する（ステップ S 1 0 6）。上記のステップ S 1 0 6 では、制御部 1 7 は、第 2 モードのスキャンを開始させる。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 1 0 6 の後、或いは、第 2 モードへのスキャン条件の変更要求を受け付けない場合（ステップ S 1 0 4 否定）、制御部 1 7 は、終了要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 0 7）。ここで、終了要求を受け付けない場合（ステップ S 1 0 7 否定）、制御部 1 7 は、ステップ S 1 0 4 に戻って、スキャン条件の変更要求を受け付けたか否かを判定する。なお、ステップ S 1 0 6 の後に、ステップ S 1 0 7 が否定であったために、ステップ S 1 0 4 に戻った場合、制御部 1 7 は、第 2 モードから第 1 モードへの変更要求を受け付けたか否かを判定する。第 2 モードから第 1 モードへの変更要求を受け付けたことでステップ S 1 0 4 が肯定であった後に、制御部 1 7 がステップ S 1 0 5 で受け付けるセット数は、「1」、又は、複数（「従来手法」でセット送受信を行なう際のセット数）となる。また、制御部 1 7 がステップ S 1 0 6 でスキャン条件を再設定して開始するスキャンは、第 1 モードのスキャンとなる。なお、第 2 モードから第 1 モードへの変更要求を受け付けた後に、受け付けたセット数が複数であった場合には、制御部 1 7 は、第 2 モードを実行させても良い。

【 0 0 8 7 】

一方、終了要求を受け付けた場合（ステップ S 1 0 7 肯定）、制御部 1 7 は、処理を終了する。

【 0 0 8 8 】

上述したように、第 2 の実施形態では、操作者の要求に応じて第 1 モードと第 2 モードとを切り替えるユーザインタフェースを提供することができる。

【 0 0 8 9 】

（第 3 の実施形態）

第 3 の実施形態では、第 1 モードから第 2 モードへ切り替わる場合に、第 2 モードの送信セット数が自動で設定される場合について、図 1 1 等を用いて説明する。図 1 1 は、第 3 の実施形態を説明するための図である。

【 0 0 9 0 】

第 3 の実施形態に係る入力装置 3 は、第 1 のモードから、第 2 のモードへ切り替える切り替え要求を受け付ける。制御部 1 7 は、入力装置 3 が切り替え要求を受け付けた場合に、第 2 モードのセット数を変化させることで生成される造影画像データの信号雑音比に基づいて、第 2 のモードでの送信セット数を設定する。

【 0 0 9 1 】

例えば、送受信部 1 1 を制御することで、制御部 1 7 は、第 1 のスキャンシーケンスの送信セット数を「2、4、6、・・・」と順次変化させて、超音波送受信を行なった場合の造影画像データと、超音波送信を行わずに超音波受信のみを行なった場合の造影画像データとを画像生成部 1 4 に生成させる。制御部 1 7 は、送信セット数ごとに生成された造影画像データのペアから、送信セット数ごとの S/N 比を算出する。そして、制御部 1

10

20

30

40

50

7は、図11に例示するように、S/N比が最も高くなる最適セット数を推定する。そして、制御部17は、最適セット数により、第2モードのスキャン条件を設定する。なお、制御部17は、例えば、操作者がBモード画像データで設定した関心領域に限定してS/N比を算出しても良い。

【0092】

次に、図12を用いて、第3の実施形態に係る超音波診断装置の処理の一例について説明する。図12は、第3の実施形態に係る超音波診断装置の処理例を示すフローチャートである。

【0093】

図12に例示するように、第3の実施形態に係る超音波診断装置の制御部17は、造影モードの撮影要求を受け付けたか否かを判断する(ステップS201)。ここで、造影モードの撮影要求を受け付けない場合(ステップS201否定)、制御部17は、要求を受け付けるまで待機する。

【0094】

一方、造影モードの撮影要求を受け付けた場合(ステップS201肯定)、制御部17は、第1モードの超音波送受信に基づいて、スキャン条件を初期化し(ステップS202)、第1モードのスキャンを開始する(ステップS203)。

【0095】

そして、制御部17は、スキャン条件の変更要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS204)。なお、上記のステップS204では、制御部17は、第1モードから第2モードへの変更要求を受け付けたか否かを判定する。ここで、スキャン条件の変更要求を受け付けた場合(ステップS204肯定)、制御部17は、第2モードにおける送信セット数を変化させながら造影画像データのS/N比を算出し(ステップS205)、最適送信セット数を推定することで、送信セット数を設定する(ステップS206)。

【0096】

そして、制御部17は、スキャン条件を再設定し、新たなスキャン条件でスキャンを開始する(ステップS207)。上記のステップS207では、制御部17は、第2モードのスキャンを開始させる。

【0097】

ステップS207の後、或いは、スキャン条件の変更要求を受け付けない場合(ステップS204否定)、制御部17は、終了要求を受け付けたか否かを判定する(ステップS208)。ここで、終了要求を受け付けない場合(ステップS208否定)、制御部17は、ステップS204に戻って、スキャン条件の変更要求を受け付けたか否かを判定する。なお、ステップS207の後に、ステップS208が否定であったために、ステップS204に戻った場合、制御部17は、第2モードから第1モードへの変更要求を受け付けたか否かを判定する。

【0098】

ここで、第2モードから第1モードへの変更要求を受け付けた後に、制御部17がステップS205で算出するS/N比は、例えば、1種類のAMPMの送信セット数を変化させた場合の造影画像データのS/N比である。また、第2モードから第1モードへの変更要求を受け付けた後に、制御部17がステップS206で設定した送信セット数が複数の場合、ステップS207でスキャン条件が再設定されて開始されるスキャンは、「従来手法」での第1モードのスキャンとなる。なお、第2モードから第1モードへの変更要求を受け付けた後、制御部17は、ステップS205において、第1モードとともに第2モードでのS/N比も算出し、算出結果に基づいて、ステップS206において、第2モードでセット送受信を行なう際のセット数によりスキャン条件を再設定しても良い。かかる場合、ステップS207でスキャン条件が再設定されて開始されるスキャンは、第2モードのスキャンとなる。

【0099】

一方、終了要求を受け付けた場合(ステップS208肯定)、制御部17は、処理を終

10

20

30

40

50

了する。

【0100】

上述したように、第3の実施形態では、第2モードの送信セット数が自動設定されるので、第2モードへの切り替え時における操作者の負担を低減させることができる。

【0101】

(第4の実施形態)

第4の実施形態では、上述した第1～第3の実施形態における3つの変形例について、図13～図15を用いて説明する。図13～図15は、第4の実施形態を説明するための図である。

【0102】

まず、第1の変形例について説明する。第2の実施形態では、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信との合計セット数が手動で設定される。また、第3の実施形態では、第1セットの超音波送受信と第2セットの超音波送受信との合計セット数が、S/N比により推定された最適セット数に自動設定される。いずれの場合も、バブル組織比が維持された状態で、深部の造影感度が向上している。

【0103】

そこで、第1の変形例に係る送受信部11は、合計セット数に応じて、超音波の送信出力を調整する。具体的には、送受信部11は、合計セット数に応じて、超音波の送信音圧を低下させる。例えば、送受信部11は、図13に示すように、S/N比の算出から推定された最適セット数に応じて、送信音圧を低下させる。或いは、送受信部11は、操作者により設定されたセット数に応じて、送信音圧を低下させる。

【0104】

第1の変形例では、バブル組織比が維持された状態で、深部の造影感度が向上している場合に、音圧を低下することで、造影剤が崩壊する可能性を低減できる。

【0105】

次に、第2の変形例について説明する。一般的に、同じ反射源であっても、反射源が位置する深さにより、反射波強度は、異なる。具体的には、反射源の位置が深いほど、反射波強度は、減衰する。このため、従来の超音波診断装置では、深さ方向に比例して、換言すると、受信時間に比例して、徐々にゲインを上げる感度補正が行なわれている。かかるゲイン補正は、STC (Sensitivity Time Control) と呼ばれる。STCは、例えば、操作者が入力した設定に基づいて、送受信部11が有するアンプ回路により行なわれる。

【0106】

ここで、第1モードであるAMP Mにおいて、バブル由来の信号「S (AMP M)」は、図14に例示するように、深さ方向における送信フォーカス付近をピークとする上に凸の形状となる。また、AMP Mでは、システムノイズ「N」は、図14に例示するように、深さ方向に沿って略一定となる。一方、第2モードである第1のスキャンシーケンスの「AMP M + AM」では、図14に例示するように、「N」が維持された状態で、バブル由来の信号「S (AMP M + AM)」が、「S (AMP M)」より高くなる。

【0107】

すなわち、第2モードのS/N比は、深部において、第1モードのS/N比より向上している。そこで、第2の変形例では、送受信部11が有するアンプ回路は、合計セット数に応じて、深さ方向のゲインを調整する。具体的には、制御部17の制御により、アンプ回路は、AMP Mでのゲイン曲線「C (AMP M)」の形状を調整する。これにより、アンプ回路は、「AMP M + AM」でのゲイン曲線「C (AMP M + AM)」を設定する。より具体的には、アンプ回路は、深部のゲインを上げてノイズが強調されないことから、「C (AMP M)」の深部におけるゲインを上げて、「C (AMP M + AM)」を設定する。

【0108】

例えば、最適セット数が制御部17により推定されている場合、当該最適セット数における深さ方向のS/N比は算出されている。制御部17は、算出した深さ方向のS/N比

10

20

30

40

50

から、深部におけるノイズが強調されない範囲で、 $C(AMP M + AM)$ の深部における形状を設定し、アンプ回路に通知する。

【0109】

また、「 $AMP M + AM$ 」では、図14に例示するように、浅い部位においても、パブル由来の信号が向上している。このため、「 $C(AMP M)$ 」によりゲイン補正を行なうと、浅い部位では、輝度が飽和して、逆に、造影信号の視認性が低減する場合がある。そこで、アンプ回路は、輝度が飽和しないように、「 $C(AMP M)$ 」の浅い部位におけるゲインを下げた「 $C(AMP M + AM)$ 」を設定しても良い。

【0110】

次に、第3の変形例について説明する。第1の実施形態で説明した第2モードの各種スキューンシーケンスは、1本の走査線上で、複数回超音波送受信を行なうために、フレームレートが低下する。そこで、第3の変形例では、送受信部11は、送信超音波として平面波または拡散波を用いて、並列同時受信処理を行なう。

10

【0111】

図15は、平面波により8ビーム並列同時受信を行なう場合を示している。図15では、送信される平面波の深さ方向における中心軸を実線の矢印で示し、1回目で同時受信される反射波ビームを破線の矢印で示している。送受信部11は、図15に示すように、1回の超音波送受信で、8本の走査線上の反射波信号を受信する。これにより、送受信部11は、1回の超音波送受信で、8本の走査線上の反射波でデータを生成することができる。従って、第3の変形例では、第2モードの各種スキューンシーケンスを実行する際に、フ

20

【0112】

なお、上記の第1～第4の実施形態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プログラムは、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プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な非一時的な記録媒体に記録され、コンピュータによって非一時的な記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

30

【0113】

以上、説明したとおり、第1の実施形態～第4の実施形態によれば、超音波造影を高いパブル組織比と高い深部感度とで行なうことができる。

【0114】

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。

40

【符号の説明】

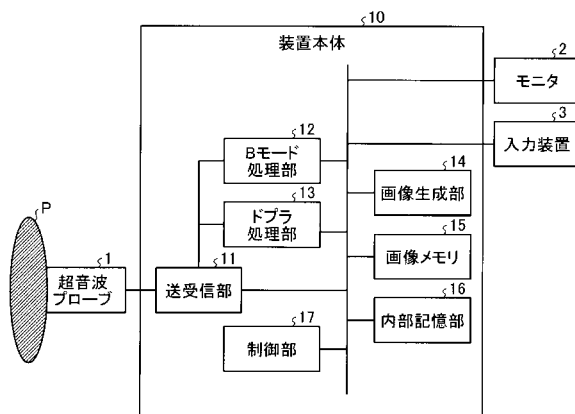
【0115】

- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 10 装置本体
- 11 送受信部
- 12 Bモード処理部
- 12a 加減算部
- 12b Bモードデータ生成部

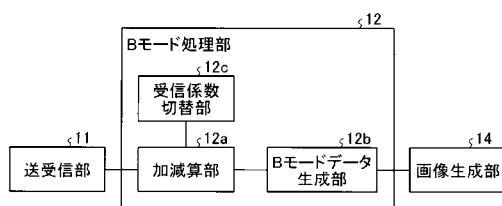
50

- 1 2 c 受信係数切替部
- 1 3 ドプラ処理部
- 1 4 画像生成部
- 1 5 画像メモリ
- 1 6 内部記憶部
- 1 7 制御部

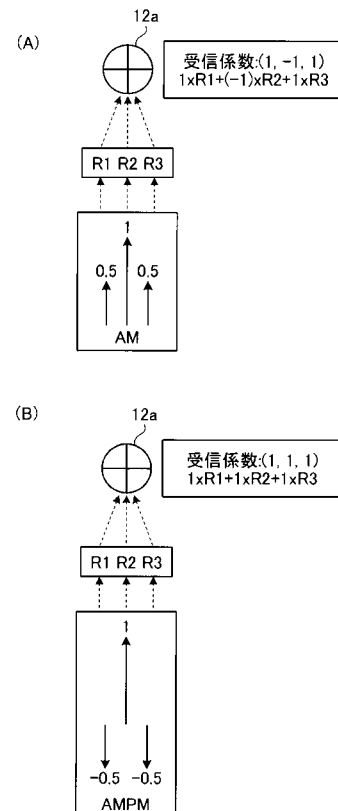
【 図 1 】



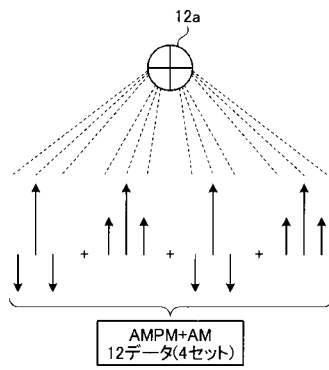
【 図 2 】



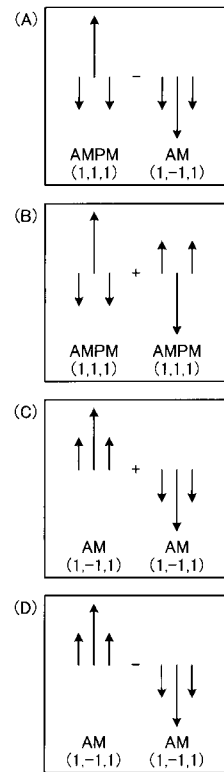
【 図 3 】



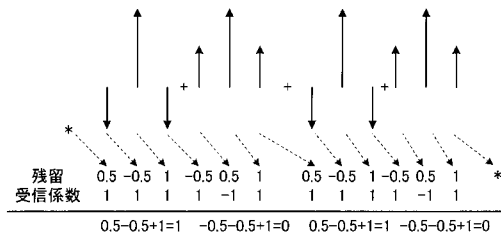
【図 4】



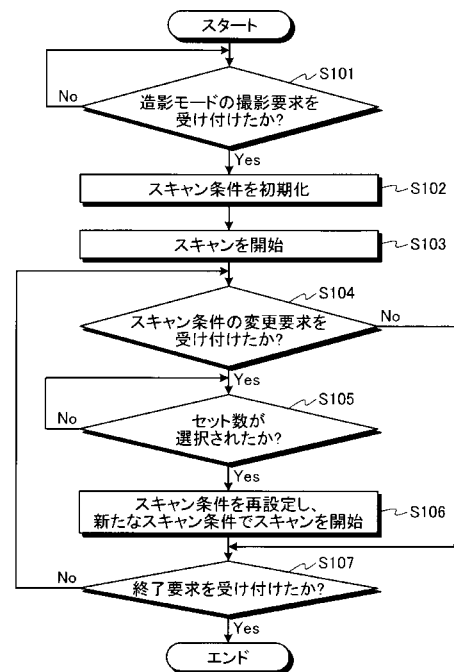
【図 5】



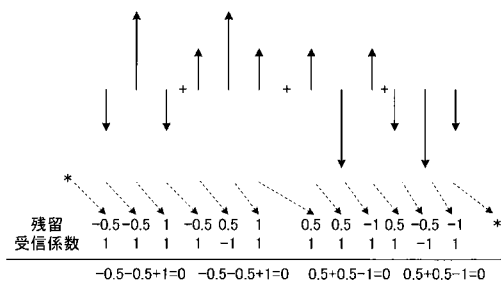
【図 6】



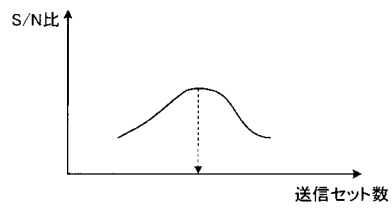
【図 10】



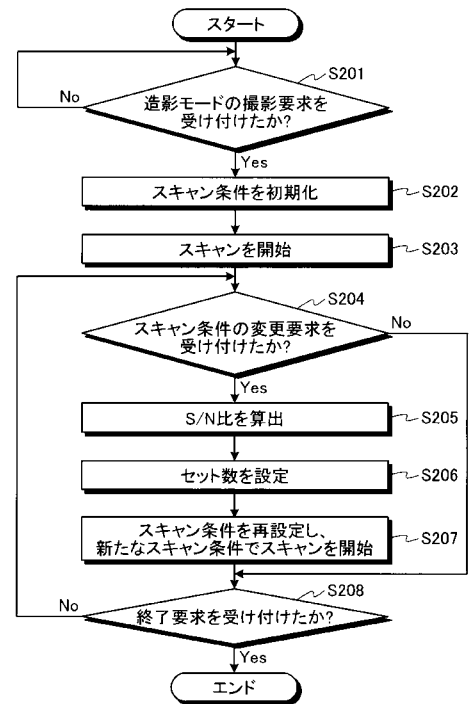
【図 7】



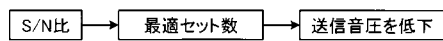
【図 1 1】



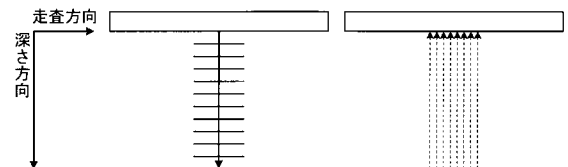
【図 1 2】



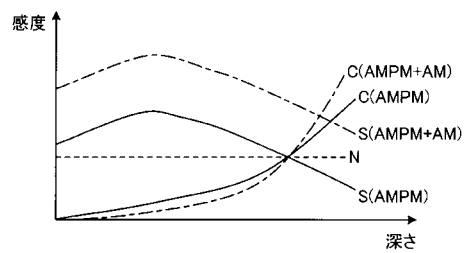
【図 1 3】



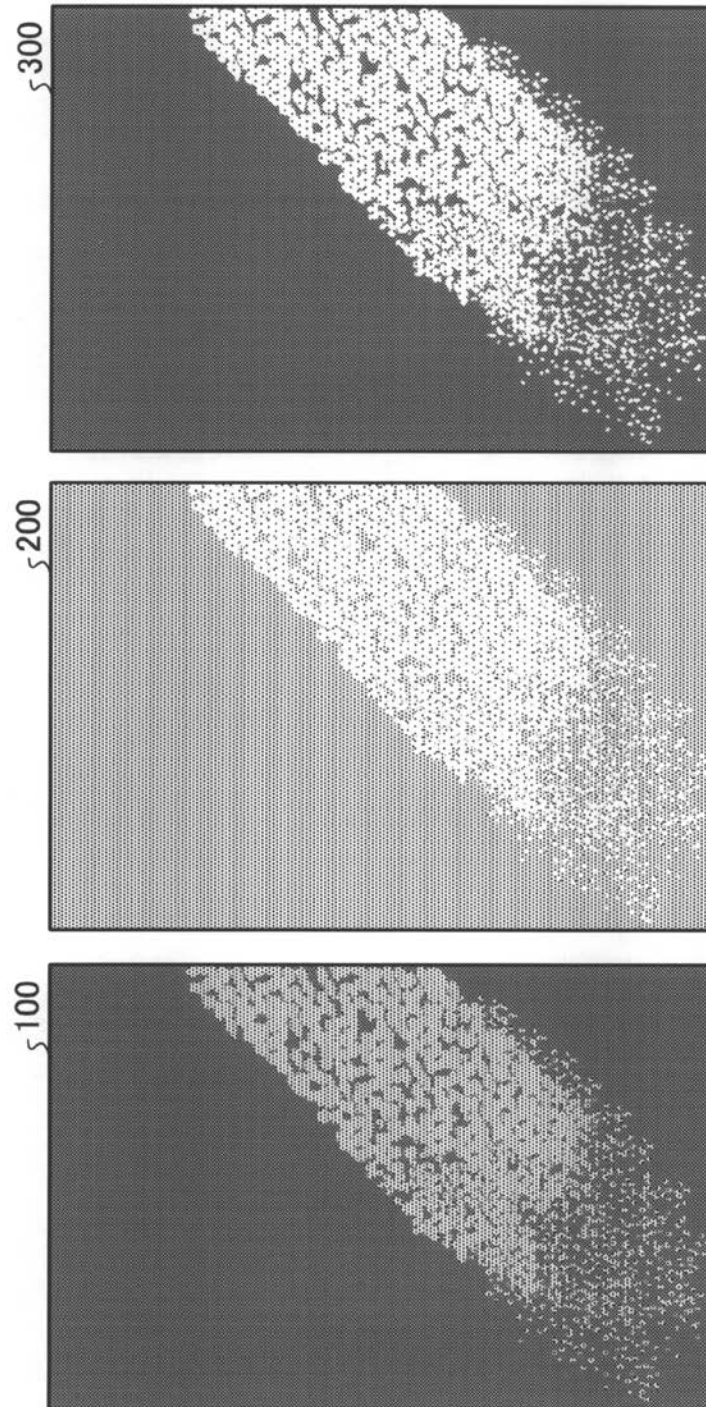
【図 1 5】



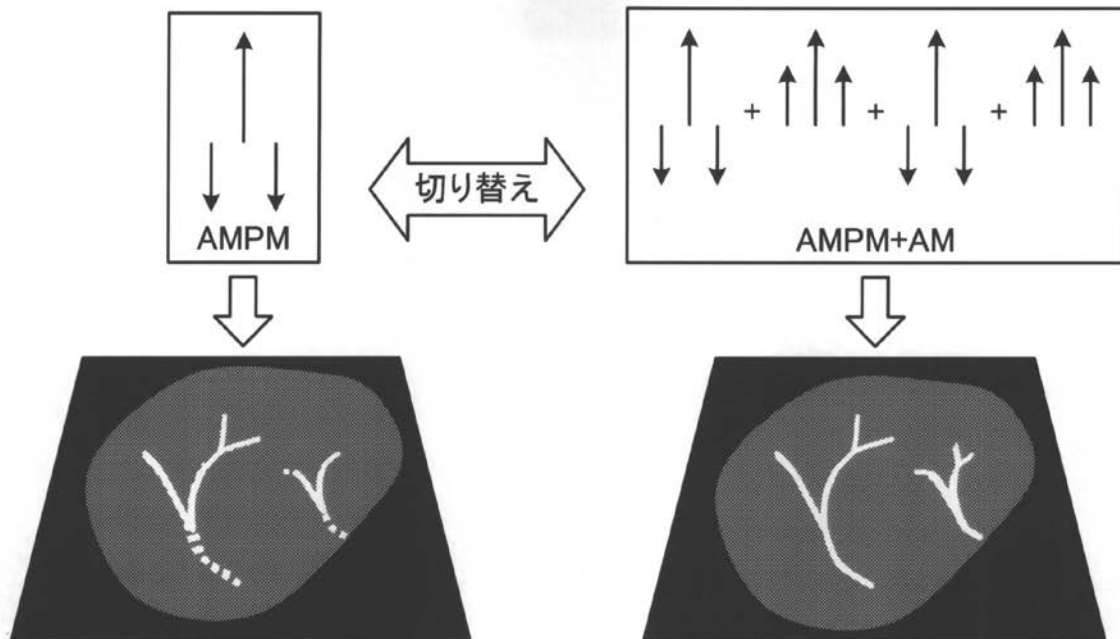
【図 1 4】



【図 8】



【図 9】



【手続補正書】

【提出日】平成25年6月5日(2013.6.5)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤が投与された被検体の撮影部位の同一走査線上において、振幅を変調させた超音波送信、又は、振幅及び位相を変調させた超音波送信を複数回行なって反射波を受信する第 1 セットの超音波送受信と、前記第 1 セットの超音波送受信とは位相変調が異なる第 2 セットの超音波送受信とを、複数セット行なって複数セット分の反射波データを出力する送受信部と、

前記複数セット分の反射波データを加算又は減算する加減算部と、

前記加減算部から出力されたデータに基づいて、造影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】

前記送受信部は、前記第 1 セットの超音波送受信では振幅及び位相の両方を変調させる振幅位相変調法を行ない、前記第 2 セットの超音波送受信では、振幅のみを変調させる振幅変調法を行ない、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信とを、少なくとも 2 セット以上交互に行なう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】

前記送受信部は、前記第 1 セットの超音波送受信及び前記第 2 セットの超音波送受信それぞれにおいて、振幅変調の大きい送信超音波の極性を同じ極性とす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】

前記送受信部は、前記第 2 セットの超音波送受信で複数回行なわれる各送信超音波の極性を、前記第 1 セットの超音波送受信で複数回行なわれる各送信超音波の極性から各々反転させ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 5】

前記送受信部は、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信とを交互に 4 セット以上行なう場合、奇数番目に行なう第 1 セットの超音波送受信と偶数番目に行なう第 1 セットの超音波送受信との送信極性を反転させ、奇数番目に行なう第 2 セットの超音波送受信と偶数番目に行なう第 2 セットの超音波送受信との送信極性を反転させることを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波造影を行なうために 1 種類の超音波送受信を行なう第 1 のモードから、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信とを交互に複数セット行なう第 2 のモードへ切り替える切り替え要求を受け付け、更に、前記第 2 のモードで行なわれるセット数を受け付ける入力部と、

前記入力部が前記切り替え要求及び前記セット数を受け付けた場合に、前記第 2 モードにおける超音波送受信条件を設定する制御部と、

を更に備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波造影を行なうために 1 種類の超音波送受信を行なう第 1 のモードから、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信とを交互に複数セット行なう第 2 のモードへ切り替える切り替え要求を受け付け付ける入力部と、

前記入力部が前記切り替え要求を受け付けた場合に、前記第 2 モードのセット数を変化させることで生成される造影画像データの信号雑音比に基づいて、前記第 2 のモードでの送信セット数を設定する制御部と、

を更に備えたことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記送受信部は、送信超音波として平面波または拡散波を用いて、並列同時受信処理を

行なうことを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記送受信部は、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信との合計セット数に応じて、超音波の送信出力を調整す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】

前記送受信部は、前記第 1 セットの超音波送受信と前記第 2 セットの超音波送受信との合計セット数に応じて、深さ方向のゲインを調整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】

造影剤が投与された被検体の撮影部位の同一走査線上において、振幅を変調させた超音波送信、又は、振幅及び位相を変調させた超音波送信を複数回行なって反射波を受信する第 1 セットの超音波送受信と、前記第 1 セットの超音波送受信とは位相変調が異なる第 2 セットの超音波送受信とを、複数セット行なって複数セット分の反射波データを出力する送受信手順と、

前記複数セット分の反射波データを加算又は減算する加減算手順と、

前記加減算手順から出力されたデータに基づいて、造影画像データを生成する画像生成手順と、

をコンピュータに実行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。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、超音波造影を高いバブル組織比と高い深部感度とで行なう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。

フロントページの続き

(72)発明者 掛江 明弘

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

(72)発明者 川岸 哲也

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

(72)発明者 平間 信

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

F ターム(参考) 4C601 DD03 DE06 DE10 DE14 DE15 EE22 HH05 HH16

专利名称(译)	超声诊断设备和超声成像程序		
公开(公告)号	JP2013252182A	公开(公告)日	2013-12-19
申请号	JP2012128051	申请日	2012-06-05
[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	吉新寛樹 西原財光 掛江明弘 川岸哲也 平間信		
发明人	吉新 寛樹 西原 財光 掛江 明弘 川岸 哲也 平間 信		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/481 G01S7/52038 G01S7/52046 G01S15/8963 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5246		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/DE14 4C601/DE15 4C601/EE22 4C601/HH05 4C601/HH16		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP5944749B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：进行高泡组织比和高深度灵敏度的超声对比。根据实施例的超声诊断设备包括发送和接收单元，加法和减法单元，以及图像生成单元。发送和接收单元包括第一组超声波发送和接收，用于通过执行超声波发送来接收反射波，在超声波发送中，在施用造影剂的对象成像部位的同一扫描线上多次调制幅度或相位，第二组的多组超声波发送和接收具有与第一组超声波发送和接收不同的相位调制，并输出多组的反射波数据。加法/减法单元为多组加上或减去反射波数据。图像生成单元基于从加/减单元输出的数据生成对比图像数据。 .The

