

(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2011-217826
(P2011-217826A)

(43) 公開日 平成23年11月4日(2011.11.4)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2010-87675 (P2010-87675)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成22年4月6日 (2010.4.6)		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	掛江 明弘
			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	今村 智久
			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

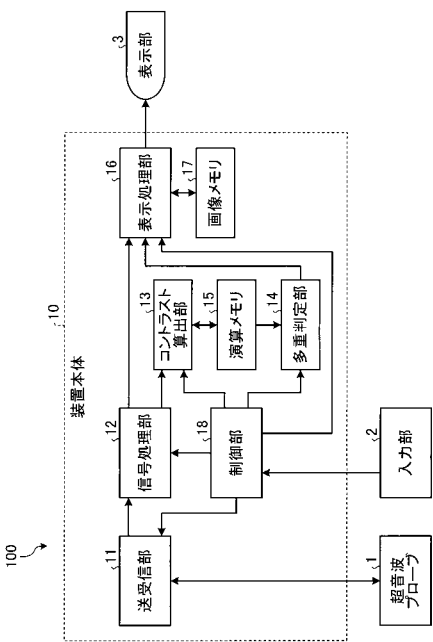
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び多重検出プログラム

(57) 【要約】

【課題】超音波画像に発生している多重アーティファクトの位置を容易に判別することができるように操作者を支援する。

【解決手段】送受信部11が、受信ビームの焦点の位置が被検体内の深さ方向に移動するように受信遅延時間の算出に用いられる設定音速を変えながら反射波データを収集する。また、信号処理部12が、反射波データから時系列的に複数の画像データを生成する。また、コントラスト算出部13が、画像データが生成されるごとに、その画像データを複数の区画に分割した後に区画ごとにコントラスト値を算出する。また、多重判定部14が、算出されたコントラスト値に基づいて、複数の画像データにおける同一区画ごとに設定音速とコントラスト値との相関度を示す指標値を算出する。そして、多重判定部14は、指標値と所定の閾値とを区画ごとに比較し、指標値が所定の閾値より小さい区画を多重アーティファクトが発生している区画として検出する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

受信ビームの焦点の位置が被検体内の深さ方向に移動するように受信遅延時間の算出に用いられる設定音速を変えながら反射波データを収集する収集手段と、

前記収集手段によって収集された反射波データから時系列的に複数の画像データを生成するデータ生成手段と、

前記データ生成手段によって画像データが生成されるごとに、生成された画像データを複数の区画に分割した後に該区画ごとにコントラスト値を算出するコントラスト算出手段と、

前記コントラスト算出手段によって算出されたコントラスト値に基づいて、前記複数の画像データにおける同一区画ごとに前記設定音速と前記コントラスト値との相関度を示す指標値を算出する指標値算出手段と、

前記指標値算出手段によって算出された指標値と所定の閾値とを前記区画ごとに比較し、前記指標値が所定の閾値より小さい区画を超音波の多重反射による多重アーティファクトが発生している区画として検出する多重検出手段と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記データ生成手段によって生成された画像データに基づいて、前記多重検出手段によって前記多重アーティファクトが発生していると判定された区画の表示態様を変えた超音波画像を生成して表示部に表示させる表示処理手段をさらに備えた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】

前記多重検出手段は、前記多重アーティファクトが発生している区画を検出する際に、段階的に設定された複数の閾値を用いて、当該多重アーティファクトが発生している確度を判定し、

前記表示処理手段は、前記多重検出手段により検出された確度に応じて、前記多重アーティファクトが発生していると判定された区画の表示態様を段階的に変え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】

前記表示処理手段は、前記多重反射によるアーティファクトが発生していると判定された区画の表示態様を変えた超音波画像と当該表示態様を変えない超音波画像とをそれぞれ前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1、2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記多重アーティファクトの検出を開始する開始指示を操作者から受け付ける受付手段をさらに備え、

前記収集手段は、前記受付手段によって前記開始指示が受け付けられた場合に、前記設定音速を変えながら前記反射波データを収集する動作を実行することを特徴とする請求項 1～4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

受信ビームの焦点の位置が被検体内の深さ方向に移動するように受信遅延時間の算出に用いられる設定音速を変えながら反射波データを収集する収集手順と、

前記収集手順によって収集された反射波データから時系列的に複数の画像データを生成するデータ生成手順と、

前記データ生成手順によって画像データが生成されるごとに、生成された画像データを複数の区画に分割した後に該区画ごとにコントラスト値を算出するコントラスト算出手順と、

前記コントラスト算出手順によって算出されたコントラスト値に基づいて、前記複数の画像データにおける同一区画ごとに前記設定音速と前記コントラスト値との相関度を示す指標値を算出する指標値算出手順と、

前記指標値算出手順によって算出された指標値と所定の閾値とを前記区画ごとに比較し

10

20

30

40

50

、前記指標値が所定の閾値より小さい区画を超音波の多重反射による多重アーティファクトが発生している区画として検出する多重検出手順と

をコンピュータに実行させることを特徴とする多重検出プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び多重検出プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を利用して被検体内の画像を撮像する装置である（例えば、
特許文献1参照）。この超音波診断装置は、複数の圧電振動子を有する超音波プローブに
より被検体の診断部位に超音波信号を送信する。そして、超音波診断装置は、送信した超
音波信号の反射波である反射波信号を超音波プローブにより受信し、その反射波信号に基
づいて、診断部位の断層像である超音波画像を生成する。

10

【0003】

従来、かかる超音波診断装置によって生成される超音波画像には、各種のアーティファ
クトが発生することが知られている。例えば、超音波画像に発生するアーティファクトと
して、超音波信号の多重反射により生じる多重アーティファクトがある。この多重アー
ティファクトには、生体とプローブとの間もしくは生体間で生じる多重反射によるものや、
1つ前の送信レートから混入する残留多重によるものなどがある。

20

【0004】

図10は、従来の超音波診断装置により生成される超音波画像における多重アーティフ
ァクトを説明するための図である。例えば、図10に示すように、超音波プローブ101
から送信された超音波信号102が、被検体内の血管103で反射した後に、超音波プロ
ーブの表面で反射して被検体内にもどり、血管103で再度反射する場合がある。この結
果、超音波画像において、血管103の実際の位置よりも深い位置に血管103によるア
ーティファクト104が発生する。

【0005】

また、例えば、超音波プローブ101から送信された超音波信号105が、血管103
よりも深い位置にある血管106で反射した後に、血管103で反射して血管106の側
にもどり、血管106で再度反射する場合がある。この結果、超音波画像において、血管
106の実際の位置よりも深い位置に血管106によるアーティファクト107が発生す
る。

30

【0006】

また、例えば、1つ前の送信レートで送信された超音波信号108が被検体内の構造物
109で反射し、その反射による反射信号が次の送信レートで送信された超音波信号の反
射波の中に混入する場合がある。この結果、超音波画像において、実際には構造物109
が存在しない位置に構造物109によるアーティファクト107が発生する。

【0007】

このように、超音波画像に発生する多重アーティファクトには各種のものがある。そし
て、超音波画像に多重アーティファクトが発生した場合には、超音波診断装置の操作者
は、多重アーティファクトが診断に支障がある位置に発生しているか否かを見極める必要
がある。そのため、操作者は、超音波診断装置を操作して、被検体に送信される超音波
信号の駆動周期を変えたり、超音波信号の走査方向を変えたりしながら、超音波画像に
描出された各部の表示位置が変化するか否かを確認することで、多重アーティファクト
が発生している位置を判別していた。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2008-264531号公報

50

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0009】**

しかしながら、上述した従来の判別方法では、操作者は、前述した各種の多重アーティファクトの特徴を理解したうえで、超音波診断装置を操作する必要がある。このことから、操作者は、超音波画像に発生している多重アーティファクトの位置を容易に判別することができなかった。

【0010】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、超音波画像に発生している多重アーティファクトの位置を容易に判別することができるように操作者を支援することが可能な磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】**【0011】**

上述した課題を解決し、目的を達成するために、請求項1記載の本発明は、超音波診断装置が、受信ビームの焦点の位置が被検体内の深さ方向に移動するように受信遅延時間の算出に用いられる設定音速を変えながら反射波データを収集する収集手段と、前記収集手段によって収集された反射波データから時系列的に複数の画像データを生成するデータ生成手段と、前記データ生成手段によって画像データが生成されるごとに、生成された画像データを複数の区画に分割した後に該区画ごとにコントラスト値を算出するコントラスト算出手段と、前記コントラスト算出手段によって算出されたコントラスト値に基づいて、前記複数の画像データにおける同一区画ごとに前記設定音速と前記コントラスト値との相関度を示す指標値を算出する指標値算出手段と、前記指標値算出手段によって算出された指標値と所定の閾値とを前記区画ごとに比較し、前記指標値が所定の閾値より小さい区画を超音波の多重反射による多重アーティファクトが発生している区画として検出する多重検出手段とを備えることを特徴とする。

20

【0012】

また、請求項6記載の本発明は、多重検出プログラムが、受信ビームの焦点の位置が被検体内の深さ方向に移動するように受信遅延時間の算出に用いられる設定音速を変えながら反射波データを収集する収集手順と、前記収集手順によって収集された反射波データから時系列的に複数の画像データを生成するデータ生成手順と、前記データ生成手順によって画像データが生成されるごとに、生成された画像データを複数の区画に分割した後に該区画ごとにコントラスト値を算出するコントラスト算出手順と、前記コントラスト算出手順によって算出されたコントラスト値に基づいて、前記複数の画像データにおける同一区画ごとに前記設定音速と前記コントラスト値との相関度を示す指標値を算出する指標値算出手順と、前記指標値算出手順によって算出された指標値と所定の閾値とを前記区画ごとに比較し、前記指標値が所定の閾値より小さい区画を超音波の多重反射による多重アーティファクトが発生している区画として検出する多重検出手順とをコンピュータに実行させることを特徴とする。

30

【発明の効果】**【0013】**

請求項1及び6記載の本発明によれば、超音波画像に発生している多重アーティファクトの位置を容易に判別することができるように操作者を支援することが可能になるという効果を奏する。

40

【図面の簡単な説明】**【0014】**

【図1】図1は、実施例に係る超音波診断装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図2】図2は、本実施例に係るコントラスト算出部による画像データの分割を説明するための図(1)である。

【図3】図3は、本実施例に係るコントラスト算出部による画像データの分割を説明するための図(2)である。

50

【図４】図４は、本実施例に係る多重判定部による多重アーティファクトの検出を説明するための図（１）である。

【図５】図５は、本実施例に係る多重判定部による多重アーティファクトの検出を説明するための図（２）である。

【図６】図６は、本実施例に係る多重判定部による多重アーティファクトの検出を説明するための図（３）である。

【図７】図７は、本実施例に係る表示処理部による画像表示を説明するための図である。

【図８】図８は、本実施例に係る超音波診断装置による多重検出の処理手順を示すフローチャートである。

【図９】図９は、本実施例に係る画像表示の変形例を説明するための図である。

10

【図１０】図１０は、従来の超音波診断装置により生成される超音波画像における多重アーティファクトを説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【００１５】

以下に添付図面を参照して、本発明に係る超音波診断装置及び多重検出プログラムの好適な実施例を詳細に説明する。なお、以下に示す実施例では、超音波信号の多重反射により生じるアーティファクトを多重アーティファクトと呼ぶ。

【実施例】

【００１６】

まず、本実施例に係る超音波診断装置１００の構成について説明する。図１は、実施例に係る超音波診断装置１００の構成を示す機能ブロック図である。図１に示すように、本実施例に係る超音波診断装置１００は、超音波プローブ１と、入力部２と、表示部３と、装置本体１０とを有する。

20

【００１７】

超音波プローブ１は、一列に配置された電子走査型の複数の圧電振動子を有する。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とともに、被検体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や、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などを有する。

【００１８】

30

超音波プローブ１から被検体に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体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、超音波プローブ１が有する複数の圧電振動子によって反射波信号として受信される。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など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。

【００１９】

入力部２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、トラックボールなどの入力デバイスを有する。そして、入力部２は、これらの入力デバイスを介して操作者から各種指示を受け付け、受け付けた各種指示を装置本体１０に転送する。なお、本実施例では、入力部２は、多重アーティファクトの検出を開始する開始指示を操作者から受け付けるための多重検出ボタンを有する。

40

【００２０】

表示部３は、超音波診断装置１００の操作者が入力部２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を表示したりする。

【００２１】

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を生成する装置であり、図１に示すように、送受信部１１、信号処理部１２、コントラスト算出

50

部 1 3、多重判定部 1 4、演算メモリ 1 5、表示処理部 1 6、画像メモリ 1 7、及び制御部 1 8を有する。

【 0 0 2 2 】

送受信部 1 1 は、超音波プローブ 1 にて行なわれる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。具体的には、送受信部 1 1 は、トリガ発生回路、遅延回路及びパルサ回路などを有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、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。遅延回路は、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遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。トリガ発生回路は、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、遅延回路は、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ビームを集束させたうえで、超音波ビームの送信方向を任意に調整する。

【 0 0 2 3 】

また、送受信部 1 1 は、アンプ回路、A / D 変換器、加算器などを有し、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。アンプ回路は、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号をそれぞれ増幅するゲイン補正処理を行なう。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。加算器は、A / D 変換器によってデジタル化された反射波信号の加算処理を行なうことで反射波データを生成する。

【 0 0 2 4 】

ここで、A / D 変換器は、反射信号を A / D 変換する際には、超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子によって受信された反射波信号それぞれに対して、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。そして、各反射波信号に与えられる遅延時間を反射波信号ごとにそれぞれ調整することによって、受信ビームの焦点の位置を被検体内の深さ方向に移動させることができる。

【 0 0 2 5 】

例えば、超音波プローブ 1 が有する複数の圧電振動子を T_i ($i = 1, 2, 3 \dots$) とすると、超音波プローブ 1 の口径中心を原点とした場合に、圧電振動子 T_i によって受信された反射信号に与えられる遅延時間 Δt_i は以下に示す式 (1) で算出される。ここで、 X は、焦点の深さ方向の座標を X 、圧電振動子 T_i の配列方向の座標を Y_i 、音速を C とすると、以下に示す式 (1) で算出される。

【 0 0 2 6 】

$$\Delta t_i = \{ (X^2 + Y_i^2)^{1/2} - X \} / C \quad \dots (1)$$

【 0 0 2 7 】

式 (1) に示すように、遅延時間 Δt_i は、音速 C によって変化する。この音速 C には、診断対象である被検体の体内における伝播速度があらかじめ設定される。ここで、遅延時間 Δt_i の算出に用いられる音速 C を以下では設定音速と呼ぶ。つまり、遅延時間の算出に用いられる設定音速を圧電振動子ごとに変えることで、受信ビームの焦点の位置を被検体内の深さ方向に移動させることができる。なお、本実施例では、送受信部 1 1 は、後述する制御部 1 8 による制御のもと、設定音速を変えながら反射波データを収集する。

【 0 0 2 8 】

なお、送受信部 1 1 は、後述する制御部 1 8 の制御により、遅延情報、送信周波数、送信駆動電圧、開口素子数などを瞬時に変更可能な機能を有している。また、送受信部 1 1 は、1 フレームもしくはレートごとに異なる波形を送信して受信することも可能である。

【 0 0 2 9 】

信号処理部 1 2 は、送受信部 1 1 からゲイン補正処理、A / D 変換処理及び加算処理が行なわれた処理済み反射波信号である反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理などを行なうことで画像データを生成する。例えば、信号処理部 1 2 は、信号強度が輝度の明るさで表現される B モードデータを生成する。また、信号処理部 1 2 は、送受信部 1

10

20

30

40

50

1 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、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したドブラデータを生成する。なお、本実施例では、信号処理部 12 は、後述する制御部 18 による制御のもと、送受信部 11 によって収集された反射波データから時系列的に複数の画像データを生成する。

【0030】

コントラスト算出部 13 は、後述する制御部 18 による制御のもと、信号処理部 12 によって画像データが生成されるごとに、生成された画像データを複数の区画に分割した後に区画ごとにコントラスト値を算出する。

【0031】

図 2 及び 3 は、本実施例に係るコントラスト算出部 13 による画像データの分割を説明するための図である。図 2 に示すように、例えば、コントラスト算出部 13 は、超音波の走査方向 S に m 列、被検体内の深さ方向 D に n 列に分けることで、画像データ 20 を $m \times n$ 個の区画に分割する。そして、コントラスト算出部 13 は、 $m \times n$ 個の区画それぞれについて、区画内に含まれる画素の輝度値に基づいてコントラスト値を算出する。また、例えば、コントラスト算出部 13 は、図 3 に示すように、所定の間隔 d で格子状に区切ること、画像データ 30 を複数の区画に分割してもよい。

【0032】

多重判定部 14 は、後述する制御部 18 による制御のもと、コントラスト算出部 13 によって算出されたコントラスト値に基づいて、信号処理部 12 によって生成された複数の画像データにおける同一区画ごとに設定音速とコントラスト値との相関度を示す指標値を算出する。そして、多重判定部 14 は、算出した指標値と所定の閾値とを区画ごとに比較し、指標値が所定の閾値より小さい区画を多重アーティファクトが発生している区画として検出する。

一般的に、多重アーティファクトは、受信ビームの焦点の位置とは異なる位置にある反射源によって発生するため、受信ビームの焦点の位置を変えても反射波信号の強度がほとんど変化しないことが知られている。このことから、受信ビームの焦点の位置を深さ方向に移動しながら反射波データを収集して時系列に画像データを生成した場合には、生成された複数の画像ごとに、多重反射が発生している区画ではコントラスト値がほとんど変化しないことになる。すなわち、多重反射が発生している区画では、多重反射が発生していない区画と比べて、設定音速とコントラスト値との相関度が低くなる。

【0033】

なお、超音波画像には、多重アーティファクトの他にも各種のアーティファクトが発生する。例えば、メインローブにより発生するものや、サイドローブにより発生するもの、グレーティングローブにより発生するものなどがある。ここで、メインローブとは、圧電振動子から走査線の方に放射される超音波によって形成されるビームである。また、サイドローブとは、走査線とは所定の角度だけずれて放射される超音波によって形成されるビームである。またグレーティングローブとは、一列に配置された複数の圧電振動子から放射される超音波の波面が合成される際に、隣り合う圧電振動子との間で 1 波長ずれて合成されることで、目的の方向以外の向きに形成されるビームである。

【0034】

図 4 ~ 6 は、本実施例に係る多重判定部 14 による多重アーティファクトの検出を説明するための図である。図 4 は、メインローブ又はグレーティングローブによるアーティファクトが発生していた場合のコントラスト値と設定音速との関係を示している。図 5 は、サイドローブによるアーティファクトが発生していた場合のコントラスト値と設定音速との関係を示している。図 6 は、多重アーティファクトが発生していた場合のコントラスト値と設定音速との関係を示している。

【0035】

メインローブやグレーティングローブ、サイドローブにより発生するアーティファクトは、被検体内に実際に存在する構造物が反射源となって発生するものであるため、受信ビ

10

20

30

40

50

ームの焦点の位置が変わると、反射波信号の強度が大きく変化する。そのため、図 4 及び 5 に示すように、メインローブやグレーティングローブ、サイドローブにより発生していた場合のコントラスト値は、設定音速が変わると大きく変化する。

【0036】

これに対し、図 6 に示すように、多重アーティファクトが発生していた場合のコントラスト値は、設定音速が変わっても変化量が小さい。本実施例に係る多重判定部 14 は、このような多重反射の特徴を利用して、画像データに多重アーティファクトが発生しているか否かを検出する。

【0037】

なお、本実施例では、多重判定部 14 は、設定音速とコントラスト値との相関度を示す指標値として、設定音速ごとのコントラスト値の分散値を用いる。例えば、設定音速とコントラスト値との相関度が高ければ、設定音速ごとのコントラスト値の分散値は大きくなる。逆に、設定音速とコントラスト値との相関度が低ければ、設定音速ごとのコントラスト値の分散値は小さくなる。すなわち、多重反射が発生していない区画では、設定音速ごとのコントラスト値の分散値が小さくなる。

【0038】

具体的には、本実施例では、多重判定部 14 は、コントラスト算出部 13 によって算出されたコントラスト値に基づいて、信号処理部 12 によって生成された複数の画像データにおける同一区画ごとにコントラスト値の分散値を算出する。そして、多重判定部 14 は、算出した分散値が所定の閾値より小さい区画を多重アーティファクトが発生している区画として検出する。

【0039】

演算メモリ 15 は、コントラスト算出部 13 及び多重判定部 14 によって行われる処理に必要な各種データを保存する。

【0040】

表示処理部 16 は、信号処理部 12 によって生成された画像データから表示用の超音波画像を生成し、生成した超音波画像を表示部 3 に表示させる。例えば、表示処理部 16 は、信号処理部 12 によって生成された B モードデータから、反射波の強度を輝度にて表した B モード画像を生成する。また、表示処理部 16 は、信号処理部 12 によって生成されたドプラデータから、診断部位における血流などの移動体情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又はこれらの画像を組み合わせたドプラ画像を生成する。

【0041】

なお、表示処理部 16 は、表示用の超音波画像を生成するたびに、生成した超音波画像を後述する画像メモリ 17 に保存する。そして、表示処理部 16 は、後述する制御部 18 による制御のもと、画像メモリ 17 から表示用の超音波画像を読み出し、読み出した超音波画像を表示部 3 に表示させる。

【0042】

また、本実施例では、表示処理部 16 は、後述する制御部 18 による制御のもと、信号処理部 12 によって生成された画像データに基づいて、多重判定部 14 によって多重アーティファクトが発生していると判定された区画の表示態様を変えた超音波画像を生成して表示部 3 に表示させる。

【0043】

図 7 は、本実施例に係る表示処理部 16 による画像表示を説明するための図である。図 6 に示すように、例えば、表示処理部 16 は、多重アーティファクトが発生していると判定された区画が占める領域 71 に所定の色（例えば、青色など）を付けた超音波画像 72 を生成し、その超音波画像 72 を表示部 3 に表示させる。

【0044】

画像メモリ 17 は、表示処理部 16 によって生成された超音波画像を記憶する。例えば、画像メモリ 17 は、B モード画像やドプラ画像などを記憶する。

【0045】

10

20

30

40

50

制御部 18 は、超音波診断装置 100 が有する各機能部の動作を制御する。例えば、制御部 18 は、入力部 2 によって操作者から受け付けられた各種指示や、図示していない記憶部から読み出した各種制御プログラムに基づいて、送受信部 11、信号処理部 12、表示処理部 16、コントラスト算出部 13、及び多重判定部 14 を制御する。

【0046】

次に、本実施例に係る超音波診断装置 100 による多重検出の処理手順について説明する。図 8 は、本実施例に係る超音波診断装置 100 による多重検出の処理手順を示すフローチャートである。

【0047】

図 8 に示すように、本実施例では、操作者によって入力部 2 の多重検出開始ボタンが押下された場合に（ステップ S101、Yes）、制御部 18 が、以下に示すように、受信ビームの焦点の位置が被検体内の深さ方向に移動するように受信遅延時間の算出に用いられる設定音速を変えながら反射波データを収集する動作を送受信部 11 に実行させる。

【0048】

まず、制御部 18 は、送受信部 11 を制御して、受信遅延時間の算出に用いられる設定音速を 1400 m/s に設定する（ステップ S102）。その後、制御部 18 は、コントラスト算出部 13 を制御して、コントラスト値の算出を開始する（以下に示すステップ S103～S110）。

【0049】

コントラスト算出部 13 は、まず、信号処理部 12 によって生成された 1 フレーム分の画像データを演算メモリ 15 に格納する（ステップ S103）。続いて、コントラスト算出部 13 は、演算メモリ 15 に格納された画像データを複数の区画に分割する（ステップ S104）。続いて、コントラスト算出部 13 は、分割された区画ごとに、区画内における空間的な輝度の分散値及びコントラスト値を算出する（ステップ S105）。

【0050】

その後、コントラスト算出部 13 は、各区画について、算出された輝度の分散値に基づいて、区画内に描出された部分が生体であるか否かを判定する（ステップ S106）。例えば、コントラスト算出部 13 は、輝度の分散値が所定の範囲内に収まっている区画については、区画内に描出された部分が生体であると判定し、輝度の分散値が当該所定の範囲内に収まっていない区画については、区画内に描出された部分が生体でないと判定する。

【0051】

続いて、コントラスト算出部 13 は、区画内に描出された部分が生体でないと判定した区画については（ステップ S106、No）、コントラスト値をゼロとし（ステップ S107）、そのコントラスト値を演算メモリ 15 に保存する（ステップ S108）。一方、区画内に描出された部分が生体であると判定した区画については（ステップ S106、Yes）、コントラスト算出部 13 は、区画内に含まれる画素の輝度値に基づいて算出したコントラスト値を演算メモリ 15 に保存する（ステップ S108）。

【0052】

そして、各区画のコントラスト値が演算メモリ 15 に保存されると、制御部 18 が、送受信部 11 により設定されている設定音速が 1600 m/s を超えているか否かを判定する（ステップ S109）。ここで、設定音速が 1600 m/s 以下であった場合には（ステップ S109、No）、制御部 18 は、送受信部 11 に保持されている設定音速に 20 m/s を加算する（ステップ S110）。

【0053】

設定音速に 20 m/s を加算した後に、制御部 18 は、コントラスト算出部 13 を制御して、信号処理部 12 によって生成された 1 フレーム分の画像データをさらに演算メモリ 15 に格納する（ステップ S103 にもどる）。そして、コントラスト算出部 13 は、上述したステップ S104～S108 の処理を実行する。

【0054】

このように、設定音速が 1600 m/s を超えるまでの間は、コントラスト算出部 13

10

20

30

40

50

によってコントラスト値の算出を繰り返す。そして、設定音速が 1600 m/s を超えた場合には (ステップ S 109, Yes)、制御部 18 が、多重判定部 14 を制御して、多重アーティファクトの検出を開始させる (以下に示すステップ S 111 ~ S 113)。

【0055】

具体的には、多重判定部 14 は、まず、演算メモリ 15 に保存されている全てのコントラスト値を読み出し、読み出したコントラスト値に基づいて、信号処理部 12 によって生成された複数の画像データにおける同一区画ごとにコントラスト値の分散値を算出する (ステップ S 111)。

【0056】

続いて、多重判定部 14 は、算出した分散値と所定の閾値とを区画ごとに比較する (ステップ S 112)。そして、分散値が所定の閾値より小さい区画があった場合には (ステップ S 112, Yes)、多重判定部 14 は、その区画を多重アーティファクトが発生している区画として検出する (ステップ S 113)。その後、制御部 18 が、多重判定部 14 によって検出された区画の表示態様を変えた超音波画像を生成して表示部 3 に表示させるよう表示処理部 16 を制御する (ステップ S 114)。

【0057】

一方、分散値が所定の閾値より小さい区画がなかった場合には (ステップ S 112, No)、多重判定部 14 は、多重アーティファクトが発生している区画を検出しない。この場合には、制御部 18 は、表示処理部 16 を制御して、信号処理部 12 によって生成された画像データから通常の超音波画像を生成して表示部 3 に表示させるよう表示処理部 16

【0058】

なお、ここでは、設定音速を 1400 m/s から 1600 m/s の間で変える場合について説明したが、設定音速の範囲はこれに限られるものではなく、例えば、診断部位や超音波信号の強度などに応じて適宜に設定可能である。また、設定音速を加速させる単位も 20 m/s に限られるものではなく、例えば、要求される多重検出の精度に応じて適宜に設定可能である。

【0059】

上述したように、本実施例では、送受信部 11 が、受信ビームの焦点の位置が被検体内の深さ方向に移動するように受信遅延時間の算出に用いられる設定音速を変えながら反射波データを収集する。また、信号処理部 12 が、送受信部 11 によって収集された反射波データから時系列的に複数の画像データを生成する。また、コントラスト算出部 13 が、信号処理部 12 によって画像データが生成されるごとに、生成された画像データを複数の区画に分割した後に区画ごとにコントラスト値を算出する。また、多重判定部 14 が、コントラスト算出部 13 によって算出されたコントラスト値に基づいて、信号処理部 12 によって生成された複数の画像データにおける同一区画ごとに設定音速とコントラスト値との相関度を示す指標値を算出する。そして、多重判定部 14 は、算出した指標値と所定の閾値とを区画ごとに比較し、指標値が所定の閾値より小さい区画を多重アーティファクトが発生している区画として検出する。

【0060】

したがって、本実施例によれば、操作者が、各種の多重アーティファクトの特徴を完全に理解していない場合でも、多重アーティファクトが発生している位置を自動的に操作者に示すことができる。また、本実施例によれば、操作者が、多重アーティファクトの位置を判別するために超音波信号の駆動周期や走査方向を変えるなどの操作を行う必要がない。すなわち、本実施例によれば、超音波画像に発生している多重アーティファクトの位置を容易に判別することができるように操作者を支援することが可能になる。

【0061】

また、本実施例では、表示処理部 16 が、信号処理部 12 によって生成された画像データに基づいて、多重判定部 14 によって多重アーティファクトが発生していると判定された区画の表示態様を変えた超音波画像を生成して表示部 3 に表示させる。

【 0 0 6 2 】

したがって、本実施例によれば、操作者が、表示部 3 に表示された超音波画像を見ただけで多重アーティファクトの位置を容易に確認することができる。これにより、超音波画像に発生している多重アーティファクトの位置をさらに容易に判別することができるように操作者を支援することが可能になる。

【 0 0 6 3 】

また、本実施例では、入力部 2 が、多重アーティファクトの検出を開始する開始指示を操作者から受け付ける。また、送受信部 1 1 が、入力部 2 によって開始指示が受け付けられた場合に、設定音速を変えながら反射波データを収集する動作を実行する。

【 0 0 6 4 】

したがって、本実施例によれば、操作者が所望する場合のみ多重アーティファクトの位置を示した超音波画像が表示されるので、超音波診断装置による従来の画像診断を妨げることなく操作者を支援することが可能になる。

【 0 0 6 5 】

なお、上記実施例では、1つの閾値を基準にして、多重アーティファクトが発生しているか否かを判定する場合について説明した。しかしながら、本発明はこれに限られるものではない。例えば、段階的に設定された複数の閾値を基準にして、多重アーティファクトが発生している確度を段階的に判定するようにしてもよい。

【 0 0 6 6 】

この場合には、多重判定部 1 4 が、多重アーティファクトが発生している区画を検出する際に、段階的に設定された複数の閾値を用いて、多重アーティファクトが発生している確度を判定する。また、表示処理部 1 6 が、多重判定部 1 4 により検出された確度に応じて、多重アーティファクトが発生していると判定された区画の表示態様を段階的に変える。

【 0 0 6 7 】

例えば、多重判定部 1 4 は、段階的に異なる値となるように複数の閾値を設定しておき、区画ごとに算出したコントラスト値の分散値と各閾値とを比較することで、区画ごとに多重アーティファクトが発生している確度のレベルを決定する。すなわち、多重アーティファクトの確度のレベルは、分散値が小さくなるほど高くなり、分散値が大きくなるほど低くなる。そして、表示処理部 1 6 は、多重アーティファクトが発生していると判定された区画を確度のレベルごとに異なる色で表示する。

【 0 0 6 8 】

この変形例によれば、多重アーティファクトが発生している確度が提示されるので、操作者が、多重アーティファクトが発生している可能性が高い位置と、多重アーティファクトが発生している可能性が低い位置とを識別することができる。これにより、操作者が、多重アーティファクトによる画像診断への影響を容易に把握することができる。

【 0 0 6 9 】

また、上記実施例では、図 7 に示したように、と、多重アーティファクトが発生していると判定された区画の表示態様を変えた超音波画像を表示部 3 に表示させる場合について説明した。しかしながら、本発明はこれに限られるものではない。例えば、多重アーティファクトが発生している区画を示した超音波画像を表示するとともに、通常の超音波画像を表示するようにしてもよい。

【 0 0 7 0 】

図 9 は、本実施例に係る画像表示の変形例を説明するための図である。図 9 に示すように、この場合には、表示処理部 1 6 が、多重反射によるアーティファクトが発生していると判定された区画 9 1 の表示態様を変えた超音波画像 9 2 と、表示態様を変えない超音波画像 9 3 とをそれぞれ表示部 3 に表示させる。このとき、信号処理部 1 2 によって生成された画像データから従来と同様に超音波画像を生成し、その超音波画像を表示部 3 に表示させる。そして、表示処理部 1 6 は、例えば、図 9 に示すように、多重アーティファクトを示した画像と通常の超音波画像とを並べて表示部 3 に表示させる。

【 0 0 7 1 】

この変形例によれば、多重アーティファクトが示された超音波画像と通常の超音波画像とがそれぞれ表示されるので、操作者が、それぞれの超音波画像を比較することで効率よく診断を行うことができる。

【 0 0 7 2 】

なお、上記実施例で説明した超音波診断装置 1 0 0 の構成は、要旨を逸脱しない範囲で各種の形態に変更することができる。例えば、図 1 に示した送受信部 1 1、信号処理部 1 2、コントラスト算出部 1 3、多重判定部 1 4、表示処理部 1 6、及び制御部 1 8 の全部又は一部の機能をソフトウェアで実装し、そのソフトウェアをコンピュータに実行させることで超音波診断装置 1 0 0 の機能を実現することもできる。

10

【 0 0 7 3 】

このとき、ソフトウェアとして実装された多重検出プログラムは、コンピュータ装置にあらかじめインストールされていてもよいし、磁気ディスクや光磁気ディスク、光ディスク、半導体メモリなどのリムーバブルな記録媒体に記録され、あるいはネットワークを介して配布されて、コンピュータ装置に適宜インストールされてもよい。

【 符号の説明 】

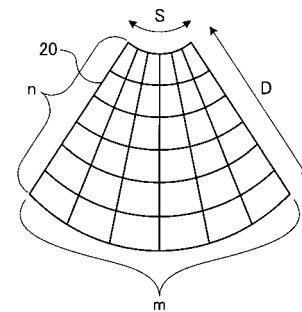
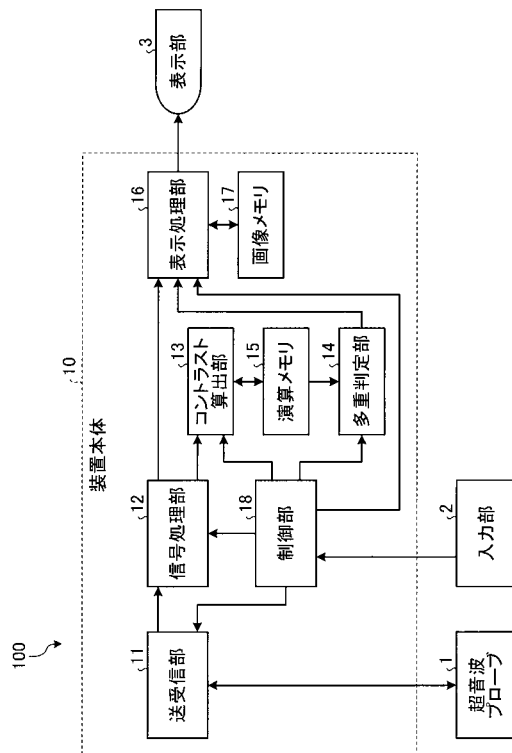
【 0 0 7 4 】

- 1 0 0 超音波診断装置
- 1 0 装置本体
- 1 1 送受信部
- 1 2 信号処理部
- 1 3 コントラスト算出部
- 1 4 多重判定部
- 1 6 表示処理部
- 1 8 制御部

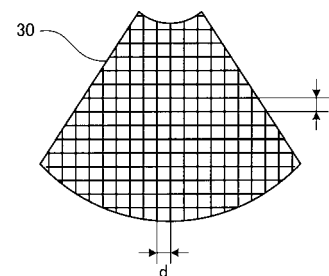
20

【 図 1 】

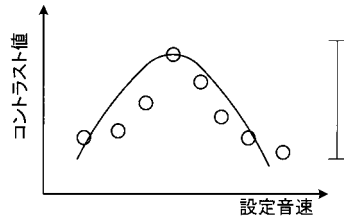
【 図 2 】



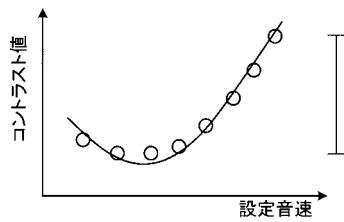
【 図 3 】



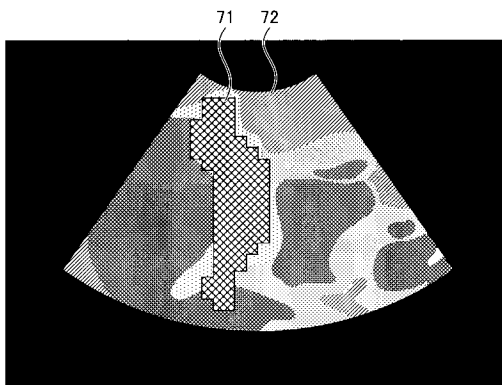
【図 4】



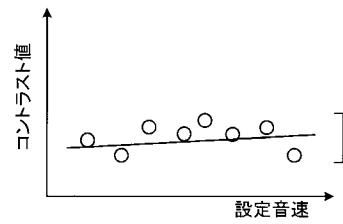
【図 5】



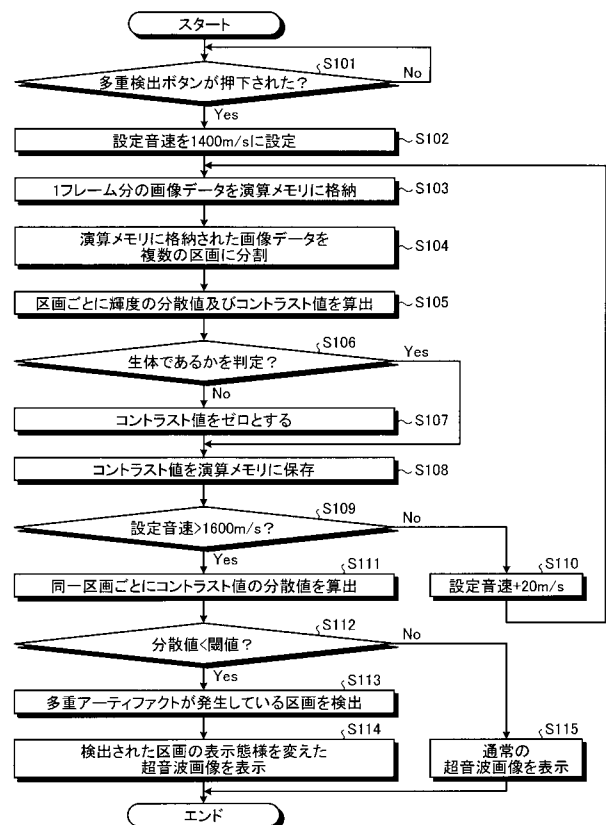
【図 7】



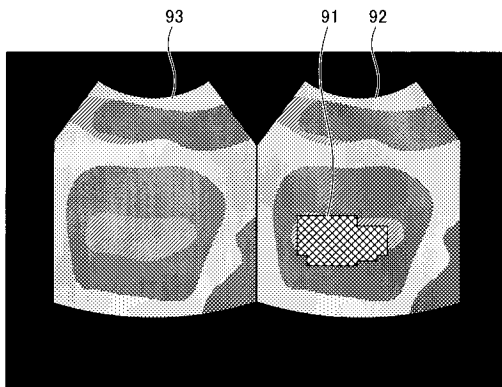
【図 6】



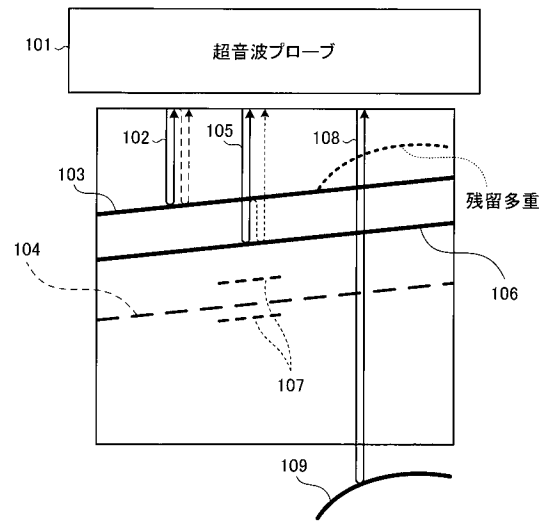
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 柴田 千尋

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 EE10 HH30 JC06 JC11 JC16 JC23 KK50

专利名称(译)	超声诊断设备和多重检测程序		
公开(公告)号	JP2011217826A	公开(公告)日	2011-11-04
申请号	JP2010087675	申请日	2010-04-06
[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	掛江明弘 今村智久 柴田千尋		
发明人	掛江 明弘 今村 智久 柴田 千尋		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/HH30 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/KK50		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP5481261B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题为了帮助操作者，可以容易地区分超声图像中出现的多重伪影的位置。收发器单元在改变用于计算接收延迟时间的设置声速的同时收集反射波数据，使得接收束的焦点的位置在对象内的深度方向上移动。此外，信号处理单元12根据反射波数据按时间顺序生成多个图像数据。此外，每次生成图像数据时，对比度计算单元13将图像数据划分为多个部分，然后计算每个部分的对比度值。此外，基于计算出的对比度值，多路复用确定单元14计算指示多个图像数据中的每个相同部分的设定声速和对比度值之间的相关度的指标值。然后，多路复用确定单元14比较每个部分的索引值和预定阈值，并检测索引值小于预定阈值的部分作为产生多个伪像的部分。点域1

