

(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2017-140360

(P2017-140360A)

(43) 公開日 平成29年8月17日(2017.8.17)

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

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2016-219857 (P2016-219857)	(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
(22) 出願日	平成28年11月10日(2016.11.10)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(31) 優先権主張番号	特願2016-24096 (P2016-24096)	(72) 発明者	柴田 千尋 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
(32) 優先日	平成28年2月10日(2016.2.10)	(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
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	Fターム(参考)	4C601 DD03 DE04 DE09 DE10 DE14 DE15 EE04 HH15 HH16 HH17 JB30 JC29 JC33 KK12 KK19 KK24

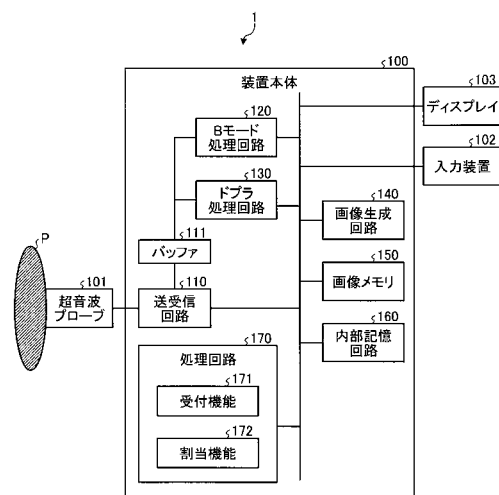
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】流速値の範囲の変更に伴って表示画像の画質を向上させること。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、制御部と、受付部と、割当部とを備える。制御部は、第1走査範囲内の血流情報を収集する第1超音波走査を超音波プローブに実行させ、第2走査範囲内の組織形状情報を収集する第2超音波走査を、前記第1超音波走査の間に時分割で前記超音波プローブに実行させる。受付部は、前記血流情報の表示において、表示される流速値を変更する指示を受け付ける。割当部は、前記指示による流速値の変更によって、前記第1超音波走査における走査線ごとの超音波送受信時間が変更前の送受信時間を超えた場合、超えた分の時間を前記第1超音波走査及び前記第2超音波走査のうち少なくとも一方に割り当てる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 走査範囲内の血流情報を収集する第 1 超音波走査を超音波プローブに実行させ、第 2 走査範囲内の組織形状情報を収集する第 2 超音波走査を、前記第 1 超音波走査の間に時分割で前記超音波プローブに実行させる制御部と、

前記血流情報の表示において、表示される流速値を変更する指示を受け付ける受付部と

、
前記指示による流速値の変更によって、前記第 1 超音波走査における走査線ごとの超音波送受信時間が変更前の送受信時間を超えた場合、超えた分の時間を前記第 1 超音波走査及び前記第 2 超音波走査のうち少なくとも一方に割り当てる割当部と

を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記第 2 超音波走査として当該第 2 走査範囲を分割した複数の分割範囲それぞれの超音波走査を、前記第 1 超音波走査の間に時分割で前記超音波プローブに実行させる、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記受付部は、前記流速値の範囲の上限値を下げる指示を受け付け、

前記割当部は、前記受付部が前記上限値を下げる指示を受け付けた場合に、前記超えた分の時間を、前記分割範囲の方位方向の長さを長くするための時間、前記第 1 走査範囲の走査線密度を上げるための時間、及び、前記第 2 走査範囲の走査線密度を上げるための時間のうち少なくとも一つの時間に割り当てる、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記受付部は、前記超えた分の時間が、前記分割範囲の方位方向の長さを長くするための時間、前記第 1 走査範囲の走査線密度を上げるための時間、及び、前記第 2 走査範囲の走査線密度を上げるための時間のうち少なくとも二つの時間に割り当てられる場合に、それぞれの時間に割り当てられる割当比率を変更する指示を更に受け付け、

前記割当部は、前記割当比率に応じて、前記超えた分の時間を前記少なくとも二つの時間に割り当てる、

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記割当部は、前記超えた分の時間が、前記分割範囲の方位方向の長さを長くするための時間、前記第 1 走査範囲の走査線密度を上げるための時間、及び、前記第 2 走査範囲の走査線密度を上げるための時間のうち少なくとも二つの時間に割り当てられる場合に、予め設定された割り当ての比率に基づいて、前記超えた分の時間を前記少なくとも二つの時間に割り当てる、

請求項 3 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、超音波診断装置は、ドブラ（Doppler）効果に基づくドブラ法により、超音波の反射波から血流情報の生成及び表示を行う機能を備える。近年、血流を高速、高分解能、高フレームレートに映像化することにより、通常のドブラ法と比較して、動きの遅い組織に由来するクラッタ成分を大幅に抑制した血流情報を得る技術が提案されている。

【先行技術文献】**【特許文献】**

10

20

30

40

50

【 0 0 0 3 】

【特許文献 1】特開 2 0 1 4 - 0 4 2 8 2 3 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 1 4 - 1 5 8 6 9 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

本発明が解決しようとする課題は、流速値の範囲の変更に伴って表示画像の画質を向上させ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】

【 0 0 0 5 】

10

実施形態の超音波診断装置は、制御部と、受付部と、割当部とを備える。制御部は、第 1 走査範囲内の血流情報を収集する第 1 超音波走査を超音波プローブに実行させ、第 2 走査範囲内の組織形状情報を収集する第 2 超音波走査を、前記第 1 超音波走査の間に時分割で前記超音波プローブに実行させる。受付部は、前記血流情報の表示において、表示される流速値を変更する指示を受け付ける。割当部は、前記指示による流速値の変更によって、前記第 1 超音波走査における走査線ごとの超音波送受信時間が変更前の送受信時間を超えた場合、超えた分の時間を前記第 1 超音波走査及び前記第 2 超音波走査のうち少なくとも一方に割り当てる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 6 】

20

【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 の実施形態に係るドプラモード用の超音波走査の一例を示す図である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る割当機能の処理を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による効果を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態の変形例 1 に係る割当機能の処理を説明するための図である。

30

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態の変形例 2 に係る割当機能の処理を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態の変形例 3 に係る割当機能の処理を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、その他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図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 7 】

40

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置を説明する。

【 0 0 0 8 】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成例を示すブロック図である。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 1 は、超音波プローブ 1 0 1 と、入力装置 1 0 2 と、ディスプレイ 1 0 3 と、装置本体 1 0 0 とを有する。超音波プローブ 1 0 1、入力装置 1 0 2、及びディスプレイ 1 0 3 は、装置本体 1 0 0 と通信可能に接続される。なお、被検体 P は、超音波診断装置 1 の構成に含まれない。

【 0 0 0 9 】

超音波プローブ 1 0 1 は、超音波の送受信を行う。例えば、超音波プローブ 1 0 1 は、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 1 0 0 が有す

50

る送受信回路 110 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 101 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 101 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 101 は、装置本体 100 と着脱自在に接続される。

【0010】

超音波プローブ 101 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 101 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

【0011】

なお、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 101 は、被検体 P を 2 次元で走査する 1D 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 4D プローブや 2D アレイプローブであっても適用可能である。

【0012】

入力装置 102 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の装置に対応する。入力装置 102 は、超音波診断装置 1 の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 100 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

20

【0013】

ディスプレイ 103 は、超音波診断装置 1 の操作者が入力装置 102 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 100 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。

【0014】

装置本体 100 は、超音波プローブ 101 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 100 により生成される超音波画像データは、2 次元の反射波信号に基づいて生成される 2 次元の超音波画像データであっても、3 次元の反射波信号に基づいて生成される 3 次元の超音波画像データであってもよい。

30

【0015】

装置本体 100 は、図 1 に例示するように、送受信回路 110 と、B モード処理回路 120 と、ドプラ処理回路 130 と、画像生成回路 140 と、画像メモリ 150 と、内部記憶回路 160 と、処理回路 170 とを備える。送受信回路 110、B モード処理回路 120、ドプラ処理回路 130、画像生成回路 140、画像メモリ 150、内部記憶回路 160、及び処理回路 170 は、互いに通信可能に接続される。

【0016】

送受信回路 110 は、後述する処理回路 170 の指示に基づいて、超音波プローブ 101 が行う超音波送受信を制御する。送受信回路 110 は、パルス発生器、送信遅延回路、パルサ等を有し、超音波プローブ 101 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定の繰り返し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、送信遅延回路は、超音波プローブ 101 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 101 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。すなわち、送信遅延回路は、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の送信方向を任意に調整する。

40

【0017】

なお、送受信回路 110 は、後述する処理回路 170 の指示に基づいて、所定のスキャ

50

ンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 1 8 】

また、送受信回路 1 1 0 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 0 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。

10

【 0 0 1 9 】

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、I Q 信号と記載する) を反射波データとして、バッファ 1 1 1 に格納する。なお、直交検波回路は、加算器の出力信号を、R F (Radio Frequency) 信号に変換した上で、バッファ 1 1 1 に格納してもよい。I Q 信号や、R F 信号は、位相情報が含まれる信号 (受信信号) となる。以下では、送受信回路 1 1 0 が出力する反射波データを、受信信号と記載する場合がある。

20

【 0 0 2 0 】

ここで、バッファ 1 1 1 は、送受信回路 1 1 0 が生成した反射波データ (I Q 信号) を一時的に記憶するバッファである。具体的には、バッファ 1 1 1 は、数フレーム分の I Q 信号、又は、数ボリューム分の I Q 信号を記憶する。例えば、バッファ 1 1 1 は、F I F O (First-In/First-Out) メモリであり、所定フレーム分の I Q 信号を記憶する。そして、例えば、バッファ 1 1 1 は、新たに 1 フレーム分の I Q 信号が送受信回路 1 1 0 にて生成された場合、生成時間が最も古い 1 フレーム分の I Q 信号を破棄して、新たに生成された 1 フレーム分の I / Q 信号を記憶する。なお、バッファ 1 1 1 は、送受信回路 1 1 0、B モード処理回路 1 2 0、及びドブラ処理回路 1 3 0 とそれぞれ通信可能に接続される。

30

【 0 0 2 1 】

なお、送受信回路 1 1 0 は、1 回の超音波ビームの送信により得られる各圧電振動子の反射波信号から複数の受信フォーカスの反射波データを生成することができる。すなわち、送受信回路 1 1 0 は、並列同時受信処理を行うことが可能な回路である。なお、第 1 の実施形態は、送受信回路 1 1 0 が並列同時受信処理を実行できない場合であっても適用可能である。

【 0 0 2 2 】

B モード処理回路 1 2 0 及びドブラ処理回路 1 3 0 は、送受信回路 1 1 0 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う信号処理部である。B モード処理回路 1 2 0 は、バッファ 1 1 1 から読み出した反射波データ (I Q 信号) に対して、対数増幅、包絡線検波処理、対数圧縮などを行って、多点の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。

40

【 0 0 2 3 】

なお、B モード処理回路 1 2 0 は、フィルタ処理により、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。この B モード処理回路 1 2 0 のフィルタ処理機能を用いることにより、コントラストハーモニックイメージング (C H I : Contrast Harmonic Imaging) や、ティッシュハーモニックイメージング (T H I : 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。

【 0 0 2 4 】

また、この B モード処理回路 1 2 0 のフィルタ処理機能を用いることにより、第 1 の実

50

施形態に係る超音波診断装置１は、ティッシュハーモニックイメージング（ＴＨＩ：Tissue Harmonic Imaging）を実行可能である。

【００２５】

また、ＣＨＩやＴＨＩのハーモニックイメージングを行う際、Ｂモード処理回路１２０は、上述したフィルタ処理を用いた方法とは異なる方法により、ハーモニック成分を抽出することができる。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う。これにより、送受信回路１１０は、各走査線で複数の反射波データ（受信信号）を生成し出力する。そして、Ｂモード処理回路１２０は、各走査線の複数の反射波データ（受信信号）を、変調法に応じた加減算処理することで、ハーモニック成分を抽出する。そして、Ｂモード処理回路１２０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って、Ｂモードデータを生成する。

【００２６】

ドブラ処理回路１３０は、バッファ１１１から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、ドブラ処理回路１３０は、移動体の運動情報として、平均速度、平均分散値、平均パワー値等を、複数のサンプル点それぞれで推定した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。本実施形態に係るドブラ処理回路１３０は、血流の運動情報（血流情報）として、血流の平均速度、血流の平均分散値、血流の平均パワー値等を、複数のサンプル点それぞれで推定したドブラデータを生成する。

【００２７】

上記のドブラ処理回路１３０の機能を用いて、本実施形態に係る超音波診断装置１は、カラーフローマッピング法（ＣＦＭ：Color Flow Mapping）とも呼ばれるカラードブラ法を実行可能である。ＣＦＭ法では、超音波の送受信が複数の走査線上で複数回行われる。そして、ＣＦＭ法では、同一位置のデータ列に対してＭＴＩ(Moving Target Indicator)フィルタを掛けることで、静止している組織、或いは、動きの遅い組織に由来する信号（クラッタ信号）を抑制して、血流に由来する信号を抽出する。そして、ＣＦＭ法では、この血流信号から血流の速度、血流の分散、血流のパワー等の血流情報を推定する。後述する画像生成回路１４０は、推定結果の分布を、例えば、２次元でカラー表示した超音波画像データ（カラードブラ画像データ）を生成する。そして、ディスプレイ１０３は、カラードブラ画像データを表示する。

【００２８】

ＭＴＩフィルタとしては、通常、パワース型のＩＩＲ（Infinite Impulse Response）フィルタや、多項式回帰フィルタ（Polynomial Regression Filter）等、係数が固定されたフィルタが用いられる。一方、本実施形態に係るドブラ処理回路１３０は、ＭＴＩフィルタとして、入力信号に応じて係数を変化させる適応型のＭＴＩフィルタを用いる。具体的には、本実施形態に係るドブラ処理回路１３０は、適応型のＭＴＩフィルタとして、「Eigenvector Regression Filter」と呼ばれているフィルタを用いる。以下、固有ベクトルを用いた適応型ＭＴＩフィルタである「Eigenvector Regression Filter」を、「固有ベクトル型ＭＴＩフィルタ」と記載する。

【００２９】

固有ベクトル型ＭＴＩフィルタは、相関行列から固有ベクトルを計算し、計算した固有ベクトルから、クラッタ成分抑制処理に用いる係数を計算する。この方法は、主成分分析や、カルーネン・レーベル変換（Karhunen-Loeve transform）、固有空間法で使われている手法を応用したものである。

【００３０】

固有ベクトル型ＭＴＩフィルタを用いる第１の実施形態に係るドブラ処理回路１３０は

、同一位置（同一サンプル点）の連続した反射波データのデータ列から、走査範囲の相関行列を計算する。例えば、ドブラ処理回路 130 は、相関行列の固有値及び当該固有値に対応する固有ベクトルを計算する。そして、ドブラ処理回路 130 は、例えば、各固有値の大きさに基づいて各固有ベクトルを並べた行列のランクを低減した行列を、クラッタ成分を抑制するフィルタ行列として計算する。ここで、ドブラ処理回路 130 は、例えば、予め設定された値、或いは、操作者が指定した値により、低減される主成分の数、すなわち、ランクカット数の値を決定する。しかし、心臓や血管等、拍動により移動速度が時間により変化する組織が走査範囲内に含まれる場合、ランクカット数の値は、固有値の大きさから適応的に決定されることが好適である。すなわち、ドブラ処理回路 130 は、相関行列の固有値の大きさに応じて、低減する主成分の数を変更する。本実施形態では、ドブラ処理回路 130 は、固有値の大きさに応じて、低減するランク数を変更する。

10

【0031】

ドブラ処理回路 130 は、フィルタ行列を用いて、同一位置（同一サンプル点）の連続した反射波データのデータ列から、クラッタ成分が抑制され、血流に由来する血流信号が抽出されたデータ列を出力する。ドブラ処理回路 130 は、出力したデータを用いた自己相関演算等の演算を行って、血流情報を推定し、推定した血流情報をドブラデータとして出力する。

【0032】

画像生成回路 140 は、Bモード処理回路 120 及びドブラ処理回路 130 が生成したデータから超音波画像データを生成する。画像生成回路 140 は、Bモード処理回路 120 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、画像生成回路 140 は、ドブラ処理回路 130 が生成した 2 次元のドブラデータから血流情報が映像化された 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。画像生成回路 140 は、ドブラ画像データとして、血流情報がカラーで表示されるカラードブラ画像データを生成したり、1 つの血流情報がグレースケールで表示されるドブラ画像データを生成したりする。

20

【0033】

ここで、画像生成回路 140 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、画像生成回路 140 は、超音波プローブ 101 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行うことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成回路 140 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）等を行う。また、画像生成回路 140 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。

30

【0034】

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成回路 140 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。画像生成回路 140 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。

40

【0035】

更に、画像生成回路 140 は、Bモード処理回路 120 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、画像生成回路 140 は、ドブラ処理回路 130 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うことで、3 次元ドブラ画像データを生成する。

【0036】

更に、画像生成回路 140 は、ボリュームデータをディスプレイ 103 にて表示するた

50

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う。画像生成回路１４０が行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、画像生成回路１４０が行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。

【００３７】

画像メモリ１５０は、画像生成回路１４０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１５０は、Ｂモード処理回路１２０やドブラ処理回路１３０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１５０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、画像生成回路１４０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１５０は、送受信回路１１０が出力した反射波データを記憶することも可能である。

10

【００３８】

内部記憶回路１６０は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行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、内部記憶回路１６０は、必要に応じて、画像メモリ１５０が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶回路１６０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、内部記憶回路１６０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。

20

【００３９】

処理回路１７０は、超音波診断装置１の処理全体を制御する。具体的には、処理回路１７０は、入力装置１０２を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶回路１６０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、送受信回路１１０、Ｂモード処理回路１２０、ドブラ処理回路１３０及び画像生成回路１４０の処理を制御する。また、処理回路１７０は、画像メモリ１５０や内部記憶回路１６０が記憶する表示用の超音波画像データをディスプレイ１０３にて表示するように制御する。

【００４０】

例えば、処理回路１７０は、送受信回路１１０を介して超音波プローブ１０１を制御することで、超音波走査の制御を行う。通常、ＣＦＭ法では、血流像データであるカラードプラ画像データとともに、組織像データであるＢモード画像データを表示する。かかる表示を行うため、処理回路１７０は、第１走査範囲内の血流情報を取得する第１超音波走査を超音波プローブ１０１に実行させる。第１超音波走査は、例えば、ドブラモードでカラードプラ画像データを収集するための超音波走査である。また、処理回路１７０は、第１超音波走査とともに、第２走査範囲内の組織形状情報を取得する第２超音波走査を超音波プローブ１０１に実行させる。第２超音波走査は、例えば、ＢモードでＢモード画像データを収集するための超音波走査である。

30

【００４１】

また、処理回路１７０は、受付機能１７１と、割当機能１７２とを実行する。ここで、処理回路１７０の構成要素である受付機能１７１及び割当機能１７２が実行する各処理機能は、例えば、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で内部記憶回路１６０に記録されている。処理回路１７０は、各プログラムを内部記憶回路１６０から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。すなわち、受付機能１７１は、処理回路１７０が受付機能１７１に対応するプログラムを内部記憶回路１６０から読み出し実行することで、実現される機能である。また、割当機能１７２は、処理回路１７０が割当機能１７２に対応するプログラムを内部記憶回路１６０から読み出し実行することで、実現される機能である。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路１７０は、図１の処理回路１７０内に示された各機能を有することとなる。受付機能１７１及び割当機能１７２が実行する各処理機能については、後述する。

40

50

【 0 0 4 2 】

また、上記の実施形態においては、単一の処理回路 170 にて、上述した各処理機能が実現されるものとして説明するが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路を構成し、各プロセッサがプログラムを実行することにより機能を実現するものとしても構わない。

【 0 0 4 3 】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、内部記憶回路 160 にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせることで 1 つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。更に、各図における複数の構成要素を 1 つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

【 0 0 4 4 】

ここで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、血流を高速、高分解能、高フレームレートに映像化することにより、通常のドプラ法と比較してクラッタ成分を大幅に抑制した血流情報を得るドプラモード用の超音波走査を実行する。具体的には、第 1 の実施形態で行なわれる第 1 超音波走査は、複数の走査線で形成される走査範囲での超音波送受信により、同一位置の反射波データを複数フレームにわたって収集可能な走査形態を繰り返すことで、実行される。より具体的には、第 1 の実施形態で行なわれる第 1 超音波走査は、複数の走査線で形成される走査範囲での超音波送受信を各走査線で 1 回とする走査形態を繰り返すことで、実行される。かかる走査形態は、通常の B モードで行なわれる第 2 超音波走査と同じ走査形態であり、フレームレートを向上させるために CFM 法で行なわれている走査形態と同じ走査形態である。

【 0 0 4 5 】

図 2 は、第 1 の実施形態に係るドプラモード用の超音波走査の一例を示す図である。図 2 に示す例では、超音波診断装置 1 の処理回路 170 は、第 2 超音波走査として第 2 走査範囲を分割した複数の分割範囲それぞれの超音波走査を、第 1 超音波走査の間に時分割で超音波プローブ 101 に実行させる。換言すると、処理回路 170 は、第 1 超音波走査の間に第 2 超音波走査の一部分を行い、数フレーム分の第 1 超音波走査を行う期間で、1 フレーム分の第 2 超音波走査を完結させる。かかる走査形態により、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、第 1 超音波走査と第 2 超音波走査とで超音波送受信条件を独立に設定可能となる。例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、第 2 超音波走査を THI 法に基づく条件で実行させることができる。すなわち、第 2 超音波走査は、上述したフィルタ処理により THI を行うための超音波送受信条件で実行することができる。また、第 2 超音波走査は、上述した AM 法、PM 法、AMP 法、又は差音成分を用いた方法等、1 本の走査線に対して複数レートの超音波送信を行う映像化法に基づく THI を行うための超音波送受信条件で実行することができる。なお、処理回路 170 は、制御部の一例である。ここで、制御部は、第 1 走査範囲内の血流情報を収集する第 1 超音波走査を超音波プローブ 101 に実行させ、第 2 走査範囲内の組織形状情報を収集する第 2 超音波走査として当該第 2 走査範囲を分割した複数の分割範囲それぞれの超音波走査を、第 1 超音波走査の間に時分割で超音波プローブ 101 に実行させる。言い換えると、処理回路 170 は、第 1 走査範囲内の血流情報を収集する第 1 超音波走査を超音波プローブ 101 に実

行させ、第2走査範囲内の組織形状情報を収集する第2超音波走査を、第1超音波走査の間に時分割で超音波プローブ101に実行させる。

【0046】

図2を用いて、上記の処理の一例について説明する。例えば、処理回路170は、操作者からの指示や、初期設定された情報等に基づいて、第2走査範囲を4つの分割範囲（第1分割範囲～第4分割範囲）に分割する。なお、図2に示す破線の矩形は、Bモード用の送受信条件を用いて走査される第2走査範囲全体を示し、図2に示す「B」は、時分割で走査される分割範囲を示す。例えば、処理回路170は、第2走査範囲全体のうち「B」で示される分割範囲の超音波走査（第2超音波走査）を実行させる。また、図2に示す「D」は、カラードプラモード用の送受信条件を用いて走査される第1走査範囲を示す。例えば、処理回路170は、「D」で示される範囲の超音波走査（第1超音波走査）を、上記の高フレームレート法を用いて実行させる。すなわち、図2に例示する第1超音波走査は、一般的なカラードプラ法のように、超音波を同一方向に複数回送信して、複数回反射波を受信するのではなく、各走査線で超音波送受信を1回行う。処理回路170は、第1超音波走査として、第1走査範囲を形成する複数の走査線それぞれで1回ずつ超音波送受信を行い、複数フレーム分の反射波を用いて血流情報を取得する方法（高フレームレート法）に基づく超音波走査を実行させる。なお、図2では、第1超音波走査が行われる走査範囲「D」が、第2超音波走査が行われる全体の走査範囲（破線部）よりも小さい場合を説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、第1超音波走査が行われる走査範囲「D」が、第2超音波走査が行われる全体の走査範囲（破線部）よりも大きい場合であってもよいし、両範囲が同じ大きさであってもよい。

【0047】

まず、処理回路170は、第2超音波走査として第1分割範囲の超音波走査を実行させる（図2の（1）を参照）、第1走査範囲（1フレーム分）の第1超音波走査を実行させる（図2の（2）を参照）。そして、処理回路170は、第2超音波走査として第2分割範囲の超音波走査を実行させ（図2の（3）を参照）、第1走査範囲（1フレーム分）の第1超音波走査を実行させる（図2の（4）を参照）。そして、処理回路170は、第2超音波走査として第3分割範囲の超音波走査を実行させ（図2の（5）を参照）、第1走査範囲（1フレーム分）の第1超音波走査を実行させる（図2の（6）を参照）。そして、処理回路170は、第2超音波走査として第4分割範囲の超音波走査を実行させ（図2の（7）を参照）、第1走査範囲（1フレーム分）の第1超音波走査を実行させる（図2の（8）を参照）。このように、処理回路170は、複数の分割範囲それぞれの第2超音波走査を、第1超音波走査の間に時分割で実行させる。

【0048】

ここで、処理回路170は、第1超音波走査が行われる間隔を等間隔とする。すなわち、第1走査範囲の「ある走査線」上の「点X」は、図2の（2）、（4）、（6）、及び（8）の第1超音波走査で1回ずつ走査されるが、その走査間隔は、一定の時間「T」となるように制御される。具体的には、処理回路170は、第2超音波走査で行われる各分割走査に要する時間を同一として、第1超音波走査が行われる間隔を等間隔とする。例えば、処理回路170は、図2の（1）、（3）、（5）、及び（7）で行われる第2超音波走査の分割走査に要する時間が同じ時間となるように制御する。処理回路170は、第2走査範囲を分割した各分割範囲の大きさや、走査線数、走査線密度及び深度等を同一とする。

【0049】

図2に示す例では、組織像データ（組織形状情報）は、第1分割範囲「B」～第4分割範囲「B」それぞれの第2超音波走査が行われるごとに生成される。例えば、図2の（1）において、第1分割範囲「B」の第2超音波走査が行われると、第1分割範囲「B」に対応する組織像データ（画像）が生成される。次に、図2の（3）において、第2分割範囲「B」の第2超音波走査が行われると、第2分割範囲「B」に対応する組織像データが生成される。続いて、図2の（5）において、第3分割範囲「B」の第2超音波走査が行

われると、第 3 分割範囲「B」に対応する組織像データが生成される。そして、図 2 の (7) において、第 4 分割範囲「B」の第 2 超音波走査が行われると、第 4 分割範囲「B」に対応する組織像データが生成される。更に、第 1 分割範囲「B」の第 2 超音波走査が行われると、第 1 分割範囲「B」に対応する組織像データが生成 (更新) され、第 2 分割範囲「B」の第 2 超音波走査が行われると、第 2 分割範囲「B」に対応する組織像データが生成 (更新) される。このように、処理回路 170 は、各分割範囲「B」の第 2 超音波走査が行われるごとに、各分割範囲「B」の組織像データを更新する。なお、1 本の走査線に対して複数レートの超音波送信を行う映像化法に基づく T H I を行う場合は、1 フレーム分の受信信号を得るための超音波送信回数が増えるため、通常の B モード撮影や、フィルタ処理により T H I を行う場合と比較して、第 2 走査範囲の分割数を増やす必要がある。例えば、P M 法を行う場合、第 2 走査範囲は、4 分割から 8 分割に変更される。

10

【 0 0 5 0 】

また、移動体情報の画像 (血流画像等) は、複数のフレームの同じ位置のそれぞれにおける反射波データのデータ列に対するフィルタ処理 (例えば、固有ベクトル型 M T I フィルタを用いたフィルタ処理) により生成される。ここで、1 つの移動体情報を出力するために用いられるデータ列のデータ長は、任意に設定 (変更) 可能である。更に、前の時相の移動体情報を出力するために用いられるデータ列と、次の時相の移動体情報を出力するために用いられるデータ列とを重複させることが可能であり、この重複数も任意に設定 (変更) 可能である。

20

【 0 0 5 1 】

例えば、図 2 において、データ列のデータ長が「4」に設定され、表示されるフレーム間におけるデータ列の重複数が「2」に設定される場合について説明する。かかる場合、例えば、図 2 の (2)、(4)、(6)、及び (8) の第 1 超音波走査が行われると、(2) の位置 X 1、(4) の位置 X 2、(6) の位置 X 3、及び (8) の位置 X 4 のデータ列に対してフィルタ処理を行うことで、第 1 フレームの位置 X の移動体情報が生成される。そして、走査範囲内の各位置について移動体情報を生成することで、第 1 フレームの移動体情報が生成される。そして、第 1 超音波走査が新たに 2 回実行されると、(6) の位置 X 3 と、(8) の位置 X 4 とを含め、4 回分の位置 X のデータ列に対してフィルタ処理が行われ、第 2 フレームの位置 X の移動体情報が生成される。このように、処理回路 170 は、第 1 超音波走査が重複数「2」に対応する回数行われるごとに、データ長「4」のデータ列に対してフィルタ処理を行って、各フレームの移動体情報を生成する。

30

【 0 0 5 2 】

このように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、血流を高分解能、高フレームレートに映像化することにより、通常のドブラ法と比較してクラッタ成分を大幅に抑制した血流画像を得る高フレームレート法に基づく超音波走査を実行する。すなわち、超音波診断装置 1 は、走査範囲を形成する各走査線で 1 回ずつ超音波送受信を行う第 1 超音波走査の間に、各分割範囲の第 2 超音波走査を時分割で実行することにより、血流画像及び組織像を高分解能かつ高フレームレートで生成する。また、超音波診断装置 1 は、複数フレームの同じ位置のデータ列に対して固有ベクトル型 M T I フィルタを用いたフィルタ処理を行うことにより、クラッタ成分を大幅に抑制した血流画像を生成する。

40

【 0 0 5 3 】

しかしながら、上記のドブラモード用の超音波走査では、例えば、流速値の範囲 (以下、「流速レンジ」とも表記する) の変更に伴って表示画像の画質が低下してしまう場合があった。例えば、流速レンジの上限を低下させる指示を操作者から受け付けると、処理回路 170 は、第 1 超音波走査の繰り返し周波数 (P R F : Pulse Repetition Frequency) を低下させることで、流速レンジの上限を低下させる。このとき、P R F の低下に伴って第 1 超音波走査の走査間隔「T」が延長するので (図 2 参照)、第 2 超音波走査の走査間隔も延長する。このため、各分割範囲「B」の組織像データが更新される更新レート (更新速度) が低下してしまう。更新レートが低下すると、例えば、図 2 の例では、各分割領域が左から右へ更新される様子が目立つようになり、左から右に向かって波打つように

50

見えてしまう。このように、流速値の範囲の変更に伴って表示画像の画質が低下してしまう場合があった。

【 0 0 5 4 】

そこで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、流速値の範囲の変更に伴って表示画像の画質を向上させるために、以下の各処理機能を実行する。すなわち、超音波診断装置 1 は、流速値の範囲を変更する指示を受け付ける。そして、超音波診断装置 1 は、受け付けた指示による変更後の流速値の範囲の表示に要する走査線ごとの超音波の送受信時間が、変更前の送受信時間より長い場合に、その差分の時間を表示画像の画質を向上させるための時間に割り当てる。

【 0 0 5 5 】

10

図 1 の説明に戻る。第 1 の実施形態に係る処理回路 1 7 0 は、受付機能 1 7 1 と、割当機能 1 7 2 とを実行する。

【 0 0 5 6 】

受付機能 1 7 1 は、血流情報の表示において、表示される流速値の範囲を変更する指示を受け付ける。例えば、受付機能 1 7 1 は、入力装置 1 0 2 の操作に応じて、流速値の範囲（流速レンジ）の上限値を変更可能な U I（User Interface）を提供する。なお、受付機能 1 7 1 は、受付部の一例である。言い換えると、処理回路 1 7 0 は、血流情報の表示において、表示される流速値を変更する指示を受け付ける。

【 0 0 5 7 】

一例として、入力装置 1 0 2 として、超音波診断装置 1 の操作パネル上のつまみを用いる場合を説明する。この場合、受付機能 1 7 1 には、つまみの回転方向と上限値の増減とが対応付けられ、つまみの回転量と上限値の変化量とが対応付けられている。ここで、上限値を増加させる方向に操作者がつまみを回転させると、受付機能 1 7 1 は、つまみの回転量に応じた上限値を増加させる旨の指示として受け付ける。これにより、処理回路 1 7 0 は、つまみの回転量に応じて流速レンジの上限値を増加させる。また、上限値を減少させる方向に操作者がつまみを回転させると、受付機能 1 7 1 は、つまみの回転量に応じた上限値を減少させる旨の指示として受け付ける。これにより、処理回路 1 7 0 は、つまみの回転量に応じて流速レンジの上限値を減少させる。

20

【 0 0 5 8 】

なお、第 1 の実施形態では、受付機能 1 7 1 が流速レンジの上限値を増加させる指示を受け付ける場合を説明するが、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、受付機能 1 7 1 は、流速レンジの上限値を増加させる指示を受け付けなくてもよい。この場合、操作者が上限値を増加させる方向につまみを回転させても、受付機能 1 7 1 が指示として受け付けないため、処理回路 1 7 0 は、上限値を増加させない（変更しない）。

30

【 0 0 5 9 】

また、受付機能 1 7 1 によって提供される U I は、上記の例に限定されるものではなく、操作者の指示によってパラメータを変更するための如何なる技術が適用されてもよい。例えば、受付機能 1 7 1 は、つまみに限らず、ボタンの操作によって流速値の範囲の上限値を変更してもよい。

【 0 0 6 0 】

40

割当機能 1 7 2 は、第 1 超音波走査において、受付機能 1 7 1 が受け付けた指示による変更後の流速値の範囲の表示に要する走査線ごとの超音波の送受信時間が、変更前の送受信時間より長い場合には、変更後の送受信時間と変更前の送受信時間との差分の時間を、第 1 超音波走査及び第 2 超音波走査のうち少なくとも一方に割り当てる。言い換えると、処理回路 1 7 0 は、指示による流速値の変更によって、第 1 超音波走査における走査線ごとの超音波送受信時間が変更前の送受信時間を超えた場合、超えた分の時間を第 1 超音波走査及び第 2 超音波走査のうち少なくとも一方に割り当てる。例えば、割当機能 1 7 2 は、受付機能 1 7 1 が流速レンジの上限値を下げる指示を受け付けた場合に、差分の時間（超えた分の時間）を、分割範囲の方位方向の長さを長くするための時間に割り当てる。なお、割当機能 1 7 2 は、割当部の一例である。

50

【 0 0 6 1 】

図 3 は、第 1 の実施形態に係る割当機能 1 7 2 の処理を説明するための図である。図 3 には、第 1 超音波走査（ドプラモード用走査）及び第 2 超音波走査（B モード用走査）の走査条件が、流速レンジの変更に伴って変更される様子を例示する。図 3 の上段、中段、及び下段において、左図には、超音波プローブ 1 0 1 により実行される第 2 超音波走査の全体の第 2 走査範囲 1 0 と、分割範囲 1 1 とを示す。また、右図には、超音波プローブ 1 0 1 により実行される第 1 超音波走査の第 1 走査範囲 1 2 を示す。

【 0 0 6 2 】

図 3 の上段に示すように、流速レンジの変更が行われる前には、処理回路 1 7 0 は、分割範囲 1 1 の第 2 超音波走査を行うとともに、第 1 走査範囲 1 2 の第 1 超音波走査を行っ

10

【 0 0 6 3 】

そして、受付機能 1 7 1 が流速レンジの上限値を下げる指示を受け付けると、処理回路 1 7 0 は、第 1 超音波走査の P R F を低下させることで、流速レンジの上限値を低下させる。このとき、割当機能 1 7 2 は、P R F の低下に伴って、指示により変更された流速値の範囲の表示に要する走査線ごとの超音波の送受信時間として、「t 1」より長い「t 2」を算出する（図 3 の中段）。

【 0 0 6 4 】

ここで、第 1 超音波走査の走査条件を送受信時間「t 2」に変更したとしても、血流画像として表示される第 1 走査範囲 1 2 は変更されない。このため、変更後の送受信時間「t 2」のうち、変更前の送受信時間「t 1」から延長した部分の時間については、実際には画像化されない「待ち時間」となってしまう。

20

【 0 0 6 5 】

そこで、図 3 の下段に示すように、割当機能 1 7 2 は、この待ち時間を、B モード用走査に割り当てる。例えば、割当機能 1 7 2 は、分割範囲 1 1 の方位方向の長さ「w 1」を長くするための時間に割り当てる。これにより、処理回路 1 7 0 は、方位方向の長さ「w 1」が「w 2」に長くなった分割範囲 1 3 で、第 2 超音波走査を実行する。

【 0 0 6 6 】

具体的には、割当機能 1 7 2 は、まず、下記の式（1）を用いて、第 1 走査範囲 1 2 を 1 回走査するのに生じる待ち時間 ΔT [s] を算出する。なお、式（1）において、Num R a s t e r は、第 1 走査範囲 1 2 に含まれる走査線（ラスタ）の数に対応する。

30

【 0 0 6 7 】

$$\Delta T = (t_2 - t_1) \times \text{Num R a s t e r} \quad \cdots (1)$$

【 0 0 6 8 】

そして、割当機能 1 7 2 は、下記の式（2）を用いて、第 2 超音波走査において、待ち時間 ΔT [s] の間に送受信可能な走査線の数 Num A d d R a s t e r を算出する。なお、式（2）において、Round は、各分割範囲 1 1 に含まれる走査線の数に対応する。また、Time B は、各分割範囲 1 1 の走査時間に対応する。また、式（2）の解は、小数点以下の値が切り捨てられる。

40

【 0 0 6 9 】

$$\text{Num A d d R a s t e r} = \text{Round} (\Delta T / \text{Time B}) \quad \cdots (2)$$

【 0 0 7 0 】

このように、割当機能 1 7 2 は、待ち時間 ΔT から、第 2 超音波走査において追加可能な走査線の数 Num A d d R a s t e r を算出する。これにより、例えば、処理回路 1 7 0 は、割当機能 1 7 2 によって算出された走査線の数分割範囲 1 1 に追加することで、分割範囲 1 3 とする。図 3 の下段の例では、処理回路 1 7 0 は、分割範囲 1 1 の走査線密度を変えずに、算出された数の走査線を追加することで、分割範囲 1 3 とする。

【 0 0 7 1 】

この結果、流速レンジの変更後には、処理回路 1 7 0 は、方位方向の長さ「w 2」の分

50

割範囲 13 で第 2 超音波走査を行うとともに、各走査線の送受信時間「 t_1 」で第 1 超音波走査を行う。これにより、処理回路 170 は、各分割範囲の大きさを拡大するので、B モード用走査の更新レートを向上させることが可能となる。

【0072】

なお、図 3 では、流速レンジの変更によって分割範囲 11 の走査線数が「3 本」から「6 本（分割範囲 13）」に変更される場合を例示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、式（2）の算出結果が「NumAddRaster = 1」であれば、分割範囲 13 の走査線数は「4 本」となり、「NumAddRaster = 2」であれば、分割範囲 13 の走査線数は「5 本」となる。つまり、分割範囲 11 の走査線数は、式（2）の算出結果に応じて、1 本単位で追加され得るものである。また、式（2）の算出結果が「1 未満」であれば、1 本も追加されない場合もあり得る。

10

【0073】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理手順を示すフローチャートである。図 4 に示す処理手順は、例えば、ドプラモード用の超音波走査を開始する旨の開始指示を操作者から受け付けた場合に開始される。

【0074】

ステップ S101 において、処理回路 170 は、ドプラモード用の超音波走査を開始する旨の開始指示を受け付けたか否かを判定する。ここで、ドプラモード用の超音波走査を開始する旨の開始指示を受け付けると、処理回路 170 は、ステップ S102 以降の処理を開始する。なお、ステップ S101 が否定される場合には、ステップ S102 以降の処理は開始されず、処理回路 170 の各処理機能は待機状態である。

20

【0075】

ステップ S101 が肯定されると、ステップ S102 において、処理回路 170 は、ドプラモード用の超音波走査を実行する。例えば、処理回路 170 は、送受信回路 110、B モード処理回路 120、及びドプラ処理回路 130 等を制御することで、超音波走査の制御を行う。

【0076】

ステップ S103 において、処理回路 170 は、画像を表示する。例えば、処理回路 170 は、ドプラモード用の超音波走査によって収集した反射波データに基づき、画像生成回路 140 によって生成された画像をディスプレイ 103 に表示する。具体的には、処理回路 170 は、組織像を表示するとともに、組織像上の指定された領域（ROI）に血流画像を重畳表示する。

30

【0077】

ステップ S104 において、受付機能 171 は、流速レンジの変更を受け付けたか否かを判定する。ここで、流速レンジの変更を受け付けると、受付機能 171 は、ステップ S105 以降の処理を実行する。なお、ステップ S104 が否定される場合には、ステップ S110 の処理へ移行する。

【0078】

ステップ S104 が肯定されると、ステップ S105 において、割当機能 172 は、指示による変更後の流速値の範囲の表示に要する走査線ごとの超音波の送受信時間を算出する。例えば、割当機能 172 は、受付機能 171 が流速レンジを変更する指示を受け付けると、PRF の低下に伴って、指示による変更後の流速値の範囲の表示に要する各走査線の送受信時間（変更後の送受信時間）「 t_2 」を算出する。

40

【0079】

ステップ S106 において、割当機能 172 は、変更後の送受信時間「 t_2 」が変更前の送受信時間「 t_1 」より大きい場合を判定する。ここで、変更後の送受信時間「 t_2 」が変更前の送受信時間「 t_1 」より小さい場合には、割当機能 172 は、ステップ S107 の処理を実行する。一方、変更後の送受信時間「 t_2 」が変更前の送受信時間「 t_1 」より大きい場合には、割当機能 172 は、ステップ S108 の処理を実行する。

【0080】

50

ステップ S 1 0 6 が否定されると、ステップ S 1 0 7 において、処理回路 1 7 0 は、送受信時間を変更する。具体的には、処理回路 1 7 0 は、変更前の送受信時間「 t_1 」を変更後の送受信時間「 t_2 」に変更するとともに、第 1 超音波走査の走査条件に含まれる他のパラメータを変更する。

【 0 0 8 1 】

ステップ S 1 0 6 が肯定されると、ステップ S 1 0 8 において、割当機能 1 7 2 は、送受信時間を変更せずに、B モード用の走査範囲（分割範囲）の方位方向を拡大する。つまり、割当機能 1 7 2 は、変更前の送受信時間「 t_1 」と変更後の送受信時間「 t_2 」との差分の時間を、分割範囲の方位方向の長さを長くするための時間に割り当てる。具体的には、割当機能 1 7 2 は、変更前の送受信時間「 t_1 」と変更後の送受信時間「 t_2 」との差分から、待ち時間 ΔT を算出する。そして、割当機能 1 7 2 は、算出した待ち時間 ΔT の間に送受信可能な走査線の数 $NumAddRaster$ を算出する。そして、割当機能 1 7 2 は、算出された数の走査線を B モード用走査の分割範囲に追加することで、分割範囲の方位方向の長さを長くする。

【 0 0 8 2 】

ステップ S 1 0 9 において、処理回路 1 7 0 は、流速レンジを変更する。例えば、処理回路 1 7 0 は、受付機能 1 7 1 が受け付けた指示に応じて、流速レンジの上限を変更する。

【 0 0 8 3 】

ステップ S 1 1 0 において、処理回路 1 7 0 は、ドブラモード用の超音波走査を終了する旨の終了指示を受け付けたか否かを判定する。ここで、ドブラモード用の超音波走査を終了する旨の終了指示を受け付けると、処理回路 1 7 0 は、図 4 の処理手順を終了する。なお、ステップ S 1 1 0 が否定される場合には、ステップ S 1 0 2 の処理へ移行する。

【 0 0 8 4 】

上述してきたように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、流速値の範囲を変更する指示を受け付ける。そして、超音波診断装置 1 は、受け付けた指示による変更後の流速値の範囲の表示に要する走査線ごとの超音波の送受信時間が、変更前の送受信時間より長い場合に、その差分の時間を表示画像の画質を向上させるための時間に割り当てる。このため、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、流速値の範囲の変更に伴って表示画像の画質を向上させることができる。

【 0 0 8 5 】

図 5 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 による効果を説明するための図である。図 5 には、図 2 に示したドブラモード用の超音波走査において、流速レンジの上限値を低下させる指示が行われた後の超音波走査を例示する。

【 0 0 8 6 】

図 5 に示すように、超音波診断装置 1 において、割当機能 1 7 2 は、流速レンジの上限値を低下させる指示が行われると、指示による変更後の送受信時間が変更前の送受信時間より長い場合に、その差分の時間を分割範囲の方位方向の長さを長くするための時間に割り当てる。図 5 に示す例では、処理回路 1 7 0 は、図 2 の分割範囲「B」の 2 倍の大きさの分割範囲「B」で第 2 超音波走査（B モード用走査）を実行する。この場合、処理回路 1 7 0 は、図 2 の場合と比較して 2 倍の更新レートで第 2 超音波走査を実行する。

【 0 0 8 7 】

例えば、図 5 の（ 1 ）及び（ 3 ）において、各分割範囲「B」の第 2 超音波走査が行われると、第 2 走査範囲の全体に対応する組織像データ（画像）が生成される。そして、図 5 の（ 5 ）、（ 7 ）・・・と、各分割範囲「B」の第 2 超音波走査が行われるごとに、組織像データが半面ずつ更新される。このように、処理回路 1 7 0 は、2 回の第 2 超音波走査で第 2 走査範囲の全体の組織像データを更新するので、更新レートを向上させることができる。更新レートが向上すると、例えば、各分割領域が左から右へ更新される様子が目立たなくなり、波打つような見え方が改善する。このように、超音波診断装置 1 は、流速値の範囲の変更に伴って表示画像の画質を向上させることができる。

【 0 0 8 8 】

なお、第 1 の実施形態では、変更後の送受信時間と変更前の送受信時間との差分の時間が、分割範囲の方位方向の長さを長くするための時間に割り当てられる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。そこで、以下、第 1 の実施形態の変形例 1 ～ 3 について説明する。

【 0 0 8 9 】

(第 1 の実施形態の変形例 1)

第 1 の実施形態の変形例 1 として、差分の時間が、第 2 走査範囲の走査線密度を上げるための時間に割り当てられる場合を説明する。

【 0 0 9 0 】

10

図 6 は、第 1 の実施形態の変形例 1 に係る割当機能 1 7 2 の処理を説明するための図である。図 6 には、第 1 超音波走査（ドプラモード用走査）及び第 2 超音波走査（B モード用走査）の走査条件が、流速レンジの変更に伴って変更される様子を例示する。図 6 の上段及び下段において、左図には、超音波プローブ 1 0 1 により実行される第 2 超音波走査の全体の第 2 走査範囲 1 0 と、分割範囲 1 1 とを示す。また、右図には、超音波プローブ 1 0 1 により実行される第 1 超音波走査の第 1 走査範囲 1 2 を示す。なお、図 6 において、流速レンジの上限値を下げる指示により、割当機能 1 7 2 が変更後の送受信時間「 t_2 」を算出する処理は、図 3 と同様であるので、説明を省略する。

【 0 0 9 1 】

20

図 6 の上段に示すように、割当機能 1 7 2 は、PRF の低下に伴って、指示により変更された流速値の範囲の表示に要する走査線ごとの送受信時間「 t_2 」を算出する。ここで、算出した変更後の送受信時間「 t_2 」は、変更前の送受信時間「 t_1 」より長いので、図 3 と同様に待ち時間が生じている。

【 0 0 9 2 】

そこで、図 6 の下段に示すように、割当機能 1 7 2 は、この待ち時間を、B モード画像の走査線密度を上げるための時間に割り当てる。これにより、処理回路 1 7 0 は、走査線密度が増加した分割範囲 1 4 で、第 2 超音波走査を実行する。

【 0 0 9 3 】

30

具体的には、割当機能 1 7 2 は、まず、上記の式（1）及び式（2）を用いて、第 2 超音波走査において、待ち時間 ΔT [s] の間に送受信可能な走査線の数 NumAddRaster を算出する。これにより、例えば、処理回路 1 7 0 は、割当機能 1 7 2 によって算出された走査線の数分割範囲 1 1 に追加することで、分割範囲 1 4 とする。図 6 の下段の例では、処理回路 1 7 0 は、分割範囲 1 1 の方位方向の長さ「 w_1 」を変えずに、算出された数の走査線を追加することで、走査線密度が増加した分割範囲 1 4 とする。

【 0 0 9 4 】

この結果、流速レンジの変更に伴っては、処理回路 1 7 0 は、走査線密度が増加した分割範囲 1 4 で第 2 超音波走査を行うとともに、各走査線の送受信時間「 t_1 」で第 1 超音波走査を行う。これにより、処理回路 1 7 0 は、各分割範囲の走査線密度が増加するので、B モード用走査の方位分解能を向上させることが可能となる。

【 0 0 9 5 】

40

(第 1 の実施形態の変形例 2)

第 1 の実施形態の変形例 2 として、差分の時間が、第 1 走査範囲の走査線密度を上げるための時間に割り当てられる場合を説明する。

【 0 0 9 6 】

図 7 は、第 1 の実施形態の変形例 2 に係る割当機能 1 7 2 の処理を説明するための図である。図 7 には、第 1 超音波走査（ドプラモード用走査）及び第 2 超音波走査（B モード用走査）の走査条件が、流速レンジの変更に伴って変更される様子を例示する。図 7 の上段及び下段において、左図には、超音波プローブ 1 0 1 により実行される第 2 超音波走査の全体の第 2 走査範囲 1 0 と、分割範囲 1 1 とを示す。また、右図には、超音波プローブ 1 0 1 により実行される第 1 超音波走査の第 1 走査範囲 1 2 を示す。なお、図 7 において

50

、流速レンジの上限値を下げる指示により、割当機能 172 が変更後の送受信時間「 t_2 」を算出する処理は、図 3 と同様であるので、説明を省略する。

【0097】

図 7 の上段に示すように、割当機能 172 は、PRF の低下に伴って、指示により変更された流速値の範囲の表示に要する走査線ごとの送受信時間「 t_2 」を算出する。ここで、算出した変更後の送受信時間「 t_2 」は、変更前の送受信時間「 t_1 」より長いので、図 3 と同様に待ち時間が生じている。

【0098】

そこで、図 7 の下段に示すように、割当機能 172 は、この待ち時間を、血流画像の走査線密度を上げるための時間に割り当てる。これにより、処理回路 170 は、走査線密度が増加した第 1 走査範囲 15 で、第 1 超音波走査を実行する。

10

【0099】

具体的には、割当機能 172 は、まず、上記の式 (1) を用いて、待ち時間 ΔT [s] を算出する。そして、割当機能 172 は、下記の式 (3) を用いて、第 1 超音波走査において、待ち時間 ΔT [s] の間に送受信可能な走査線の数 NumAddRasterD を算出する。なお、式 (3) の解は、小数点以下の値が切り捨てられる。

【0100】

$$\text{NumAddRaster} = \Delta T / t_1 \quad \cdots (3)$$

【0101】

このように、割当機能 172 は、待ち時間 ΔT から、第 1 超音波走査において追加可能な走査線の数 NumAddRaster を算出する。例えば、処理回路 170 は、割当機能 172 によって算出された走査線の数第 1 走査範囲 12 に追加することで、走査範囲 15 とする。図 7 の下段の例では、処理回路 170 は、第 1 走査範囲 12 と同じ大きさの範囲に、算出された数の走査線を追加することで、走査線密度が増加した走査範囲 15 とする。

20

【0102】

この結果、流速レンジの変更後には、処理回路 170 は、変更前と同様の分割範囲 11 で第 2 超音波走査を行うとともに、走査線密度が増加した走査範囲 15 で第 1 超音波走査を行う。これにより、処理回路 170 は、ドプラモードの走査範囲の走査線密度が増加するので、ドプラモード用走査の方位分解能を向上させることが可能となる。

30

【0103】

(第 1 の実施形態の変形例 3)

第 1 の実施形態の変形例 3 として、差分の時間が、分割範囲の方位方向の長さを長くするための時間、第 1 走査範囲の走査線密度を上げるための時間、及び、第 2 走査範囲の走査線密度を上げるための時間のうちの複数に割り当てられる場合を説明する。

【0104】

図 8 は、第 1 の実施形態の変形例 3 に係る割当機能 172 の処理を説明するための図である。図 8 には、第 1 超音波走査 (ドプラモード用走査) 及び第 2 超音波走査 (B モード用走査) の走査条件が、流速レンジの変更に伴って変更される様子を例示する。図 8 の上段及び下段において、左図には、超音波プローブ 101 により実行される第 2 超音波走査の全体の第 2 走査範囲 10 と、分割範囲 11 とを示す。また、右図には、超音波プローブ 101 により実行される第 1 超音波走査の第 1 走査範囲 12 を示す。なお、図 8 において、流速レンジの上限値を下げる指示により、割当機能 172 が変更後の送受信時間「 t_2 」を算出する処理は、図 3 と同様であるので、説明を省略する。

40

【0105】

図 8 の上段に示すように、割当機能 172 は、PRF の低下に伴って、指示により変更された流速値の範囲の表示に要する走査線ごとの送受信時間「 t_2 」を算出する。ここで、算出した変更後の送受信時間「 t_2 」は、変更前の送受信時間「 t_1 」より長いので、図 3 と同様に待ち時間が生じている。

【0106】

50

そこで、図 8 の下段に示すように、割当機能 172 は、この待ち時間を、例えば、分割範囲の方位方向の長さ「w1」を長くするための時間と、血流画像の走査線密度を上げるための時間とに割り当てる。例えば、処理回路 170 は、走査線を追加することで方位方向の長さを「w3」に長くした分割範囲 16 を用いて第 2 超音波走査を行うとともに、走査線密度が増加した走査範囲 17 で第 1 超音波走査を行う。これによれば、処理回路 170 は、B モード用走査の更新レートとドブラモード用走査の方位分解能を向上させることが可能となる。

【0107】

なお、図 8 では、待ち時間が、分割範囲の方位方向の長さを長くするための時間と、血流画像の走査線密度を上げるための時間とに割り当てられる場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、割当機能 172 は、差分の時間を、分割範囲の方位方向の長さを長くするための時間、第 1 走査範囲の走査線密度を上げるための時間、及び、第 2 走査範囲の走査線密度を上げるための時間のうち、少なくとも一つの時間に割り当てられてよい。

【0108】

(その他の実施形態)

上述した実施形態以外にも、種々の異なる形態にて実施されてもよい。

【0109】

(割当比率の指定)

例えば、上記の第 1 の実施形態の変形例 3 では、差分の時間が、B モード走査の更新レート、B モード走査の方位分解能、及びドブラモード走査の方位分解能のうち、少なくとも一つを向上させる時間に割り当てられる場合を説明したが、この割り当ての比率(割当比率)は、操作者が表示画像を閲覧しながら適宜調整可能である。

【0110】

図 9 は、その他の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理を説明するための図である。図 9 には、操作者が組織像 20 上に表示された血流画像 21 を閲覧しながら割当比率を調整する場合を例示する。

【0111】

図 9 の上段に示すように、操作者が流速レンジのスケール 22 の上限値「1.0 cm/s」を下げる指示を行うと、第 1 超音波走査の PRF を低下させることで、スケール 22 の上限値を「0.7 cm/s」に低下させる。このとき、割当機能 172 は、PRF の低下に伴って、指示により変更された流速値の範囲の表示に要する走査線ごとの超音波の送信時間として、「t1」より長い「t2」を算出する。そして、割当機能 172 は、例えば、図 3 で説明した処理により、「t2」と「t1」との差分の時間を、B モード走査の更新レートを向上させるための時間に割り当てる。

【0112】

流速レンジが変更されると、受付機能 171 は、図 9 の中段に示すように、割当比率を調整可能な GUI として、割当比率表示領域 23, 24, 25 をディスプレイ 103 に表示させる。ここで、割当比率表示領域 23 は、B モード走査の更新レート(B 更新レート)を向上させるための時間に割り当てられる比率を表示する領域である。この割当比率表示領域 23 は、割当比率の程度を表す目盛りと、目盛り上のポイント 26 とを含む。また、割当比率表示領域 24 は、B モード走査の方位分解能(B 分解能)を向上させるための時間に割り当てられる比率を表示する領域である。この割当比率表示領域 24 は、割当比率の程度を表す目盛りと、目盛り上のポイント 27 とを含む。また、割当比率表示領域 25 は、ドブラモード走査の方位分解能(D 分解能)を向上させるための時間に割り当てられる比率を表示する領域である。この割当比率表示領域 25 は、割当比率の程度を表す目盛りと、目盛り上のポイント 28 とを含む。なお、図 9 において、ポイント 26, 27, 28 は、右側に位置するほど割当比率が高いことを示し、左側に位置するほど割当比率が低いことを示す。図 9 の中段では、差分の時間が全て B モード走査の更新レートに割り当てられているので、ポイント 26 が目盛りの右端に位置し、ポイント 27, 28 が目盛り

10

20

30

40

50

の左端に位置する。

【0113】

ここで、操作者が各ポインタ26, 27, 28の位置を左右に移動させる操作を行うと、受付機能171は、割当比率を変更する指示として受け付ける。例えば、操作者は、図9の下段に示すように、組織像20及び血流画像21を閲覧しながら、ポインタ26を左へ目盛り3つ分移動させ、ポインタ27を右へ目盛り1つ分移動させ、ポインタ28を右へ目盛り2つ分移動させる。この操作により、受付機能171は、図9の中段に示す割当比率を、図9の下段に示す割当比率に変更する指示として受け付ける。

【0114】

そして、割当機能172は、受付機能171が受け付けた割当比率に応じて、差分の時間を割り当てる。図9の下段の例では、割当機能172は、Bモード走査の更新レートへの割当比率を目盛り3つ分低下させ、Bモード走査の方位分解能への割当比率を目盛り1つ分上昇させ、ドプラモード走査の方位分解能への割当比率を目盛り2つ分上昇させる。そして、割当機能172は、変更した割当比率で、差分の時間を、Bモード走査の更新レート、Bモード走査の方位分解能、及びドプラモード走査の方位分解能のそれぞれの時間に割り当てる。

【0115】

このように、受付機能171は、差分の時間が、分割範囲の方位方向の長さを長くするための時間、第1走査範囲の走査線密度を上げるための時間、及び、第2走査範囲の走査線密度を上げるための時間のうち少なくとも二つの時間に割り当てられる場合に、それぞれの時間に割り当てられる割当比率を変更する指示を更に受け付ける。そして、割当機能172は、割当比率に応じて、差分の時間を割り当てる。これによれば、操作者は、組織像20や血流画像21等の表示画像を閲覧しながら、割当比率を適宜調整することが可能となる。

【0116】

なお、図9は一例に過ぎず、例えば、割当比率は、予め設定されていてもよい。この場合、例えば、割当機能172は、予め設定された割当比率に基づいて、差分の時間を、Bモード走査の更新レート、Bモード走査の方位分解能、及びドプラモード走査の方位分解能のそれぞれの時間に割り当てる。

【0117】

(割り当て先の切り替え)

また、例えば、差分の時間の割り当て先となるBモード走査の更新レート、Bモード走査の方位分解能、及びドプラモード走査の方位分解能は、外部からのトリガーによって切り替えられてもよい。

【0118】

例えば、割当機能172は、操作者からのUI操作によって、これから生じる差分の時間の割り当て先を、Bモード走査の更新レート、Bモード走査の方位分解能、ドプラモード走査の方位分解能の順に切り替えることができる。また、例えば、超音波診断装置1がECG信号を検知可能な場合には、所定のECG信号(例えば、拡張期、収縮期等)に応じて、差分の時間の割り当て先を切り替えることができる。また、例えば、割当機能172は、時間方向の断層像(Bモード画像)の相関値をモニタし、相関値が所定の変化を示した時に、差分の時間の割り当て先を切り替えることができる。

【0119】

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。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 0 】

また、上記の実施形態において説明した各処理のうち、自動的に行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うこともでき、或いは、手動的に行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。

【 0 1 2 1 】

また、上記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。

10

【 0 1 2 2 】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、流速値の範囲の変更に伴って表示画像の画質を向上させることができる。

【 0 1 2 3 】

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。

20

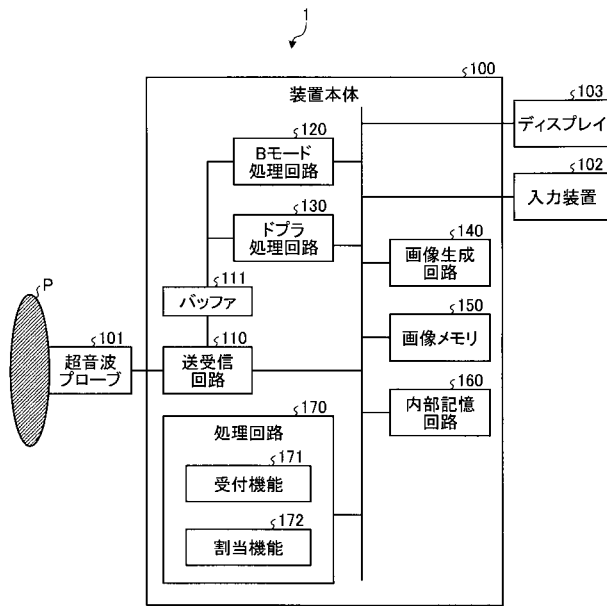
【 符号の説明 】

【 0 1 2 4 】

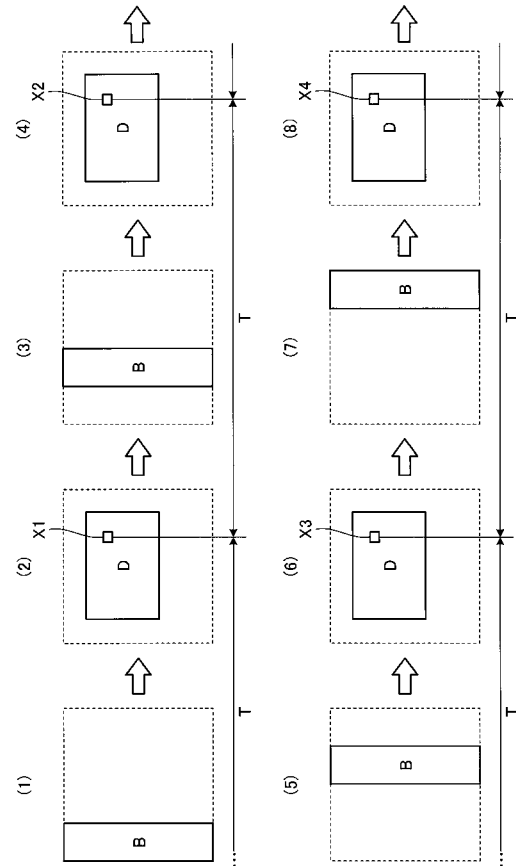
1	超音波診断装置
1 0 0	装置本体
1 7 0	処理回路
1 7 1	受付機能
1 7 2	割当機能

30

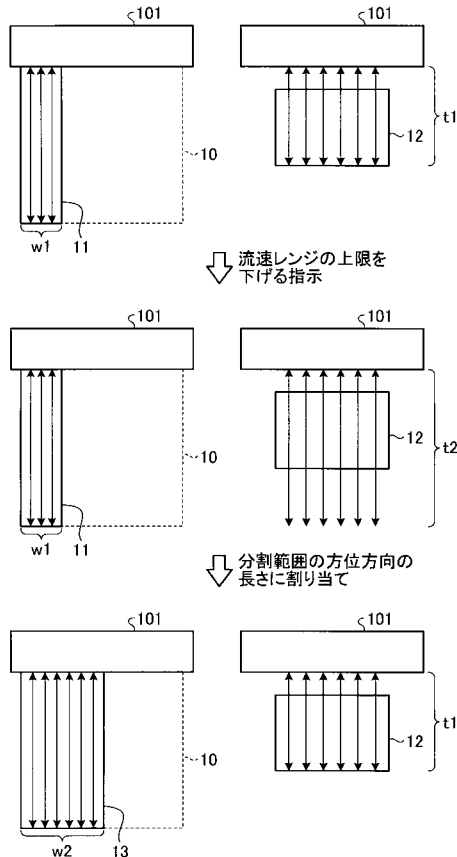
【図 1】



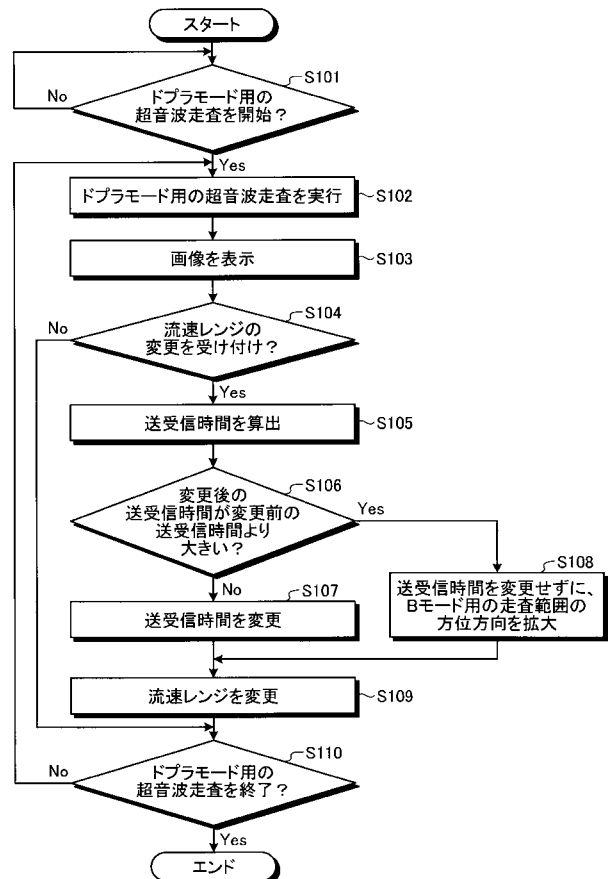
【図 2】



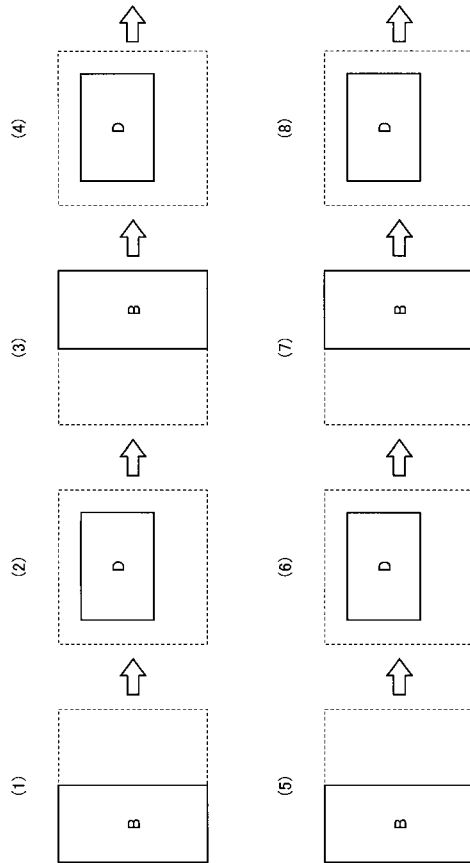
【図 3】



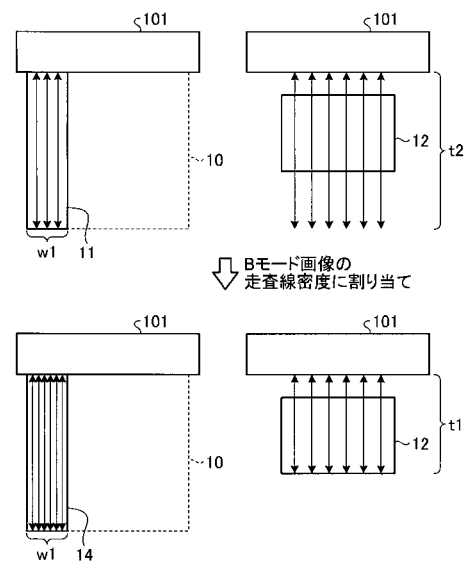
【図 4】



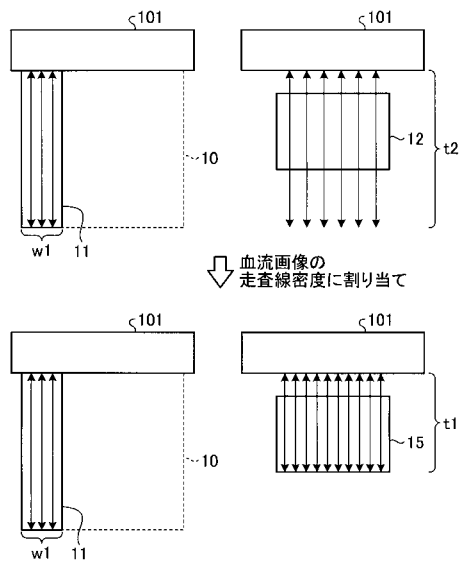
【図 5】



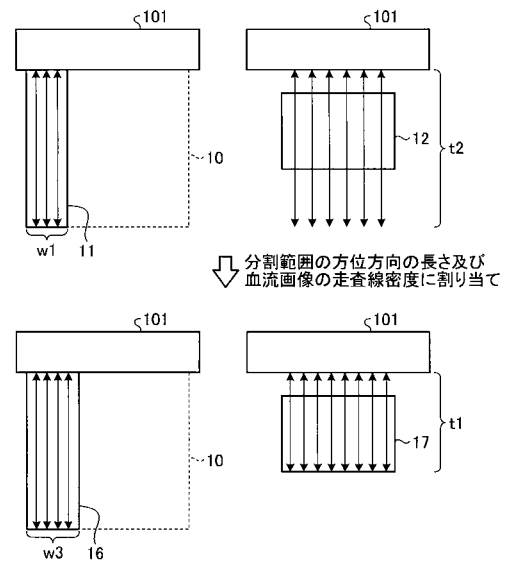
【図 6】



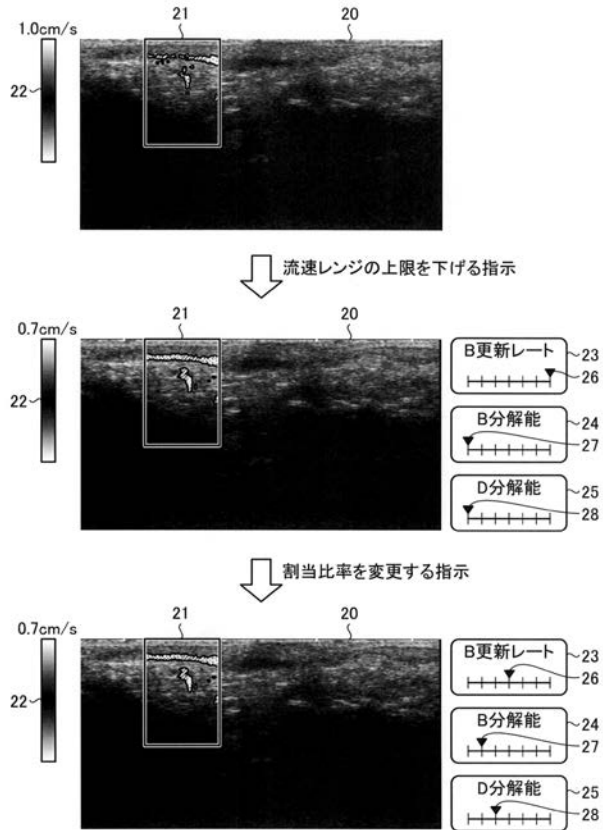
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2017140360A	公开(公告)日	2017-08-17
申请号	JP2016219857	申请日	2016-11-10
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	柴田千尋 掛江明弘		
发明人	柴田 千尋 掛江 明弘		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/DE14 4C601/DE15 4C601/EE04 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH17 4C601/JB30 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24		
优先权	2016024096 2016-02-10 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据流量值范围的变化改善显示图像的图像质量。根据实施例的超声诊断设备包括控制单元，接收单元和分配单元。控制单元使超声探头执行第一超声扫描以收集第一扫描范围内的血流信息和第二超声扫描以收集第二扫描范围内的组织形状信息，超声波探头在一次超声波扫描期间以时分方式执行超声波探头。在血流信息的显示中，接收单元接收改变显示的流速值的指令。通过根据指令改变流速值，分配单元分配超过第一超声波扫描中每条扫描线的超声波发送/接收时间超过改变前的发送/接收时间的的时间，至少扫描和第二次超声波扫描之一。点域

1

