

(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2017-192516

(P2017-192516A)

(43) 公開日 平成29年10月26日(2017.10.26)

(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 10 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2016-83892(P2016-83892)
(22) 出願日 平成28年4月19日(2016.4.19)

(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 110001771
特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(72) 発明者 早川 友梨
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
Fターム(参考) 4C601 DE04 DE09 DE10 DE13 DE14
DE15 EE04 EE08 EE10 EE30
HH28 JB20 JB32 JC18 JC29
KK31 LL38

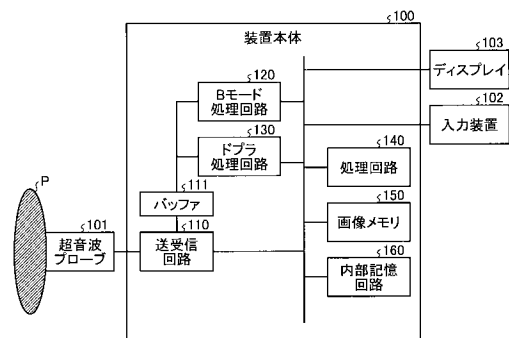
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】ユーザが診断を行う際の利便性を高めること。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置の送受信部は、カラードプラ画像生成用の第1の走査条件に従って、被検体の第1の走査領域に対する第1の超音波走査を、断続的に実行する。また、送受信部は、形態画像生成用の第2の走査条件に従って、被検体の第2の走査領域に対する第2の超音波走査を、断続的に実行する。処理部は、第1の超音波走査により収集された第1のエコーデータを基に、複数のカラードプラ画像を生成する。処理部は、第2の超音波走査により収集された第2のエコーデータを基に、複数の形態画像を生成する。処理部は、複数の形態画像を基に、複数の形態画像それぞれの輝度分布の時間変化が相対的に大きい時相、又は相対的に小さい時相を特定する。処理部は、複数のカラードプラ画像のうち、特定した時相に関するカラードプラ画像と、他のカラードプラ画像を識別する識別情報を生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

カラードブラ画像生成用の第 1 の走査条件に従って、被検体の第 1 の走査領域に対する第 1 の超音波走査を、断続的に実行し、

形態画像生成用の第 2 の走査条件に従って、前記被検体の第 2 の走査領域に対する第 2 の超音波走査を、断続的に実行する、送受信部と、

前記第 1 の超音波走査により収集された第 1 のエコーデータを基に、複数のカラードブラ画像を生成し、

前記第 2 の超音波走査により収集された第 2 のエコーデータを基に、複数の形態画像を生成し、

前記複数の形態画像を基に、前記複数の形態画像それぞれの輝度分布の時間変化が相対的に大きい時相、又は相対的に小さい時相を特定し、

前記複数のカラードブラ画像のうち、特定した時相に関するカラードブラ画像と、他のカラードブラ画像を識別する識別情報を生成する、処理部と、

を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記処理部は、前記識別情報を基に、前記複数のカラードブラ画像の一部にインジケータを合成し、前記インジケータが付与されたカラードブラ画像を含む前記複数のカラードブラ画像を、順々に表示させる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記処理部は、前記識別情報を基に、前記複数のカラードブラ画像の一部をハイライト表示させる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記処理部は、前記識別情報を基に、特定した時相に関するカラードブラ画像が生成された順番を表すグラフィックを生成し、生成したグラフィックを表示部に表示させる、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 の超音波走査を少なくとも 1 回実行するたびに、前記第 2 の超音波走査を実行する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 2 の走査条件は、前記第 1 の走査条件と、送信する超音波の周波数帯域および受信する超音波の周波数帯域のうち少なくとも一方が異なる、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】

前記第 2 の走査領域は、前記第 1 の走査領域より小さい、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 2 の走査領域は、前記第 1 の走査領域より大きい、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記第 1 の超音波走査は、複数の走査線で形成される前記第 1 の走査領域での超音波の送受信を各走査線で 1 回とする超音波走査である、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】

カラードブラ画像生成用の第 1 の走査条件に従って、被検体の第 1 の走査領域に対する第 1 の超音波走査を断続的に実行し、形態画像生成用の第 2 の走査条件に従って、前記被検体の第 2 の走査領域に対する第 2 の超音波走査を断続的に実行する送受信部に接続されたコンピュータに、

前記第 1 の超音波走査により収集された第 1 のエコーデータを基に、複数のカラードブラ画像を生成し、

10

20

30

40

50

前記第2の超音波走査により収集された第2のエコーデータを基に、複数の形態画像を生成し、

前記複数の形態画像を基に、前記複数の形態画像それぞれの輝度分布の時間変化が相対的に大きい時相、又は相対的に小さい時相を特定し、

前記複数のカラードプラ画像のうち、特定した時相に関するカラードプラ画像と、他のカラードプラ画像を識別する識別情報を生成する、

処理を実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

ドプラ(Doppler)効果に基づくドプラ法により、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超音波診断装置がある。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、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が映像化されたカラードプラ画像を生成する技術が提案されている。このカラードプラ画像は、被検体の診断を行う際に医師などのユーザにより閲覧される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開平8-336534号公報

【特許文献2】特開平5-130994号公報

【特許文献3】特開平5-137728号公報

【特許文献4】特開2006-314688号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明が解決しようとする課題は、ユーザが診断を行う際の利便性を高めることができる超音波診断装置及びプログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

実施形態の超音波診断装置は、送受信部と、処理部とを備える。送受信部は、カラードプラ画像生成用の第1の走査条件に従って、被検体の第1の走査領域に対する第1の超音波走査を、断続的に実行する。また、送受信部は、形態画像生成用の第2の走査条件に従って、被検体の第2の走査領域に対する第2の超音波走査を、断続的に実行する。処理部は、第1の超音波走査により収集された第1のエコーデータを基に、複数のカラードプラ画像を生成する。処理部は、第2の超音波走査により収集された第2のエコーデータを基に、複数の形態画像を生成する。処理部は、複数の形態画像を基に、複数の形態画像それぞれの輝度分布の時間変化が相対的に大きい時相、又は相対的に小さい時相を特定する。処理部は、複数のカラードプラ画像のうち、特定した時相に関するカラードプラ画像と、他のカラードプラ画像を識別する識別情報を生成する。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【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、MTIフィルタが実行するフィルタ処理の一例を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図４】図４は、第１の実施形態に係る第１の超音波走査及び第２の超音波走査の一例を説明するための図である。

【図５】図５は、第１の実施形態に係る第１の超音波走査及び第２の超音波走査の他の例を説明するための図である。

【図６】図６は、第１の実施形態に係る処理回路が実行する処理の一例を説明するための図である。

【図７Ａ】図７Ａは、第１の実施形態に係る表示形態の一例を示す図である。

【図７Ｂ】図７Ｂは、第１の実施形態に係る表示形態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診断装置が実行する超音波走査制御処理の一例を説明するためのフローチャートである。

10

【図９】図９は、第２の実施形態に係る識別情報の一例を説明するための図である。

【図１０】図１０は、第３の実施形態に係る識別情報の一例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【０００７】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置及びプログラムを説明する。

【０００８】

(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１０１と、入力装置１０２と、ディスプレイ１０３と、装置本体１００とを有する。超音波プローブ１０１、入力装置１０２及びディスプレイ１０３は、装置本体１００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。

20

【０００９】

超音波プローブ１０１は、超音波の送受信を行う。例えば、超音波プローブ１０１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１００が有する送受信回路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。

30

【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。

【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。

40

【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、フリーズボタン等の装置に対応する。入力装置１０２は、超音波診断装置１のユーザ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。

【００１３】

ディスプレイ１０３は、超音波診断装置１のユーザが入力装置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１

50

00において生成されたBモード画像やカラードブラ等を表示したりする。例えば、ディスプレイ103は、液晶モニタやCRT (Cathode Ray Tube) モニタ、タッチパネル等によって実現される。

【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。

【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、ドブラ処理回路130と、処理回路140と、画像メモリ150と、内部記憶回路160とを備える。送受信回路110、Bモード処理回路120、ドブラ処理回路130、処理回路140、画像メモリ150及び内部記憶回路160は、互いに通信可能に接続される。

10

【0016】

送受信回路110は、処理回路140からの指示に基づいて、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、送受信部の一例である。例えば、第1の実施形態に係る送受信回路110は、処理回路140からの指示に基づいて、カラードブラ画像生成用の第1の走査条件に従って、被検体Pの第1の走査領域に対する第1の超音波走査を、断続的に実行するように超音波プローブ101が行う超音波送受信を制御する。また、送受信回路110は、処理回路140からの指示に基づいて、Bモード画像(形態画像)生成用の第2の走査条件に従って、被検体Pの第2の走査領域に対する第2の超音波走査を、断続的に実行するように超音波プローブ101が行う超音波送受信を制御する。すなわち、送受信回路110は、超音波プローブ101を介して、カラードブラ画像生成用の第1の走査条件に従って、被検体Pの第1の走査領域に対する第1の超音波走査を、断続的に実行する。また、送受信回路110は、超音波プローブ101を介して、Bモード画像生成用の第2の走査条件に従って、被検体Pの第2の走査領域に対する第2の超音波走査を、断続的に実行する。

20

【0017】

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(PRF: Pulse Repetition Frequency)で送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。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。

30

【0018】

なお、送受信回路110は、処理回路140からの指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

40

【0019】

また、送受信回路110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101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(エコーデータ)を生成する。

【0020】

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

50

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が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。

【0021】

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、バッファ111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、バッファ111に格納してもよい。IQ信号や、RF信号は、位相情報が含まれる信号（受信信号）となる。

10

【0022】

ここで、バッファ111は、送受信回路110が生成した反射波データ（IQ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111は、数フレーム分のIQ信号、又は、数ボリューム分のIQ信号を記憶する。例えば、バッファ111は、FIFO（First-In/First-Out）メモリであり、所定フレーム分のIQ信号を記憶する。そして、例えば、バッファ111は、新たに1フレーム分のIQ信号が送受信回路110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IQ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111は、送受信回路110、Bモード処理回路120、及びドブラ処理回路130とそれぞれ通信可能に接続される。

【0023】

なお、送受信回路110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110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110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。

20

【0024】

Bモード処理回路120及びドブラ処理回路130は、送受信回路110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プロセッサである。Bモード処理回路120は、バッファ111から読み出した反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理、対数圧縮などを行って、多点の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。

30

【0025】

なお、Bモード処理回路120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120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（CHI：Contrast Harmonic Imaging）や、ティッシュハーモニックイメージング（THI：Tissue Harmonic Imaging）等のハーモニックイメージングを実行可能である。

【0026】

また、このBモード処理回路120のフィルタ処理機能を用いることにより、第1の実施形態に係る超音波診断装置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。

40

【0027】

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AMP法と呼ばれる映像法が行われる。AM法、PM法及びAMP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を、変調法に応じた加減算処理することで、ハーモ

50

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。

【0028】

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。血流には、例えば、心腔内の血流や、心壁内の血流がある。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。

10

【0029】

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。すなわち、CFM法では、MTIフィルタにより、同一位置のデータ列から、動きの遅い組織に由来するクラッタ成分を抑制して、血流に由来する血流成分を抽出する。そして、CFM法では、この血流信号から血流の速度、血流の分散等の血流情報を推定する。後述する処理回路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であるカラードブラ画像を生成する。ドブラ処理回路130は、複数のフレームの同一位置における複数の反射波データのデータ列に対してフレーム方向でフィルタ処理を行って、血流情報を収集する。

20

【0030】

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。固有ベクトルを用いた適応型MTIフィルタである「Eigenvector Regression Filter」は、「固有ベクトル型MTIフィルタ」とも称される。

30

【0031】

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。

【0032】

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、ユーザ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

40

50

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。

【0033】

ドブラ処理回路 130 は、フィルタ行列を用いて、同一位置の連続した反射波データのデータ列から、クラッタ信号が抑制され、血流信号が抽出されたデータ列を生成する。ドブラ処理回路 130 は、生成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。

【0034】

図 2 は、第 1 の実施形態に係るドブラ処理回路の構成の一例を示す図である。図 2 に例に示すように、ドブラ処理回路 130 は、MTI フィルタ 131 と、自己相関演算回路 132 と、平均速度 / 分散演算回路 133 とを有する。

10

【0035】

図 3 は、MTI フィルタが実行するフィルタ処理の一例を説明するための図である。図 3 の例に示すように、MTI フィルタ 131 は、第「n」フレームに対するフィルタ出力データ（血流信号）を得るために、同一位置における、第「n」フレームの反射波データ（受信信号）と、過去の 3 フレーム（第「n-3」フレーム～第「n-1」フレーム）の反射波データ（受信信号）と、過去の 3 フレームのフィルタ出力データ（血流信号）とを用いる。これらの反射波データは、後述するが、1 フレームの走査範囲（第 1 の走査領域）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なうことで生成された反射波データである。MTI フィルタ 131 のフィルタ処理により、クラッタ信号が除去された血流信号が高精度で抽出される。例えば、MTI フィルタ 131 にデータが無限長で連続して入力されるので、フィルタ処理で過渡応答が発生しない。なお、第「n」フレームとは、例えば、超音波診断装置 1 がユーザから走査開始要求を受け付けて開始された第 1 の超音波走査において収集された n 番目の反射波データに対応する。

20

【0036】

図 2 に戻り、自己相関演算回路 132 は、最新フレームの血流信号の I Q 信号と、1 フレーム前の血流信号の I Q 信号との複素共役をとることで自己相関値を算出する。

【0037】

平均速度 / 分散演算回路 133 は、自己相関演算回路 132 が算出した自己相関値から、平均速度及び分散を算出する。そして、平均速度 / 分散演算回路 133 は、平均速度及び分散をドブラデータとして処理回路 140 に出力する。

30

【0038】

なお、ドブラ処理回路 130 は、更に、パワー演算回路と、パワー加算回路と、対数圧縮回路とを備えてもよい。パワー演算回路は、血流信号の I Q 信号の実数部の絶対値の 2 乗と虚数部の絶対値の 2 乗とを加算して、パワーを算出する。パワーは、送信超音波の波長より小さい反射体（例えば、血球）による散乱の強さを示す値となる。パワー加算回路は、各点のパワーを任意のフレーム間で加算する。対数圧縮回路は、パワー加算回路の出力を対数圧縮し、対数圧縮したパワー加算器の出力をドブラデータとして出力する。

【0039】

図 1 の説明に戻り、処理回路 140 は、各種の画像を生成する機能や、超音波診断装置 1 の処理全体を制御する機能を有する。まず、各種の画像を生成する機能について説明する。処理回路 140 は、第 1 の超音波走査により収集された反射波データを基に、複数のカラードブラ画像を生成する。また、処理回路 140 は、第 2 の超音波走査により収集された反射波データを基に、複数の B モード画像を生成する。なお、処理回路 140 は、処理部の一例である。また、第 1 の超音波走査により収集された反射波データは、第 1 の反射波データ（第 1 のエコーデータ）の一例である。また、第 2 の超音波走査により収集された反射波データは、第 2 の反射波データ（第 2 のエコーデータ）の一例である。

40

【0040】

例えば、処理回路 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を生成する。具体例を挙げて説明すると、処理回路 140 は、

50

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モード画像を生成する。また、処理回路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次元ドブラ画像を生成する。2次元ドブラ画像は、速度画像、分散画像、又は、これらを組み合わせた画像である。処理回路140は、ドブラ画像として、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。

【0041】

ここで、処理回路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、処理回路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、処理回路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、処理回路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。

10

【0042】

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、処理回路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。処理回路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次元超音波画像を生成する。

20

【0043】

更に、処理回路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モード画像を生成する。また、処理回路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次元ドブラ画像を生成する。

【0044】

更に、処理回路140は、ボリュームデータをディスプレイ103にて表示するための各種の2次元画像を生成するために、ボリュームデータに対してレンダリング処理を行う。処理回路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画像を生成する処理がある。また、処理回路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次元画像を生成するボリュームレンダリング（VR：Volume Rendering）処理がある。

30

【0045】

次に、超音波診断装置1の処理全体を制御する機能について説明する。例えば、処理回路140は、入力装置102を介してユーザ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及びドブラ処理回路130の処理を制御する。また、処理回路140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を表示するようにディスプレイ103を制御する。

40

【0046】

例えば、処理回路140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ブラ画像とともに、組織像データであるBモード画像の表示を行う。かかる表示を行うため、処理回路140は、第1の走査領域内の血流情報を取得する第1の超音波走査を超音波プローブ101に実行させる。第1の超音波走査は、例えば、ドブラモードでカラードブ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140は、第1の超

50

音波走査とともに、第2の走査領域内の組織形状の情報を取得する第2の超音波走査を超音波プローブ101に実行させる。第2の超音波走査は、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。

【0047】

また、処理回路140が実行する上述した各種の処理に対応するプログラムは、コンピュータによって実行可能な形態で内部記憶回路160に記憶されている。処理回路140は、各プログラムを内部記憶回路160から読み出し、読み出した各プログラムを実行することで上述した各種の処理を実行するプロセッサである。

【0048】

また、上記の実施形態においては、単一の処理回路140にて、上述した各種の処理が実行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対応する処理を実行するものとしても構わない。

10

【0049】

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

20

Gate Array: FPGA) 等の回路を意味する。プロセッサは内部記憶回路160に保存されたプログラムを読み出し実行することで各種の機能を実現する。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各種の機能を実現する。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。

30

【0050】

画像メモリ150は、処理回路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が生成したBモードデータやドブラ処理回路130が生成したドブラ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、診断の後にユーザが呼び出すことが可能となっており、処理回路140を経由して表示用の超音波画像となる。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。

【0051】

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ポ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、処理回路140により生成された超音波画像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。

40

【0052】

ここで、例えば、超音波診断装置において、ユーザが、心壁などの動きが激しい組織に対して関心領域を設定し、心壁などの組織の毛細血管の血流が映像化されたカラードブラ画像 (心筋灌流画像) を確認しようとする場合について説明する。一心拍において、心壁などの組織の動きが激しい (変動が比較的大きい) 時相と、動きが穏やか (変動が比較的

50

小さい)な時相とがある。動きが激しい時相において収集された反射波データのデータ列において、クラッタ成分のスペクトラムは、血流成分のスペクトラムと重なっている場合がある。このため、このような反射波データのデータ列に対してMTIフィルタを掛けた場合には、血流成分とノイズ成分であるクラッタ成分とを分離することが困難であることがある。そのため、動きが激しい時相において収集された反射波データに基づいて生成される心筋灌流画像は、精細な画像ではない場合がある。このような精細ではない心筋灌流画像は、被検体の診断に有用であるとは言い難い。

【0053】

一方、動きが穏やかな時相において収集された反射波データのデータ列において、クラッタ成分のスペクトラムは、血流成分のスペクトラムと重なっていない可能性が高い。このように反射波データのデータ列に対してMTIフィルタを掛けた場合には、血流成分とクラッタ成分とを分離することができることがある。そのため、動きが穏やかな時相において収集された反射波データに基づいて生成される心筋灌流画像は、精細な画像である可能性が高い。このような精細な心筋灌流画像は、被検体の診断に有用である。

10

【0054】

以上のことから、一心拍において生成される複数のカラードブラ画像には、診断に有用なカラードブラ画像と、診断に有用ではないカラードブラ画像とが混在していることとなる。

【0055】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、以下に説明するように、複数のカラードブラ画像のうち、どのカラードブラ画像が診断に有用な画像であるのかを示す診断に有用な情報をユーザに提示する。これにより、複数のカラードブラ画像のうち、どのカラードブラ画像が診断に有用な画像であるのかをユーザに容易に把握させることができる。そのため、ユーザが診断を行う際の利便性を高めることができる。

20

【0056】

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、通常のプロブ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プロブラモード用の超音波走査を第1の超音波走査として実行する。例えば、第1の超音波走査は、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の超音波走査は、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、通常のプロモードで行なわれる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。

30

【0057】

また、超音波診断装置1は、第2の超音波走査として第2の走査領域の超音波走査を、第1の超音波走査の間に実行する。これにより、第1の実施形態では、第1の超音波走査と第2の超音波走査とで走査条件を独立に設定可能となる。

【0058】

第1の超音波走査及び第2の超音波走査の一例について、図4を用いて説明する。図4は、第1の実施形態に係る第1の超音波走査及び第2の超音波走査の一例を説明するための図である。図4に示す「B」は、プロモード用の送受信条件を用いて超音波走査が行なわれる第2の走査領域を示している。また、図4に示す「D」は、カラードブラモード用の送受信条件を用いて超音波走査が行なわれる第1の走査領域を示している。例えば、図4に示す第1の超音波走査は、一般的なカラードブラ法のように、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回行なっている。すなわち、処理回路140は、第1の超音波走査として、血流のプロブラ画像データを収集する超音波走査を超音波プローブ101に実行させる指示を送受信回路110に送信する。そして、処理回路140は、第1の走査領域を形成する複数の走査線それぞれ

40

50

で取得した反射波データに対してフレーム方向でフィルタ処理を行なう指示をドブラ処理回路130に送信する。第1の実施形態に係る処理回路140は、第1の走査領域を形成する複数の走査線のそれぞれにおいて超音波送受信を1回行なうことで、第1の走査領域を形成する複数の走査線それぞれの受信信号を取得して、フィルタ処理を行なうフレーム方向のデータ列を取得するための超音波走査を、第1の超音波走査として実行させる。すなわち、第1の実施形態に係る処理回路140は、第1の超音波走査として、第1の走査領域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ない、複数フレーム分の反射波を用いて移動体の運動に関する情報を取得するための超音波走査を実行させる。

【0059】

図4の例に示すように、処理回路140は、まず、第2の超音波走査として第2の走査領域の超音波走査を超音波プローブ101に実行させる指示を送受信回路110に送信する。これにより、図4の(1)に示すように、第2の超音波走査が実行される。Bモード処理回路120は、第2の超音波走査により得られた1フレーム分の反射波データに基づいて、1フレーム分のBモードデータを生成する。1フレーム分のBモードデータが生成されると、処理回路140は、生成された1フレーム分のBモードデータに基づいてBモード画像を生成する。このように、1回の第2の超音波走査で、1フレーム分のBモード画像が生成される。

10

【0060】

次に、処理回路140は、第1の走査領域の第1の超音波走査を超音波プローブ101に実行させる指示を送受信回路110に送信する。これにより、図4の(2)に示すように、第1の超音波走査が実行される。ドブラ処理回路130は、第1の超音波走査により得られた1フレーム分の反射波データに基づいて、1フレーム分のドブラデータを生成する。1フレーム分のドブラデータが生成されると、処理回路140は、生成された1フレーム分のドブラデータに基づいて、ドブラ画像として、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を生成したりする。このように、1回の第1の超音波走査で、1フレーム分のドブラ画像が生成される。

20

【0061】

そして、処理回路140は、第2の超音波走査として第2の走査領域の超音波走査を超音波プローブ101に実行させる指示を送受信回路110に送信する。これにより、図4の(3)に示すように、第2の超音波走査が実行される。この結果、新たに1フレーム分のBモード画像が生成される。そして、処理回路140は、第1の走査領域の第1の超音波走査を超音波プローブ101に実行させる指示を送受信回路110に送信する。これにより、図4の(4)に示すように、第1の超音波走査が実行される。この結果、新たに1フレーム分のドブラ画像が生成される。

30

【0062】

そして、処理回路140は、第2の超音波走査として第2の走査領域の超音波走査を超音波プローブ101に実行させる指示を送受信回路110に送信する。これにより、図4の(5)に示すように、第2の超音波走査が実行される。この結果、新たに1フレーム分のBモード画像が生成される。そして、処理回路140は、第1の走査領域の第1の超音波走査を超音波プローブ101に実行させる指示を送受信回路110に送信する。これにより、図4の(6)に示すように、第1の超音波走査が実行される。この結果、新たに1フレーム分のドブラ画像が生成される。

40

【0063】

そして、処理回路140は、第2の超音波走査として第2の走査領域の超音波走査を超音波プローブ101に実行させる指示を送受信回路110に送信する。これにより、図4の(7)に示すように、第2の超音波走査が実行される。この結果、新たに1フレーム分のBモード画像が生成される。そして、処理回路140は、第1の走査領域の第1の超音波走査を超音波プローブ101に実行させる指示を送受信回路110に送信する。これにより、図4の(8)に示すように、第1の超音波走査が実行される。この結果、新たに1

50

フレーム分のドブラ画像が生成される。

【0064】

ここで、図4の例に示すように、第1の走査領域のある走査線上の点Xは、(2)、(4)、(6)及び(8)の第1の超音波走査で1回ずつ走査される。ドブラ処理回路130は、「D」のフレーム間の同じ位置のデータ列(X_{n-3} 、 X_{n-2} 、 X_{n-1} 、 X_n)に対して、上記のフィルタ処理を行なうことで、点Xの血流の運動情報を出力する。

【0065】

なお、図4の例では、第2の走査領域が第1の走査領域よりも大きい場合について説明したが、図5の例に示すように、第2の走査領域が第1の走査領域よりも小さくてもよい。なお、図5は、第1の実施形態に係る第1の超音波走査及び第2の超音波走査の他の例を説明するための図である。図5の例において、第2の走査領域が第1の走査領域よりも小さいことについて説明したが、それ以外のことについては、図4の例と同様であるため、説明を省略する。また、第1の走査領域の大きさと第2の走査領域の大きさとが同じであってもよい。

10

【0066】

また、上述したように、第1の実施形態では、第1の超音波走査と第2の超音波走査とで走査条件を独立に設定可能である。このように、第1の実施形態では、Bモード用に最適な走査条件を設定し、カラードプラモード用に最適な走査条件を設定することができる。また、例えば、第1の実施形態では、第2超音波走査の走査条件として、PM法等のTHI用に最適な走査条件を設定することができる。従って、第1の実施形態では、同時に表示されるカラードプラ画像(例えば、上述した心筋灌流画像)とBモード画像との画質を向上させることができる。なお、第2の超音波走査の走査条件は、第1の超音波走査の走査条件と、送信する超音波の周波数帯域および受信する超音波の周波数帯域のうち少なくとも一方が異なるようにしてもよい。例えば、第2の超音波走査の操作条件に含まれる送信する超音波の周波数帯域を、第1の超音波走査の操作条件に含まれる送信する超音波の周波数帯域よりも広くするとともに、第2の超音波走査の操作条件に含まれる受信する超音波の周波数帯域を、第1の超音波走査の操作条件に含まれる受信する超音波の周波数帯域よりも広くしてもよい。

20

【0067】

また、処理回路140は、Bモード画像を生成するたびに、以下に説明する処理を行う。すなわち、処理回路140は、時間軸方向において、隣接する2枚のBモード画像の輝度分布の時間変化を算出する。

30

【0068】

例えば、処理回路140は、隣接する2枚のBモード画像のうち、一方のBモード画像の各画素の輝度と、他方のBモード画像の対応する各画素の輝度との差分を算出する。そして、処理回路140は、画素ごとに算出された輝度の差分の合計を、隣接する2枚のBモード画像の輝度分布の時間変化として算出する。そして、処理回路140は、算出した輝度の差分の合計が、所定の閾値未満であるか否かを判定する。

【0069】

このようにして、処理回路140は、Bモード画像を生成するたびに、最も新しく生成されたBモード画像と、このBモード画像よりも1つ前に生成されたBモード画像との輝度の差分の合計が所定の閾値未満であるか否かを判定する。

40

【0070】

そして、処理回路140は、輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると所定の回数以上連続して判定した場合には、連続して輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると判定されたBモード画像に対応する時相を、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相として特定する。

【0071】

図6は、第1の実施形態に係る処理回路が実行する処理の一例を説明するための図である。図6の(1)には、図4の(1)に示す第2の超音波走査により得られた反射波デー

50

タに基づいて生成されたBモード画像が示されている。図6の(3)には、図4の(3)に示す第2の超音波走査により得られた反射波データに基づいて生成されたBモード画像が示されている。図6の(5)には、図4の(5)に示す第2の超音波走査により得られた反射波データに基づいて生成されたBモード画像が示されている。図6の(7)には、図4の(7)に示す第2の超音波走査により得られた反射波データに基づいて生成されたBモード画像が示されている。

【0072】

また、図6の(2)には、図4の(2)に示す第1の超音波走査により得られた反射波データに基づいて生成されたカラードプラ画像が示されている。図6の(4)には、図4の(4)に示す第1の超音波走査により得られた反射波データに基づいて生成されたカラードプラ画像が示されている。図6の(6)には、図4の(6)に示す第1の超音波走査により得られた反射波データに基づいて生成されたカラードプラ画像が示されている。図6の(8)には、図4の(8)に示す第1の超音波走査により得られた反射波データに基づいて生成されたカラードプラ画像が示されている。

10

【0073】

処理回路140は、図6の(1)に示すBモード画像を生成した段階では、1枚しかBモード画像がないため、上述した隣接する2枚のBモード画像の輝度分布の時間変化を算出する処理を行わない。そして、処理回路140は、図6の(3)に示すBモード画像を生成した場合には、図6の(1)に示すBモード画像の各画素の輝度と、図6の(3)に示すBモード画像の対応する各画素の輝度との差分を算出する。そして、処理回路140は、画素ごとに算出された輝度の差分の合計を、図6の(1)に示すBモード画像及び図6の(3)に示すBモード画像の輝度分布の時間変化として算出する。そして、処理回路140は、算出した輝度の差分の合計が、所定の閾値未満であるか否かを判定する。

20

【0074】

そして、処理回路140は、図6の(5)に示すBモード画像を生成した場合には、図6の(3)に示すBモード画像の各画素の輝度と、図6の(5)に示すBモード画像の対応する各画素の輝度との差分を算出する。そして、処理回路140は、画素ごとに算出された輝度の差分の合計を、図6の(3)に示すBモード画像及び図6の(5)に示すBモード画像の輝度分布の時間変化として算出する。そして、処理回路140は、算出した輝度の差分の合計が、所定の閾値未満であるか否かを判定する。

30

【0075】

そして、処理回路140は、図6の(7)に示すBモード画像を生成した場合には、図6の(5)に示すBモード画像の各画素の輝度と、図6の(7)に示すBモード画像の対応する各画素の輝度との差分を算出する。そして、処理回路140は、画素ごとに算出された輝度の差分の合計を、図6の(5)に示すBモード画像及び図6の(7)に示すBモード画像の輝度分布の時間変化として算出する。そして、処理回路140は、算出した輝度の差分の合計が、所定の閾値未満であるか否かを判定する。

【0076】

ここで、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相を特定する際に用いられる上述した所定の回数が3回である場合について説明する。この場合において、処理回路140は、図6の(1)に示すBモード画像及び図6の(3)に示すBモード画像、図6の(3)に示すBモード画像及び図6の(5)に示すBモード画像、及び、図6の(5)に示すBモード画像及び図6の(7)に示すBモード画像において、算出した輝度の差分の合計が、所定の閾値未満であると判定した場合、すなわち、3回連続して輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると判定した場合には次の処理を行う。すなわち、処理回路140は、3回連続して輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると判定された図6の(1)に示すBモード画像から図6の(7)に示すBモード画像までの範囲の時相を、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相として特定する。なお、図6の(1)に示すBモード画像から図6の(7)に示すBモード画像までの範囲の時相が、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相であると特定された場合には、図6の(2)に示すカラードプラ画像、図6の(4

40

50

)に示すカラードブラ画像、及び、図6の(6)に示すカラードブラ画像に対応する時相も、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相となる。

【0077】

ここで、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相とは、例えば、心壁などの組織の動きが穏やかな時相であると考えられる。そのため、処理回路140は、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相を特定することにより、心壁などの組織の動きが穏やかな時相を特定することができる。

【0078】

そして、以降の処理においても、処理回路140は、輝度の差分の合計が所定の閾値以上であると判定するまで、Bモード画像を生成するたびに同様の処理を行う。そして、処理回路140は、輝度の差分の合計が所定の閾値以上であると判定すると、図6の(1)に示すBモード画像から、最後に輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると判定したBモード画像までの範囲の時相を、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相として特定する。

【0079】

そして、処理回路140は、複数のカラードブラ画像のうち、特定した時相に関するカラードブラ画像と、他のカラードブラ画像を識別する識別情報を生成する。例えば、図6の(2)に示すカラードブラ画像、図6の(4)に示すカラードブラ画像、及び、図6の(6)に示すカラードブラ画像に対応する時相が、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相である場合について説明する。この場合には、処理回路140は、複数のカラードブラ画像のうち、図6の(2)に示すカラードブラ画像、図6の(4)に示すカラードブラ画像、及び、図6の(6)に示すカラードブラ画像と、他のカラードブラ画像とを識別する赤色の枠を示す画像を生成する。そして、処理回路140は、生成した画像が示す赤色の枠が、図6の(2)に示すカラードブラ画像、図6の(4)に示すカラードブラ画像、及び、図6の(6)に示すカラードブラ画像のそれぞれの周囲を取り囲むように、赤色の枠を示す画像を、図6の(2)に示すカラードブラ画像、図6の(4)に示すカラードブラ画像、及び、図6の(6)に示すカラードブラ画像のそれぞれに合成する。したがって、特定した時相に関するカラードブラ画像が表示される際には、赤色の枠を示す画像もカラードブラ画像とともに表示される。

【0080】

そして、処理回路は、例えば、図7A及び図7Bに示すような表示制御を行なう。図7A及び図7Bは、第1の実施形態に係る表示形態の一例を示す図である。なお、図7Aでは、ディスプレイ103におけるカラードブラ画像とBモード画像との位置関係を模式的に示すための図である。例えば、処理回路140は、リアルタイムで、Bモード画像及びカラードブラ画像を表示するリアルタイム表示モードでは、図7A及び図7Bに示すように、左側にBモード画像の表示を行い、かつ、右側にBモード画像とカラードブラ画像とを重畳させた重畳表示を行うように、ディスプレイ103を制御する。すなわち、処理回路140は、Bモード画像を新たに生成すると、新たに生成したBモード画像で、既に表示されているBモード画像を更新する。また、処理回路140は、カラードブラ画像を新たに生成すると、新たに生成したカラードブラ画像で、既に表示されているカラードブラ画像を更新する。なお、図7A及び図7Bに示す例では、第2の走査領域内に第1の走査領域が設定されている。

【0081】

例えば、図7Bは、図7Aに示すBモード画像がTHIにより生成されたBモード画像であり、図7Aに示すカラードブラ画像が上述した心筋灌流画像である場合を示している。ここで、図7Bに示す心筋灌流画像は、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相に対応するカラードブラ画像であるため、心筋灌流画像とともに赤色の枠を示す画像20が表示されている。すなわち、心筋灌流画像が強調されてハイライト表示されている。図7Bに示す心筋灌流画像は、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相に対応するカラードブラ画像であるため、心壁に滲み出ている血液の流れをユーザが確認できるような画質の良

10

20

30

40

50

い画像である。このように、本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、表示されている心筋灌流画像が、診断に有用な心筋灌流画像であることを示す情報として画像 20 をユーザに対して提示する。これにより、複数の心筋灌流画像のうち、どの心筋灌流画像が診断に有用な画像であるのかをユーザに容易に把握させることができる。そのため、ユーザが診断を行う際の利便性を高めることができる。

【0082】

なお、図 7 A 及び図 7 B に示す B モード画像は、通常の B モード画像であっても良い。また、図 7 A 及び図 7 B に示すカラードブラ画像は、心筋灌流画像以外のカラードブラ画像であっても良い。

【0083】

また、処理回路 140 は、リアルタイムの表示制御以外にも他の表示制御を行ってもよい。例えば、処理回路 140 は、リアルタイム表示モードである場合に、ユーザがフリーズボタンを押下すると、リアルタイム表示モードからシネ再生モードに移行する。シネ再生モードでは、処理回路 140 は、画像メモリ 150 に記憶された B モード画像及びカラードブラ画像を取得する。そして、処理回路 140 は、ユーザによりトラックボールが回転されると、トラックボールの回転方向や回転量等に応じて、B モード画像及びカラードブラ画像をディスプレイ 103 において動画再生する。なお、B モード画像及びカラードブラ画像の表示形態は、例えば、先に図 7 A 及び図 7 B を参照して説明したリアルタイム表示モードの表示態様と同様である。そのため、シネ再生モードにおいても、複数のカラードブラ画像のうち、どのカラードブラ画像が診断に有用な画像であるのかをユーザに容易に把握させることができる。そのため、ユーザが診断を行う際の利便性を高めることができる。

【0084】

ただし、本実施形態では、リアルタイム表示モードとシネ再生モードでは、以下に説明するような違いがある。例えば、リアルタイム表示モードでは、リアルタイムで B モード画像及びカラードブラ画像を表示できるものの、診断に有用な全てのカラードブラ画像について、ユーザに容易に把握させることができない場合がある。これは、処理回路 140 が、輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると所定の回数連続して判定するまで、どのカラードブラ画像が診断に有用な画像であるのかを示す情報（先の例では、赤色の枠を示す画像 20）を生成しないからである。例えば、あるカラードブラ画像に対応する時相が、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相であっても、処理回路 140 が所定の回数以上連続して輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると判定していない段階では、このカラードブラ画像に対して赤色の枠を示す画像 20 が合成されない。そのため、リアルタイム表示モードにおいて、所定の回数以上連続して輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると判定されていない段階では、診断に有用なカラードブラ画像であることを示す画像 20 が合成されずに、診断に有用なカラードブラ画像がそのまま表示されてしまう場合がある。このため、リアルタイム表示モードでは、診断に有用な全てのカラードブラ画像をユーザに容易に把握させることができない場合がある。

【0085】

一方、シネ再生モードでは、処理回路 140 が所定の回数以上連続して輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると判定した後で、フリーズボタンが押された場合には、フリーズボタンが押された時点で、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相に対応する全てのカラードブラ画像に対して、診断に有用であることを示す情報が生成されている。このため、シネ再生モードでは、診断に有用な全てのカラードブラ画像をユーザに容易に把握させることができる。

【0086】

次に、図 8 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置が実行する超音波走査制御処理の一例について説明する。図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置が実行する超音波走査制御処理の一例を説明するためのフローチャートである。

【0087】

図 8 に示すように、処理回路 140 は、超音波走査の開始要求（走査開始要求）を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 101）。走査開始要求を受け付けない場合（ステップ S 101：No）、処理回路 140 は、再び、ステップ S 101 の判定を行う。

【0088】

一方、走査開始要求を受け付けた場合（ステップ S 101：Yes）、処理回路 140 は、第 2 の超音波走査を実行させ、B モード画像を生成する（ステップ S 102）。そして、処理回路 140 は、第 1 の超音波走査を実行させ、カラードブラ画像を生成する。（ステップ S 103）。そして、処理回路 140 は、第 2 の超音波走査を実行させ、B モード画像を生成する（ステップ S 104）。

【0089】

そして、処理回路 140 は、ステップ S 102 で生成された B モード画像と、ステップ S 104 で生成された B モード画像との輝度の差分の合計を算出し、算出した輝度の差分の合計が所定の閾値未満であるか否かを判定する（ステップ S 105）。輝度の差分の合計が所定の閾値以上である場合（ステップ S 105：No）には、処理回路 140 は、後述するステップ S 109 へ進む。

【0090】

一方、輝度の差分の合計が所定の閾値未満である場合（ステップ S 105：Yes）には、処理回路 140 は、所定の回数以上連続して、輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると判定したか否かを判定する（ステップ S 106）。輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると連続して判定した回数が所定の回数未満である場合（ステップ S 106：No）には、処理回路 140 は、後述するステップ S 109 へ進む。

【0091】

一方、所定の回数以上連続して、輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると判定した場合（ステップ S 106：Yes）には、処理回路 140 は、連続して輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると判定された B モード画像に対応する時相を、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相として特定する（ステップ S 107）。また、ステップ S 107 では、処理回路 140 は、連続して輝度の差分の合計が所定の閾値未満であると判定された B モード画像間のカラードブラ画像に対応する時相も、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相として特定する。

【0092】

そして、処理回路 140 は、複数のカラードブラ画像のうち、特定した時相に関するカラードブラ画像と、他のカラードブラ画像とを識別する識別情報を生成する（ステップ S 108）。そして、処理回路 140 は、超音波走査の終了要求（走査終了要求）を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 109）。走査終了要求を受け付けない場合（ステップ S 109：No）、処理回路 140 は、ステップ S 103 に戻る。なお、ステップ S 109 からステップ S 103 に戻った場合には、処理回路 140 は、ステップ S 103 において、第 1 の超音波走査を実行させ、カラードブラ画像を生成し、ステップ S 104 において、第 2 の超音波走査を実行させ、B モード画像を生成し、ステップ S 105 において、ステップ S 104 で今回生成された B モード画像と、ステップ S 104 で前回生成された B モード画像との輝度の差分の合計を算出し、算出した輝度の差分の合計が所定の閾値

【0093】

一方、走査終了要求を受け付けた場合（ステップ S 109：Yes）、処理回路 140 は、超音波走査制御処理を終了する。

【0094】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 について説明した。上述したように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、ユーザが診断を行う際の利便性を高めることができる。

【0095】

ここで、第 1 の実施形態では、処理回路 140 は、相対的に輝度分布の時間変化が小さ

10

20

30

40

50

い時相を特定することで、心壁などの組織の動きが穏やかな時相を特定する場合について説明した。しかしながら、処理回路140は、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相を特定することで、同様の原理で、超音波プローブ101を操作する検査者の走査時の手のぶれが小さな時相や、被検体Pの呼吸等の動きが小さい時相を特定することもできる。そして、処理回路140は、生成した複数のカラードブラ画像のうち、検査者の走査時の手のぶれが小さい時相に対応するカラードブラ画像と、他のカラードブラ画像とを識別する識別情報を生成してもよい。これにより、生成された複数のカラードブラ画像のうち、検査者の走査時の手のぶれが小さい時相に対応するカラードブラ画像のような診断に有用なカラードブラ画像がどれであるのかを容易にユーザに把握させることができる。また、処理回路140は、生成した複数のカラードブラ画像のうち、被検体Pの呼吸等による動きが小さい時相に対応するカラードブラ画像と、他のカラードブラ画像とを識別する識別情報を生成してもよい。これにより、生成された複数のカラードブラ画像のうち、被検体Pの呼吸等による動きが小さい時相に対応するカラードブラ画像のような診断に有用なカラードブラ画像がどれであるのかを容易にユーザに把握させることができる。

10

20

30

40

50

【0096】

また、第1の実施形態では、送受信回路110が、超音波プローブ101を介して、第1の超音波走査を1回実行するたびに、第2の超音波走査を実行する場合について説明した。しかしながら、送受信回路110は、第1の超音波走査を1回以外の所定の回数実行するたびに、第2の超音波走査を実行してもよい。すなわち、送受信回路110は、第1の超音波走査を少なくとも1回実行するたびに、第2の超音波走査を実行してもよい。

【0097】

(第1の実施形態の変形例)

また、第1の実施形態では、処理回路140が、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相を特定する例について説明したが、相対的に輝度分布の時間変化が大きい時相を特定してもよい。

【0098】

例えば、処理回路140は、Bモード画像を生成するたびに、最も新しく生成されたBモード画像と、このBモード画像よりも1つ前に生成されたBモード画像との輝度の差分の合計が所定の閾値以上であるか否かを判定する。そして、処理回路140は、所定の回数以上連続して、輝度の差分の合計が所定の閾値以上であると判定したか否かを判定する。そして、所定の回数以上連続して、輝度の差分の合計が所定の閾値以上であると判定した場合には、処理回路140は、連続して輝度の差分の合計が所定の閾値以上であると判定されたBモード画像に対応する時相を、相対的に輝度分布の時間変化が大きい時相として特定する。そして、処理回路140は、複数のカラードブラ画像のうち、特定した時相に関するカラードブラ画像と、他のカラードブラ画像を識別する識別情報を生成する。例えば、処理回路140は、識別情報としては、例えば、青色の枠を示す画像を生成し、特定した時相に関するカラードブラ画像に青色の枠を示す画像を合成する。

【0099】

これにより、青色の枠が合成されていないカラードブラ画像を、診断に有用なカラードブラ画像としてユーザに容易に把握させることができる。したがって、第1の実施形態の変形例に係る超音波診断装置によれば、ユーザが診断を行う際の利便性を高めることができる。

【0100】

(第2の実施形態)

第1の実施形態では、処理回路140が、識別情報として、赤色の枠を示す画像を生成する場合について説明したが、識別情報は、これに限られない。処理回路140は、識別情報として、診断に有用なカラードブラ画像であることをユーザに容易に把握させるためのインジケータとしてマークを生成してもよい。そこで、このような実施形態を第2の実施形態として説明する。

【0101】

図 9 は、第 2 の実施形態に係る識別情報の一例を説明するための図である。第 2 の実施形態に係る処理回路 140 は、識別情報として、上述したマークを生成する。そして、図 9 の例に示すように、処理回路 140 は、複数のカラードブラ画像のうち、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相に関連するカラードブラ画像にマーク 21 を合成し、ユーザによるトラックボールの操作に応じて、マーク 21 が付与されたカラードブラ画像を含む複数のカラードブラ画像を順々にディスプレイ 103 に表示させる。これにより、マーク 21 が付与されたカラードブラ画像を、診断に有用なカラードブラ画像としてユーザに容易に把握させることができる。したがって、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置によれば、ユーザが診断を行う際の利便性を高めることができる。

【0102】

(第 3 の実施形態)

また、処理回路 140 は、識別情報として、診断に有用なカラードブラ画像であることをユーザに知らせるためのグラフィックを生成してもよい。そこで、このような実施形態を第 3 の実施形態として説明する。

【0103】

図 10 は、第 3 の実施形態に係る識別情報の一例を説明するための図である。図 10 の例では、複数のカラードブラ画像の中から、ユーザによるトラックボールの操作に応じたカラードブラ画像が表示される場合が示されている。また、図 10 の例には、ディスプレイ 103 に表示中のカラードブラ画像が生成された順番を示すバー 22 が示されている。すなわち、バー 22 の位置は、ディスプレイ 103 に表示されるカラードブラ画像が切り替わるたびに、新たに表示されたカラードブラが生成された順番に対応する位置に移動される。

【0104】

第 3 の実施形態に係る処理回路 140 は、相対的に輝度分布の時間変化が小さい時相に関連する複数のカラードブラ画像、すなわち、診断に有用な複数のカラードブラ画像のうち、生成された順番が最も小さいカラードブラ画像がディスプレイ 103 に表示された場合のバー 22 の位置 (最小順番位置) を特定する。また、処理回路 140 は、診断に有用な複数のカラードブラ画像のうち、生成された順番が最も大きいカラードブラ画像がディスプレイ 103 に表示された場合のバー 22 の位置を特定する (最大順番位置)。そして、処理回路 140 は、図 10 の例に示すように、最小順番位置から、最大順番位置までの範囲のグラフィック 23 を生成する。このグラフィック 23 は、診断に有用なカラードブラ画像が生成された順番を表す。

【0105】

したがって、バー 22 がグラフィック 23 上に位置する場合には、表示中のカラードブラ画像は、診断に有用なカラードブラ画像となる。そのため、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置によれば、ユーザにバー 22 がグラフィック 23 上に位置することを容易に把握させることにより、表示中のカラードブラ画像が、診断に有用なカラードブラ画像であることをユーザに容易に把握させることができる。したがって、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置によれば、ユーザが診断を行う際の利便性を高めることができる。

【0106】

また、上記の実施形態で説明した超音波走査制御処理は、予め用意された超音波走査制御処理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。この超音波走査制御処理プログラムは、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、この超音波走査制御処理プログラムは、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。

【0107】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、ユーザが診断を行う際の利便性を高めることができる。

10

20

30

40

50

【0108】

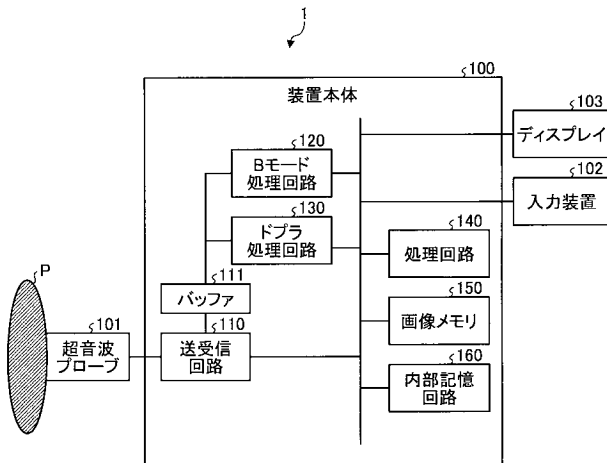
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

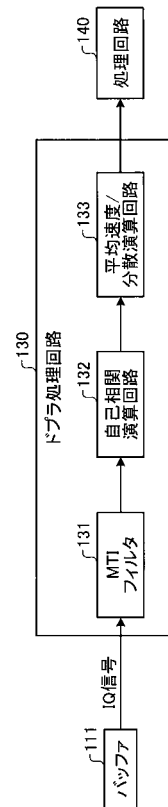
【0109】

- 1 超音波診断装置
- 110 送受信回路
- 140 処理回路

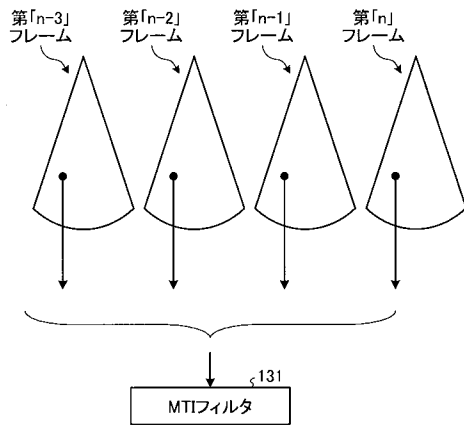
【図1】



【図2】



【 図 3 】



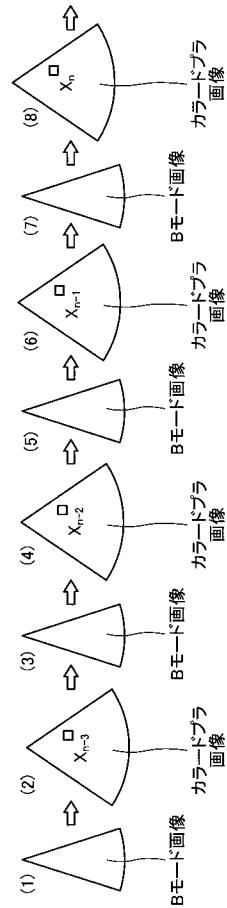
【 図 4 】



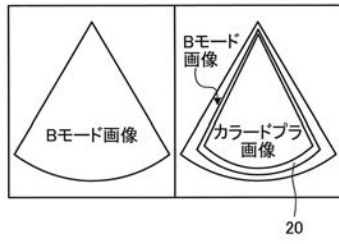
【 図 5 】



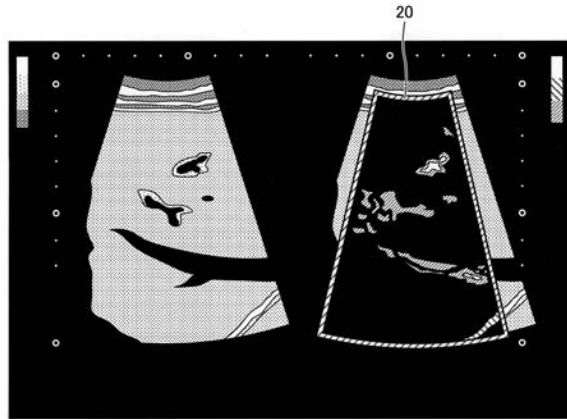
【 図 6 】



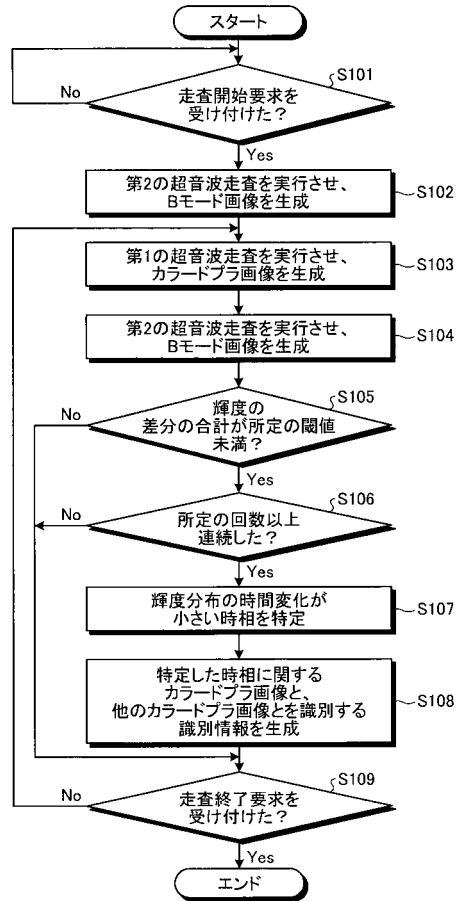
【図7A】



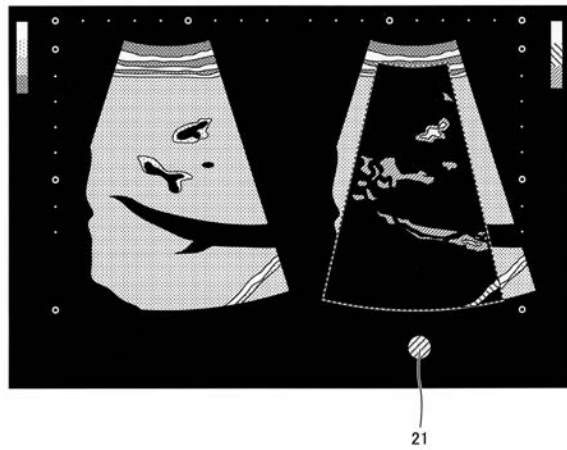
【図7B】



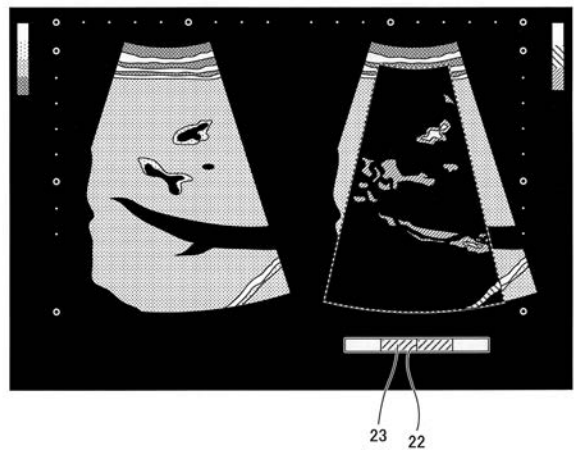
【図8】



【図9】



【図10】



专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP2017192516A	公开(公告)日	2017-10-26
申请号	JP2016083892	申请日	2016-04-19
[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	早川友梨		
发明人	早川 友梨		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE04 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/DE13 4C601/DE14 4C601/DE15 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/EE10 4C601/EE30 4C601/HH28 4C601/JB20 4C601/JB32 4C601/JC18 4C601/JC29 4C601/KK31 4C601/LL38		
其他公开文献	JP6651405B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题是为了在用户进行诊断时提高便利性。根据实施例的超声波诊断装置的发送和接收单元根据用于生成彩色多普勒图像的第一扫描条件相对于被摄体的第一扫描区域间歇地执行第一超声波扫描到。此外，发送/接收单元根据用于生成形态图像的第二扫描条件间歇地执行关于被摄体的第二扫描区域的第二超声波扫描。处理单元基于由第一超声波扫描收集的第一回波数据产生多个彩色多普勒图像。处理单元基于由第二超声波扫描收集的第二回波数据生成多个形态图像。处理单元基于多个形态图像指定多个形态图像中的每一个的亮度分布的时间变化相对较大或相对较小的时间相位的时间相位。处理单元生成用于识别与指定时间相关的彩色多普勒图像的认识信息和来自多个彩色多普勒图像的另一个彩色多普勒图像。

