

(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2017-80493

(P2017-80493A)

(43) 公開日 平成29年5月18日 (2017.5.18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	

審査請求 有 請求項の数 13 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2017-899 (P2017-899)	(71) 出願人	594164542
(22) 出願日	平成29年1月6日 (2017.1.6)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(62) 分割の表示	特願2013-159663 (P2013-159663) の分割	(74) 代理人	110001771
原出願日	平成25年7月31日 (2013.7.31)		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2012-169997 (P2012-169997)	(72) 発明者	佐藤 武史
(32) 優先日	平成24年7月31日 (2012.7.31)		栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		メディカルシステムズ株式会社内
		Fターム (参考)	4C601 DD19 DE04 EE04 HH12 HH15 HH16 JC20 KK12 KK19 KK24 KK25

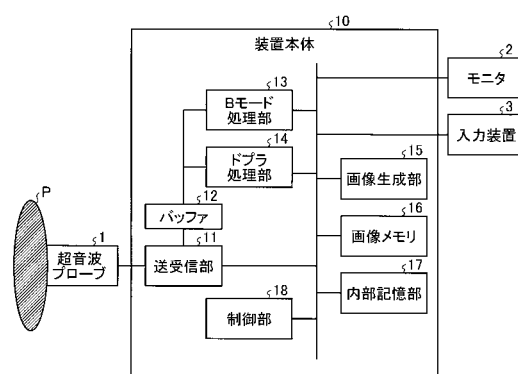
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び制御方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 同時に表示される移動体情報を示す画像と組織像との画質を向上させること。

【解決手段】 超音波診断装置は、超音波プローブと、制御部と、画像生成部とを備える。制御部は、第1走査範囲内の移動体の運動に関する情報を取得する第1超音波走査を実行させ、第2走査範囲内の組織形状の情報を取得する第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実行させる。画像生成部は、前記第1超音波走査により第1超音波画像を生成し、前記第2超音波走査により前記第2走査範囲の第2超音波画像を生成する。前記制御部は、前記第1走査範囲を形成する受信信号をフレーム方向でハイパスフィルタ処理を行なって前記移動体の運動に関する情報を取得する方法による第1超音波走査を実行させ、前記第2超音波走査を実行させた分割範囲で分割画像が生成されるごとに、既存の分割画像を更新する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波の送受信を行なう超音波プローブと、

第 1 走査範囲内の移動体の運動に関する情報を取得する第 1 超音波走査を前記超音波プローブに実行させ、第 2 走査範囲内の組織形状の情報を取得する第 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、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、

前記第 1 超音波走査により取得された前記移動体の運動に関する情報を有する第 1 超音波画像を生成し、前記複数の分割範囲それぞれで実行された前記第 2 超音波走査により取得された前記組織形状の情報を有する分割画像を各々生成することで、前記第 2 走査範囲の第 2 超音波画像を生成する画像生成部と、

10

を備え、

前記制御部は、前記第 1 走査範囲を形成する複数の走査線それぞれで取得した受信信号をフレーム方向でハイパスフィルタ処理を行なって前記移動体の運動に関する情報を取得する方法に基づく超音波走査を、前記第 1 超音波走査として実行させ、

前記第 2 超音波走査を実行させた分割範囲で新規に分割画像が生成されるごとに、当該分割範囲の既存の分割画像を新規に生成された分割画像で更新する、超音波診断装置。

【請求項 2】

超音波の送受信を行なう超音波プローブと、

第 1 走査範囲内の移動体の運動に関する情報を取得する第 1 超音波走査を前記超音波プローブに実行させ、第 2 走査範囲内の組織形状の情報を取得する第 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、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、

20

を備え、

前記制御部は、前記第 1 走査範囲を形成する複数の走査線それぞれで取得した受信信号をフレーム方向でハイパスフィルタ処理を行なって前記移動体の運動に関する情報を取得する方法に基づく超音波走査を、前記第 1 超音波走査として実行させ、1 回の前記第 1 超音波走査に要する時間及び表示フレームレートに応じて、前記第 1 超音波走査により生成された前記第 1 走査範囲の複数の画像データを 1 つの画像データとして出力するように制御する、超音波診断装置。

30

【請求項 3】

前記制御部は、走査線ごとに超音波送受信を 1 回行なうことで前記第 1 走査範囲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、前記ハイパス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方法に基づく超音波走査を、前記第 1 超音波走査として実行させる、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、走査線ごとに超音波送受信を複数回行なうことで得られた各走査線の複数の受信信号に対して加算平均処理を実行することで、又は、加算平均処理に類似するローパスフィルタ処理を実行することで前記第 1 走査範囲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、前記ハイパス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方法に基づく超音波走査を、前記第 1 超音波走査として実行させる、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 5】

前記制御部は、前記第 1 超音波走査において、前記第 1 走査範囲を形成する走査線ごとに超音波送受信を複数回実行させる際に、並列同時受信を実行させる、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記第 1 走査範囲を複数の範囲に分割して並列同時受信を実行させる、又は、隣接する範囲が重複するように前記第 1 走査範囲を複数の範囲に分割して並列同時受信を実行させる、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 7】

前記制御部は、前記第 2 超音波走査で行なわれる各分割走査に要する時間を同一として、前記第 1 超音波走査が行なわれる間隔を等間隔とする、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】

前記制御部は、前記第 1 超音波走査及び前記第 2 超音波走査の少なくとも一方で、並列同時受信を実行させる、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】

前記制御部は、前記第 1 超音波走査として、ドプラ画像データ、又は、エラストグラフィを収集する超音波走査を実行させる、請求項 1～8 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

前記制御部は、1 回の前記第 1 超音波走査に要する時間及び表示フレームレートに応じて、前記第 1 超音波走査により生成された前記第 1 走査範囲の複数の画像データを 1 つの画像データとして出力するように制御する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記制御部は、前記第 2 超音波走査を実行させた分割範囲で新規に分割画像が生成されるごとに、当該分割範囲の既存の分割画像を新規に生成された前記分割画像で更新する、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

制御部が、超音波の送受信を行なう超音波プローブに対して、第 1 走査範囲内の移動体の運動に関する情報を取得する第 1 超音波走査を実行させ、第 2 走査範囲内の組織形状の情報を取得する第 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、前記第 1 超音波走査の間に時分割で実行させ、

20

画像生成部が、前記第 1 超音波走査により取得された前記移動体の運動に関する情報を有する第 1 超音波画像を生成し、前記複数の分割範囲それぞれで実行された前記第 2 超音波走査により取得された前記組織形状の情報を有する分割画像を各々生成することで、前記第 2 走査範囲の第 2 超音波画像を生成する、

ことを含み、

前記制御部は、前記第 1 走査範囲を形成する複数の走査線それぞれで取得した受信信号をフレーム方向でハイパスフィルタ処理を行なって前記移動体の運動に関する情報を取得する方法に基づく超音波走査を、前記第 1 超音波走査として実行させ、

30

前記第 2 超音波走査を実行させた分割範囲で新規に分割画像が生成されるごとに、当該分割範囲の既存の分割画像を新規に生成された分割画像で更新する、制御方法。

【請求項 13】

制御部が、超音波の送受信を行なう超音波プローブに対して、第 1 走査範囲内の移動体の運動に関する情報を取得する第 1 超音波走査を実行させ、第 2 走査範囲内の組織形状の情報を取得する第 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、前記第 1 超音波走査の間に時分割で実行させる、

ことを含み、

40

前記制御部は、前記第 1 走査範囲を形成する複数の走査線それぞれで取得した受信信号をフレーム方向でハイパスフィルタ処理を行なって前記移動体の運動に関する情報を取得する方法に基づく超音波走査を、前記第 1 超音波走査として実行させ、1 回の前記第 1 超音波走査に要する時間及び表示フレームレートに応じて、前記第 1 超音波走査により生成された前記第 1 走査範囲の複数の画像データから 1 つの画像データとして出力するように制御する、制御方法。

【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制御方法に関する。

50

【背景技術】

【0002】

従来、超音波画像診断において、移動体情報を示す画像（例えば、カラードブラ画像等の血流像）を高速フレームレートで映像化する方法が知られている。また、従来、超音波画像診断において、例えば、組織像（Bモード画像）と血流像とを同時に表示することも行なわれている。

【0003】

しかし、従来の方法で、Bモード画像と血流像とを同時に表示する場合において、高フレームレートでノイズが少なく高感度の血流像を表示するためには、Bモード専用のスキューを行わずに、血流情報を取得するための受信信号からBモード画像の生成表示を行なう必要があった。このため、例えば、受信信号が飽和する、走査線密度が低い、或いは、組織ハーモニックイメージングを行なえない等の理由により、組織像の画質が低下する場合があった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第3724846号公報

【特許文献2】特開2011-254862号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、同時に表示される移動体情報を示す画像と組織像との画質を向上させることができる超音波診断装置及び制御方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブと、制御部と、画像生成部とを備える。超音波プローブは、超音波の送受信を行なう。制御部は、第1走査範囲内の移動体の運動に関する情報を取得する第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の情報を取得する第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に実行させる。画像生成部は、前記第1超音波走査により取得された前記移動体の運動に関する情報を有する第1超音波画像を生成し、前記複数の分割範囲それぞれで実行された前記第2超音波走査により取得された前記組織形状の情報を有する分割画像を各々生成することで、前記第2走査範囲の第2超音波画像を生成する。前記制御部は、前記第1走査範囲を形成する複数の走査線それぞれで取得した受信信号をフレーム方向でハイパスフィルタ処理を行なって前記移動体の運動に関する情報を取得する方法に基づく超音波走査を、前記第1超音波走査として実行させ、前記第2超音波走査を実行させた分割範囲で新規に分割画像が生成されるごとに、当該分割範囲の既存の分割画像を新規に生成された前記分割画像で更新する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【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、Bモード処理部が行なう処理の一例を示す図である。

【図3】図3は、図1に示すドブラ処理部の構成例を示すブロック図である。

【図4】図4は、高フレームレート法で行なわれるウォールフィルタ処理を説明するための図である。

【図5A】図5Aは、従来方法の一例を説明するための図（1）である。

【図5B】図5Bは、従来方法の一例を説明するための図（2）である。

【図6】図6は、従来方法の課題の一例を示す図である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る制御部を説明するための図 (1) である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る制御部を説明するための図 (2) である。

【図 9 A】図 9 A は、第 1 の実施形態に係る表示形態の一例を示す図 (1) である。

【図 9 B】図 9 B は、第 1 の実施形態に係る表示形態の一例を示す図 (2) である。

【図 10】図 10 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の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。

【図 11】図 11 は、第 2 の実施形態を説明するための図である。

【図 12】図 12 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の出力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。

【図 13 A】図 13 A は、第 3 の実施形態を説明するための図 (1) である。

10

【図 13 B】図 13 B は、第 3 の実施形態を説明するための図 (2) である。

【図 14 A】図 14 A は、第 4 の実施形態を説明するための図 (1) である。

【図 14 B】図 14 B 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 5 の実施形態を説明するための図 (1) である。

【図 16】図 16 は、第 5 の実施形態を説明するための図 (2) である。

【図 17】図 17 は、第 5 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】

【0008】

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。

【0009】

20

(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。

【0010】

超音波プローブ 1 は、超音波の送受信を行なうために、装置本体 10 に接続される。超音波プローブ 1 は、例えば、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リング材等を有する。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。

30

【0011】

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。

40

【0012】

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。

【0013】

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 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

50

【0014】

モニタ2は、超音波診断装置の操作者が入力装置3を用いて各種設定要求を入力するためのGUI(Graphical User Interface)を表示したり、装置本体10において生成された超音波画像データ等を表示したりする。

【0015】

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データを生成する装置である。図1に示す装置本体10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10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。

10

【0016】

装置本体10は、図1に例示するように、送受信部11と、バッファ12と、Bモード処理部13と、ドプラ処理部14と、画像生成部15と、画像メモリ16と、内部記憶部17と、制御部18とを有する。

【0017】

送受信部11は、後述する制御部18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11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1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。

20

【0018】

なお、送受信部11は、後述する制御部18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。

30

【0019】

また、送受信部11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。

【0020】

40

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12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12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。以下では、送受信部11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。

【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

50

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】

また、送受信部11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、送受信部11は、並列同時受信処理を行なうことが可能な回路である。なお、第1の実施形態は、送受信部11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。

【0023】

バッファ12は、送受信部11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12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12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12は、新たに1フレーム分のIQ信号が送受信部11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。

【0024】

Bモード処理部13及びドブラ処理部14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。図2は、Bモード処理部が行なう処理の一例を示す図である。Bモード処理部13は、図2に例示するように、バッファ12から読み出した反射波データ(IQ信号)に対して、対数増幅、包絡線検波処理、対数圧縮などを行なって、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。

【0025】

なお、Bモード処理部13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モード処理部13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。すなわち、Bモード処理部13は、造影剤が注入された被検体Pの反射波データから、造影剤(微小気泡、バブル)を反射源とするハーモニック成分の反射波データ(高調波データ又は分周波データ)と、被検体P内の組織を反射源とする基本波成分の反射波データ(基本波データ)とを分離することができる。Bモード処理部13は、ハーモニック成分の反射波データ(受信信号)から、造影画像データを生成するためのBモードデータを生成することができる。

【0026】

また、このBモード処理部13のフィルタ処理機能を用いることにより、ティッシュハーモニックイメージング(THI: Tissue Harmonic Imaging)において、被検体Pの反射波データから、ハーモニック成分の反射波データ(受信信号)である高調波データ又は分周波データを分離することができる。そして、Bモード処理部13は、ハーモニック成分の反射波データ(受信信号)から、ノイズ成分を除去した組織画像データを生成するためのBモードデータを生成することができる。

【0027】

また、CHIやTHIのハーモニックイメージングを行なう際、Bモード処理部13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なわれる。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なう。これにより、送受信部11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

10

20

30

40

50

理部 13 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モード処理部 13 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なって、Bモードデータを生成する。

【0028】

例えば、PM法が行なわれる場合、送受信部 11 は、制御部 18 が設定したスキャンシーケンスにより、例えば（-1, 1）のように、位相極性を反転させた同一振幅の超音波を、各走査線で 2 回送信させる。そして、送受信部 11 は、「-1」の送信による受信信号と、「1」の送信による受信信号とを生成し、Bモード処理部 13 は、これら 2 つの受信信号を加算する。これにより、基本波成分が除去され、2 次高調波成分が主に残存した信号が生成される。そして、Bモード処理部 13 は、この信号に対して包絡線検波処理等を行なって、THI の BモードデータやCHI の Bモードデータを生成する。

【0029】

或いは、例えば、THI では、受信信号に含まれる 2 次高調波成分と差音成分とを用いて映像化を行なう方法が実用化されている。差音成分を用いた映像化法では、例えば、中心周波数が「f1」の第 1 基本波と、中心周波数が「f1」より大きい「f2」の第 2 基本波とを合成した合成波形の送信超音波を、超音波プローブ 1 から送信させる。この合成波形は、2 次高調波成分と同一の極性を持つ差音成分が発生するように、互いの位相が調整された第 1 基本波の波形と第 2 基本波の波形とを合成した波形である。送信部 11 は、合成波形の送信超音波を、位相を反転させながら、例えば、2 回送信させる。かかる場合、例えば、Bモード処理部 13 は、2 つの受信信号を加算することで、基本波成分が除去され、差音成分及び 2 次高調波成分が主に残存したハーモニック成分を抽出した後、包絡線検波処理等を行なう。

【0030】

図 1 に戻って、ドブラ処理部 14 は、バッファ 12 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、ドブラ処理部 14 は、移動体の運動情報として、平均速度、分散値、パワー値等を多点に渡り抽出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。

【0031】

移動体の運動情報を抽出可能なドブラ処理部 14 の機能を用いて、本実施形態に係る超音波診断装置は、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や、組織ドブラ法（TDI: Tissue Doppler Imaging）を実行可能である。また、本実施形態に係る超音波診断装置は、ドブラ処理部 14 の機能を用いて、エラストグラフィも実行可能である。カラードブラモードでは、ドブラ処理部 14 は、移動体である血流の運動情報として、平均速度、分散値、パワー値を、2 次元空間又は 3 次元空間の多点に渡り抽出したカラードブラデータを生成する。

【0032】

組織ドブラモードでは、ドブラ処理部 14 は、移動体である組織の運動情報として、平均速度、分散値、パワー値を、2 次元空間又は 3 次元空間の多点に渡り抽出した組織ドブラデータを生成する。また、エラストモードでは、ドブラ処理部 14 は、組織ドブラデータから得られる速度分布情報を時間積分することで変位を求める。そして、ドブラ処理部 14 は、求めた変位に対して、所定の演算（例えば、空間的微分）を行なうことで、組織の局所的な歪み（ストレイン: strain）を求める。そして、ドブラ処理部 14 は、組織の局所的な歪みの値をカラーコード化することで、歪み分布情報を生成する。硬い組織ほど変形しにくいので、硬い組織の歪みの値は小さくなり、軟らかい生体組織の歪みの値は大きくなる。すなわち、歪みの値は、組織の硬さ（弾性率）を示す値となる。なお、エラストモードでは、例えば、体表に当接した超音波プローブ 1 を操作者が手動で加振することで、組織の圧迫及び開放を行なって、組織を変形させる。或いは、エラストモードでは、例えば、音響放射圧によって力を与えて、組織を変形させる。

【0033】

ここで、図1に例示するBモード処理部13及びドブラ処理部14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13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14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。なお、本実施形態で、ドブラモードやエラストモードで行なわれる超音波走査や、ドブラ処理部14が行なう処理については、後に詳述する。

【0034】

画像生成部15は、Bモード処理部13及びドブラ処理部14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15は、Bモード処理部13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15は、ドブラ処理部14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。

【0035】

ここで、画像生成部15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15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15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）等を行なう。また、画像生成部15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。

【0036】

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、画像生成部15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15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。

【0037】

更に、画像生成部15は、Bモード処理部13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15は、ドブラ処理部14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15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。

【0038】

更に、画像生成部15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15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15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。

【0039】

画像メモリ16は、画像生成部15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16は、Bモード処理部13やドブラ処理部14が生成したデー

10

20

30

40

50

タを記憶することも可能である。画像メモリ 16 が記憶する B モードデータやドプラデータは、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 15 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 16 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。

【0040】

内部記憶部 17 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 17 は、必要に応じて、画像メモリ 16 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 17 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 17 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。

10

【0041】

制御部 18 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 18 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 17 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 13、ドプラ処理部 14 及び画像生成部 15 の処理を制御する。また、制御部 18 は、画像メモリ 16 や内部記憶部 17 が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ 2 にて表示するように制御する。

【0042】

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。

20

【0043】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、例えば、組織像データである B モード画像データと血流像データであるカラードプラ画像データとを同時に表示する。かかる表示を行なうため、制御部 18 は、第 1 走査範囲内の移動体の運動に関する情報を取得する第 1 超音波走査を超音波プローブ 1 に実行させる。第 1 超音波走査は、例えば、カラードプ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、制御部 18 は、第 1 超音波走査とともに、第 2 走査範囲内の組織形状の情報を取得する第 2 超音波走査を超音波プローブ 1 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

【0044】

制御部 18 は、送受信部 11 を介して超音波プローブ 1 を制御することで、第 1 超音波走査及び第 2 超音波走査を実行させる。なお、第 1 走査範囲と第 2 走査範囲は、同じ範囲であっても、第 1 走査範囲が第 2 走査範囲より小さい範囲であっても、第 2 走査範囲が第 1 走査範囲より小さい範囲であっても良い。

【0045】

ここで、一般的なカラードプラ法では、超音波を同一方向に複数回送信し、これにより受信した信号から、ドプラ効果に基づく周波数解析を行なって、血流の運動情報を抽出する。同一方向に複数回照射したデータの同一地点からの反射波信号のデータ列をパケットと呼ぶ。一般的なカラードプラ法でのパケットサイズは、5 から 16 程度であり、このパケットに対して組織からの信号（クラッタ信号とも呼ばれる）を抑圧するウォールフィルタを掛けて、血流からの信号を抽出する。そして、一般的なカラードプラ法では、抽出した信号から、平均速度、分散、パワー等の血流情報を表示する。

40

【0046】

しかし、一般的なカラードプラ法では、以下の課題があった。すなわち、一般的なカラードプラ法では、パケットが超音波スキャンフレーム内に閉じているので、パケットサイズを大きくすると、フレームレートが低下する。また、一般的なカラードプラ法では、ウ

50

ウォールフィルタに無限インパルス応答型フィルタ（IIRフィルタ、IIR：Infinite Impulse Response）を使用するが多いが、少ないパケットサイズではIIRフィルタに過渡応答が発生するので、IIRフィルタの特性が悪くなってしまう。IIRフィルタは、ハイパスフィルタ（HPF：High Pass Filter）であるMTI（Moving Target Indicator）フィルタの一種である。

【0047】

上記の課題を解消するため、血流等の移動体の運動情報を、高速フレームレートで映像化する方法、すなわち高フレームレート法を用いる。この高フレームレート法では、パケットをフレーム内で閉じて扱うのではなく、フレーム間の同一場所の信号をパケットとして扱う方法である。高フレームレート法では、Bモード用のスキャンと同様の超音波走査が行なわれる。すなわち、高フレームレート法では、1フレームの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なう。そして、高フレームレート法では、各フレームの同じ位置のデータ列に対してフレーム方向で処理を行なう。

10

【0048】

これにより、高フレームレート法では、ウォールフィルタ処理を、パケットという有限長のデータ処理から無限長のデータに対する処理とすることができ、IIRフィルタの性能を上げることができると同時に、スキャンフレームレートと同じフレームレートで血流情報を表示することが可能になる。

【0049】

すなわち、高フレームレート法では、パルス繰り返し周波数（PRF）がフレームレートと同じになるために、折り返し速度が低くなり、低流速まで観測可能であるという利点がある。

20

【0050】

本実施形態に係るドブラ処理部14は、一般的なカラードブラ法とともに、高フレームレート法を実行することができる。以下、ドブラ処理部14について、図3及び図4を用いて説明する。図3は、図1に示すドブラ処理部の構成例を示すブロック図であり、図4は、高フレームレート法で行なわれるウォールフィルタ処理を説明するための図である。

【0051】

図3に例示するように、ドブラ処理部14は、ウォールフィルタ141と、自己相関演算部142と、平均速度／分散演算部143と、パワー演算部144と、パワー加算部145と、対数圧縮部146とを有する。また、ドブラ処理部14は、図3に例示するように、平均パワー演算部147とパワー補正部148とを有する。

30

【0052】

ウォールフィルタ141は、IIRフィルタ処理を行なう処理部であり、例えば、4次IIRフィルタである。ウォールフィルタ141は、図4に例示するように、第「n」フレームに対するIIR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4フレーム（第「n-4」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4フレームのIIR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、上述したように、1フレームの走査範囲（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なうことで生成された反射波データである。ウォールフィルタ141のIIR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。高フレームレート法で実行される超音波走査では、ウォールフィルタ141にデータが無制限で連続して入力されるので、ウォールフィルタ処理で過渡応答が発生しない。

40

【0053】

図3に戻って、自己相関演算部142は、最新フレームの血流信号のIQ信号と、1フレーム前の血流信号のIQ信号との複素共役をとることで自己相関値を算出する。平均速度／分散演算部143は、自己相関演算部142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。

【0054】

50

また、パワー演算部 144 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。パワー加算部 145 は、各点のパワーを任意のフレーム間で加算する。対数圧縮部 146 は、パワー加算部 145 の出力を対数圧縮する。平均速度／分散演算部 143 及び対数圧縮部 146 が出力したデータは、ドブラデータとして画像生成部 15 に出力される。なお、ドブラ処理部 14 は、高フレームレート法も、一般的なカラードブラ法も実行可能である。また、ドブラ処理部 14 は、血流の運動情報の他に、組織の運動情報を生成することも可能である。

【0055】

しかし、上記の高フレームレート法では、クラッタ信号がウォールフィルタ 141 を通過しやすくなり、モーションアーティファクトが発生する場合がある。特に、超音波プローブ 1 を動かした場合には、画面全部がクラッタで表示されてしまう。また、上記の一般的なカラードブラ法で行なわれる超音波走査でも、折り返し速度を低くした場合に、モーションアーティファクトが発生する。

【0056】

かかる課題を解消するために、ドブラ処理部 14 は、平均パワー演算部 147 とパワー補正部 148 とを有する。平均パワー演算部 147 は、対数圧縮されたパワー加算値から、1 フレーム、又は、局所領域内の平均パワー値を算出する。パワー補正部 148 は、平均パワー値が閾値を越える値となる点（画素）に対して、補正処理を行なう。具体的には、パワー補正部 148 は、平均パワー値が閾値を越える画素のパワー値から、「平均パワー値と閾値との差分値に所定の係数を乗算した値」を減算する。これにより、パワー補正部 148 は、平均パワー値が閾値を越える値となる画素のパワー値を補正する。

【0057】

パワー補正処理の有無は、操作者により設定可能であり、パワー補正処理が実行されている場合は、パワー補正部 148 が出力したデータも、ドブラデータとして画像生成部 15 に出力される。パワー補正処理が実行されている場合は、画像生成部 15 は、例えば、パワーと方向（速度の符号）との情報が描出された血流像データを生成する。なお、本実施形態は、パワー補正処理が実行されない場合であっても適用可能である。

【0058】

ここで、組織像データと血流像データとを同時に表示する従来方法として、例えば、以下の 3 つの方法がある。しかし、これら 3 つの方法では、様々な問題点がある。これについて、図 4、図 5 A、図 5 B 及び図 6 を用いて説明する。図 5 A 及び図 5 B は、従来方法の一例を説明するための図であり、図 6 は、従来方法の課題の一例を示す図である。

【0059】

第 1 の方法は、図 4 で説明したように、1 フレームの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なう高フレームレート法で、同じ反射波データを用いて血流信号と組織信号とを取り出して映像化する方法である。換言すると、第 1 の方法は、第 1 超音波走査と第 2 超音波走査とを同一とする方法である。

【0060】

しかし、第 1 の方法では、以下の 3 つの問題点がある。第 1 の方法の第 1 の問題点は、血流信号を感度良く得るために、送受信部 11 のアンプ回路によるプリアンプのゲインを上げる必要があることに起因する問題点である。すなわち、ゲインを上げると、反射強度の大きい組織からの反射波信号が後段の処理において飽和しやすくなる。飽和が起きると反射強度の大きい組織の階調が下がり、コントラストの少ない B モード画像データとなってしまう。

【0061】

第 1 の方法の第 2 の問題点は、第 1 の方法ではフレームレートが PRF となることに起因する問題点である。すなわち、血流速度の折り返しを少なくするためにはフレームレートを上げる必要がある。しかし、フレームレートを上げるためにラスタ密度を粗くすると、B モード画像データでの方位方向における分解能が悪くなる。その結果、モニタ 2 に表

10

20

30

40

50

示される B モード画像は、図 6 に例示するように、横流れの大きい画質が低下した画像になってしまう。

【0062】

第 1 の方法の第 3 の問題点は、血流信号を感度良く得るためには基本波での送受信が必須であり、このため、近年、組織観察で主流になっている 2 次高調波を受信する THI による B モード画像データを生成表示できない点である。

【0063】

組織像データと血流像データとを同時に表示する第 2 の方法は、図 5 A に例示するように、組織像データ (B モード画像) を収集する第 2 超音波走査と、血流像データ (カラードプラ画像) を収集する第 1 超音波走査とを別々に交互に行なうものである。図 5 A に例示する超音波走査では、カラードプラ用の第 1 走査範囲が「60 本」の走査線で形成され、B モード用の第 2 走査範囲が「120 本」の走査線で形成されている。図 5 A では、第 1 超音波走査及び第 2 超音波走査では、各走査線の超音波走査が「1 / PRF」の一定周期で行なわれる。図 5 A では、フレーム周期は、1 フレーム分の第 1 超音波走査に要する時間「60 / PRF」と、1 フレーム分の第 2 超音波走査に要する時間「120 / PRF」との合計である「(60 + 120) / PRF」となる。

【0064】

しかし、第 2 の方法では、高画質な B モード画像データが収集可能である反面、血流像データのフレームレートが低下するため、速度が折り返しやすくなるという問題がある。

【0065】

組織像データと血流像データとを同時に表示する第 3 の方法は、図 5 B に例示するように、血流像データ (カラードプラ画像) を収集する第 1 超音波走査を定常的に行ない、所定周期ごとに、組織像データ (B モード画像) を収集する第 2 超音波走査を挿入する方法である。そして、第 3 の方法では、第 2 超音波走査を行っている期間の血流像用の信号を、第 2 超音波走査を行っている期間の前後の血流信号を用いた補間処理により推定して、推定画像を表示する。図 5 B では、推定画像を含めたカラードプラ画像のフレーム周期は、「60 / PRF」となり、B モード画像のフレーム周期は、「(60 × 4 + 120) / PRF」となる。

【0066】

しかし、ウォールフィルタは、ハイパスフィルタであるため、推定した信号を用いると、ノイズが発生して血流像データにノイズが含まれるという問題点がある。しかも、ウォールフィルタが IIR フィルタであることから、ノイズの影響が推定した前後の数フレームに及ぶために、全体としてノイズが多い画像になってしまう。

【0067】

このように、第 1 から第 3 の方法では、同時に表示される移動体情報を示す画像と組織像との画質が低下する場合があった。そこで、第 1 の実施形態に係る制御部 18 は、同時に表示される移動体情報を示す画像と組織像との画質を向上させるために、第 2 超音波走査を以下に説明するように実行させる。

【0068】

すなわち、第 1 の実施形態に係る制御部 18 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 1 に実行させる。換言すると、第 1 の実施形態では、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 超音波走査を行なう期間で、1 フレーム分の第 2 超音波走査を完結させる。これにより、第 1 の実施形態では、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。

【0069】

上記の制御処理の一例について、図 7 及び図 8 を用いて説明する。図 7 及び図 8 は、第 1 の実施形態に係る制御部を説明するための図である。例えば、制御部 18 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 7 に示す「B」は、B モード用の送受信条

10

20

30

40

50

件を用いて超音波走査が行なわれている範囲を示している。また、図7に示す「D」は、カラー Doppler モード用の送受信条件を用いて超音波走査が行なわれている範囲を示している。例えば、図7に示す「D」は、上記の高フレームレート法で行なわれる超音波走査が行なわれている範囲となる。すなわち、図7に例示する第1超音波走査は、一般的なカラー Doppler 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。換言すると、制御部18は、第1超音波走査として、血流のドプラ画像データを収集する超音波走査を実行させる。そして、制御部18は、第1走査範囲を形成する複数の走査線それぞれで取得した受信信号（反射波データ）をフレーム方向でハイパスフィルタ処理（例えば、IIRフィルタ処理）を行なって移動体の運動に関する情報を取得する方法に基づく超音波走査を、第1超音波走査として実行させる。第1の実施形態に係る制御部18は、走査線ごとに超音波送受信を1回行なうことで第1走査範囲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、ハイパス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方法に基づく超音波走査を、第1超音波走査として実行させる。すなわち、第1の実施形態に係る制御部18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。

10

【0070】

まず、制御部18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（図7の（1）を参照）、第2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7の（2）を参照）。そして、制御部18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7の（3）を参照）、第2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7の（4）を参照）。そして、制御部18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7の（5）を参照）、第2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7の（6）を参照）。そして、制御部18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7の（7）を参照）、第2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7の（8）を参照）。

20

【0071】

ここで、図7に例示するように、制御部18は、第1超音波走査が行な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7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「T」となるように制御される。具体的には、制御部18は、第2超音波走査で行なわれる各分割走査に要する時間を同一として、第1超音波走査が行なわれる間隔を等間隔とする。例えば、制御部18は、図7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を、必ず同じ時間となるように制御する。制御部18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。例えば、走査線数が同じであるならば、第2超音波走査の各分割走査に要する時間は、同じとなる。なお、ドプラ処理部14は、図7に示すように、「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IIR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。

30

40

【0072】

上述したように、第1の実施形態では、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ため、上述した問題点を解消することができる。まず、プリアンプのゲインを、第1超音波走査と第2超音波走査とで、それぞれに最適化することができるので、組織からの反射波信号が飽和することを回避できる。

【0073】

また、1フレーム分の第1超音波走査の間に、第2超音波走査を分割走査で複数回に渡って行なうことから、1フレーム分の第2超音波走査を行なうことで発生するフレームレートの低下の度合いを抑えることができる。その結果、血流の折り返し速度を高くすることができる。

50

【0074】

また、1フレームの第2超音波走査を分割走査で複数回に渡って行なうことから、Bモードにおける走査線密度を上げることができ、例えば、Bモード画像データに横流れが発生することを回避できる。

【0075】

また、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ため、組織像データの収集をTHIで行なうことができる。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を行な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、又は差分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なう映像化法に基づくTHIを行なうための超音波送受信条件で実行することができる。

10

【0076】

ただし、第1の実施形態の方法では、トレードオフとして、組織像のフレームレートが遅くなる。例えば、図7に示す一例では、1フレーム分の血流情報が「T」間隔で出力される。すなわち、血流像（カラードプラ画像）のフレームレートは「 $1/T$ 」となる。また、図7に示す一例では、部分的なBモードデータ（組織像）も「T」間隔で出力されるが、1フレームの血流像を出力する間に、第2走査範囲全体の「 $1/4$ 」しか走査が行われない。

【0077】

すなわち、図7に示す一例では、第2走査範囲全体の走査が完結するフレームレートは「 $1/(4T)$ 」となる。また、1本の走査線に対して複数レートの超音波送信を行なう映像化法に基づくTHIを行なう場合は、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THIを行なう場合と比較して、第2走査範囲の分割数を増やす必要がある。例えば、PM法を行なう場合、第2走査範囲は、4分割から8分割に変更される。かかる場合、第2走査範囲全体の走査が完結するフレームレートは「 $1/(8T)$ 」となる。このように、第1の実施形態の方法では、血流像のフレームレートに対して組織像のフレームレートが遅くなる。これは、本方法で行なう超音波走査の目的が、血流像のフレームレートを高くすることであるからである。すなわち、血流の折り返し速度は、高フレームレート法による血流像のフレームレート「 $1/T$ 」で決まる。

20

30

【0078】

ここで、上述したように、高フレームレート法では、PRFがフレームレートと同じになるので、速い流速の血流を折り返し無しで観察するためには、スキャンレート「 $1/T$ 」を大きくする必要がある。すなわち、「T」を小さくする必要がある。しかし、「T」を小さくするために最終的に表示する組織像及び血流像の走査線数を少なくすると、組織像及び血流像の画質が低下する。このため、組織像及び血流像の画質を維持するためには、Bモード用の1回の分割走査において、走査線密度を維持した状態で走査線数を少なくすることが好適である。かかる処理を行なうことのトレードオフとして、上述したように、完結した組織像が表示されるフレームレートが低下する。しかし、組織像と血流像とを同時に表示する場合は、一般的に、血流観察が主な目的であり、組織像が血流像を観察するためのガイドであるので、組織像のフレームレート低下による問題は小さい。

40

【0079】

ただし、第1の実施形態の方法では、制御部18は、図7に例示する第2超音波走査を行なう場合に、「 $4T$ 」間隔で組織像を更新するのではなく、分割走査範囲ごとに組織像を更新する。かかる更新制御について、図7に例示した第2超音波走査を用いて説明する。制御部18は、図8に例示するように、第1～第4分割範囲（図中の「1～4」を参照）のBモード画像データが表示されている状態で、新たに第1分割範囲のBモード画像データ（図中の「5」を参照）が生成されると、第1分割範囲のBモード画像データ「1」を「5」に更新する。

【0080】

50

そして、制御部 18 は、図 8 に例示するように、新たに第 2 分割範囲の B モード画像データ（図中の「6」を参照）が生成されると、第 2 分割範囲の B モード画像データ「2」を「6」に更新する。そして、制御部 18 は、図 8 に例示するように、新たに第 3 分割範囲の B モード画像データ（図中の「7」を参照）が生成されると、第 3 分割範囲の B モード画像データ「3」を「7」に更新する。そして、制御部 18 は、図示しないが、新たに第 4 分割範囲の B モード画像データ（「8」）が生成されると、第 4 分割範囲の B モード画像データ「4」を「8」に更新する。

【0081】

そして、制御部 18 は、例えば、図 9 A 及び図 9 B に示すような表示制御を行なう。図 9 A 及び図 9 B 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。例えば、モニタ 2 は、制御部 18 の制御により、図 9 A に示すように、左側に B モード画像（組織像）を表示し、右側に B モード画像とカラードプラ画像（血流像）とを重畳させた重畳表示を行なう。図 9 A に示す一例では、第 2 走査範囲内に第 1 走査範囲が設定されている。

10

【0082】

図 9 B は、図 9 A 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 9 A に示すカラードプラ画像がパワー画像である場合を示している。なお、図 9 A 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 9 A に示すカラードプラ画像は、速度データと分散データとを組み合わせた画像であっても良い。また、モニタ 2 の右側に表示される画像は、血流像のみであっても良い。また、上述したパワー補正処理が実行されている場合は、モニタ 2 の右側に表示される血流像は、パワーと方向（速度の符号）との情報が描出された血流像であっても良い。

20

【0083】

次に、図 10 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の超音波走査制御処理の一例について説明する。図 10 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の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。なお、図 10 は、第 2 走査範囲が 4 分割されている場合を示すフローチャートである。

【0084】

図 10 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の制御部 18 は、超音波走査の開始要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 101）。ここで、走査開始要求を受け付けない場合（ステップ S 101 否定）、制御部 18 は、走査開始要求を受け付けるまで待機する。

30

【0085】

一方、走査開始要求を受け付けた場合（ステップ S 101 肯定）、制御部 18 は、第 2 走査範囲の第 1 分割範囲を B モードの条件で走査させ（ステップ S 102）、その後、第 1 走査範囲をカラードプラモードの条件で走査させる（ステップ S 103）。そして、制御部 18 は、第 2 走査範囲の第 2 分割範囲を B モードの条件で走査させ（ステップ S 104）、その後、第 1 走査範囲をカラードプラモードの条件で走査させる（ステップ S 105）。

【0086】

そして、制御部 18 は、第 2 走査範囲の第 3 分割範囲を B モードの条件で走査させ（ステップ S 106）、その後、第 1 走査範囲をカラードプラモードの条件で走査させる（ステップ S 107）。そして、制御部 18 は、第 2 走査範囲の第 4 分割範囲を B モードの条件で走査させ（ステップ S 108）、その後、第 1 走査範囲をカラードプラモードの条件で走査させる（ステップ S 109）。

40

【0087】

そして、制御部 18 は、超音波走査の終了要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 110）。ここで、走査終了要求を受け付けない場合（ステップ S 110 否定）、制御部 18 は、ステップ S 102 に戻って、第 2 走査範囲の第 1 分割範囲を B モードの条件で走査させる。

【0088】

50

一方、走査終了要求を受け付けた場合（ステップ S 1 1 0 肯定）、制御部 1 8 は、超音波走査の制御処理を終了する。なお、図 1 0 に示す一例では、最初に第 2 超音波走査の分割走査が行なわれる場合について説明したが、第 1 の実施形態は、最初に第 1 超音波走査が行なわれる場合であっても良い。また、図 1 0 に示す一例では、第 2 走査範囲の全分割範囲が終了した時点で、走査終了要求を受け付けたか否かを判定する場合について説明したが、第 1 の実施形態は、第 2 走査範囲の各分割範囲の走査や第 1 走査範囲の走査が完結するごとに、走査終了要求を受け付けたか否かを判定する場合であっても良い。

【0089】

上述したように、第 1 の実施形態では、1 フレーム分の第 1 超音波走査の間に、第 2 超音波走査を分割走査で複数回に渡って行なうことで、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。すなわち、第 1 の実施形態では、B モード用に最適な超音波送受信条件を設定し、カラードプラモード用に最適な超音波送受信条件を設定することができる。例えば、第 1 の実施形態では、第 2 超音波走査の超音波送受信条件として、PM 法等の THI 用に最適な超音波送受信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、同時に表示される血流像（移動体情報を示す画像）と組織像との画質を向上させることができる。

【0090】

また、第 1 の実施形態では、第 1 超音波走査が行なわれる間隔を等間隔とすることで、血流像に折り返りが発生しないフレームレートに調整することができる。

【0091】

（第 2 の実施形態）

第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態で説明した走査制御を行なうことで生成された画像データの出力制御を行なう場合について、図 1 1 等を用いて説明する。図 1 1 は、第 2 の実施形態を説明するための図である。

【0092】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、図 1 を用いて説明した第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の構成となる。ただし、第 2 の実施形態に係る制御部 1 8 は、更に、1 回の第 1 超音波走査に要する時間及びモニタ 2 の表示フレームレートに応じて、第 1 超音波走査により生成された第 1 走査範囲の複数の画像データを 1 つの画像データとして出力するように制御する。

【0093】

第 1 の実施形態では、カラードプラモードの超音波走査（第 1 超音波走査）と B モードの超音波走査の分割走査（第 2 超音波走査の分割走査）とが 1 回行なわれるごとに、1 フレームの血流像データと、「1 / 分割数」だけ更新された組織像データとが出力される。ここで、血流像データの生成フレームレートがモニタ 2 の表示フレームレートより大きい場合、表示されないフレームが出現する。例えば、血流像のフレームレートが 1 2 0 f p s である場合、6 0 f p s で TV スキャンされるモニタ 2 上では、画像生成部 1 5 から出力される画像データの「1 / 2」しか表示することができない。また、例えば、血流像のフレームレートが 1 8 0 0 f p s である場合、モニタ 2 上では、画像生成部 1 5 から出力される画像データの「1 / 3 0」しか表示することができない。

【0094】

超音波診断装置では、入力装置 3 が有するフリーズボタンを操作者が押下すると、画像メモリ 1 6 に格納された全フレームをスロー再生して、リアルタイム表示時には表示できなかったフレームをモニタ 2 に表示することができる。しかし、低流速の腹部等の血流では、6 0 f p s 以上の血流情報をスロー再生で出力しても、同じような画像が表示されることから、観察者に対して意味のある情報を提供することとならない。逆に、操作者は、フリーズ後にシネ再生を行う場合に、トラックボールを操作して、コマ送りするコマ数が多くなり、負担となる。

【0095】

そこで、第 2 の実施形態では、制御部 1 8 は、図 7 で例示した「B」と「D」とのペア

10

20

30

40

50

をM回繰り返して生成されるM枚の血流像データを、1フレームの画像データとしてモニタ2や画像メモリ16に出力する。なお、「M」は、例えば、制御部18により算出される。図11では、制御部18は、「M=2」であることから、2枚の血流像データのいずれか一方、又は、2枚の血流像データの加算平均画像データを、第「n」フレームや第「n+1」フレームの血流像データとして出力させている。

【0096】

なお、第2の実施形態でも、第1超音波走査は、第1の実施形態で説明した高フレームレート法に基づく第1超音波走査により行なわれる。かかる場合、表示フレームレートは、「 $1/(M \times T)$ 」となるが、PRFは、「 $1/T$ 」のままである。

【0097】

次に、図12を用いて、第2の実施形態に係る超音波診断装置の出力制御処理の一例について説明する。図12は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の出力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。なお、図12では、フリーズ後の再生表示時に、モニタ2に出力されるフレームレートの調整が行なわれる場合について説明する。

【0098】

図12に示すように、第2の実施形態に係る超音波診断装置の制御部18は、画像メモリ16に格納された画像データの表示要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS201）。ここで、表示要求を受け付けない場合（ステップS201否定）、制御部18は、表示要求を受け付けるまで待機する。

【0099】

一方、表示要求を受け付けた場合（ステップS201肯定）、制御部18は、第1超音波走査のフレームレート及びモニタ2の表示フレームレートに応じて、出力フレーム数を調整し（ステップS202）、処理を終了する。なお、第2の実施形態は、上述したように、画像メモリ16へ画像データを格納する際に、出力フレーム数を調整しても良い。

【0100】

上述したように、第2の実施形態では、第1超音波走査のフレームレート及びモニタ2の表示フレームレートに応じて、保存用に出力される出力フレーム数や、表示用に出力される出力フレーム数を調整する。具体的には、第2の実施形態では、血流像の出力フレームレートがモニタ2の表示フレームレート以下となるように調整する。これにより、第2の実施形態では、例えば、低流速の血流情報の出力データ数を抑えて、シネ再生時のコマ送りを観察者に対して違和感無く行なうことができる。なお、上記では表示フレームレート「 $1/(M \times T)$ 」がモニタのフレームレート（60fps）以下になるように制御したが、繰り返しの数「M」を決定する方法としては、これ以外に、予め設定した任意のフレームレート以下になるようにしても良い。

【0101】

（第3の実施形態）

第1及び第2の実施形態では、2次元走査により、2次元断層の組織像及び血流像を表示する場合について説明した。しかし、第1の実施形態及び第2の実施形態は、3次元走査により、3次元の組織像データ及び3次元の血流像データを生成して、これらボリュームデータのMPR画像やボリュームレンダリング画像を表示する場合であっても適用可能である。

【0102】

すなわち、第3の実施形態では、図7や図11に示す「D」が1ボリューム分の第1超音波走査であり、図7や図11に示す「B」が分割ボリューム分の第2超音波走査の分割走査となる。図7や図11に示す「D」の血流情報の処理は、同一の位置のボリュームデータ間のデータ列に対して行われる。

【0103】

ただし、第3の実施形態では、ボリュームレートがカラードプラ画像のPRFとなる。このため、ボリュームレートを上げるために、例えば、制御部18は、図13A及び図13Bに示す制御を行なう。図13A及び図13Bは、第3の実施形態を説明するための図

10

20

30

40

50

である。

【0104】

例えば、制御部18は、図13Aに示すように、ボリュームレートを上げるために、並列同時受信を実行させる。図13Aに示す一例では、8ビーム並列同時受信を行なう場合を示している。図13Aでは、送信される超音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8本反射波ビームを破線の矢印で示している。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信号を超音波プローブ1から受信する。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データを生成することができる。なお、並列同時受信数は、送受信部11が並列同時受信可能な上限数以下の範囲で、要求されるボリュームレートに応じて、任意の値に設定可能である。

10

【0105】

また、例えば、制御部18は、図13Bに示すように、ボリュームレートを上げるために、分割数を多くして、1回の分割走査で行なう走査線数を少なくする。

【0106】

なお、制御部18は、ボリュームレートを上げるために、並列同時受信及び分割数の増大の両方を実行しても良い。また、制御部18は、ボリュームレートを上げるために、第1超音波走査で並列同時受信を実行させても、第2超音波走査で並列同時受信を実行させても、第1超音波走査及び第2超音波走査の双方で並列同時受信を実行させても良い。なお、3次元走査で行なわれる第2超音波走査は、例えば、AM法や、PM法等に基づくT

20

H I用の超音波走査となる。

【0107】

第3の実施形態では、3次元走査が行なわれる場合でも、同時に表示される血流像と組織像との画質を向上させることができる。なお、制御部18は、フレームレートを上げるために、並列同時受信及び分割数の増大の両方、又は、一方を行なっても良い。また、制御部18は、第1の実施形態で説明した2次元走査を行なう場合でも、フレームレートを上げるために、並列同時受信及び分割数の増大の両方、又は、一方を行なっても良い。

【0108】

(第4の実施形態)

第1～第3の実施形態では、高フレームレート法の第1超音波走査を、血流情報を取得するために行なう場合について説明した。しかし、高フレームレート法の第1超音波走査は、上述したTDIやエラストグラフィに適用可能である。すなわち、運動を行なう移動体からの反射波信号であれば、ドプラ情報として利用可能である。従って、移動体の運動に関する情報は、組織の運動に関する情報であっても、第1～第3の実施形態で説明した処理は適用可能である。換言すると、制御部18は、第1超音波走査として、組織のドプラ画像データを収集する超音波走査を実行させても良い。或いは、制御部18は、第1超音波走査として、エラストグラフィを収集する超音波走査を実行させても良い。

30

【0109】

図14A及び図14Bは、第4の実施形態を説明するための図である。第4の実施形態では、組織ドプラモードが設定されている場合、モニタ2は、制御部18の制御により、図14Aに例示するように、左側にBモード画像(組織像)を表示し、右側にBモード画像と組織ドプラ画像とを重畳させた重畳表示を行なう。

40

【0110】

また、第4の実施形態では、エラストモードが設定されている場合、モニタ2は、制御部18の制御により、図14Bに例示するように、左側にBモード画像(組織像)を表示し、右側にBモード画像とエラストグラフィとを重畳させた重畳表示を行なう。

【0111】

第4の実施形態では、同時に表示される組織の運動情報を示す画像と組織像との画質を向上させることができる。

【0112】

50

(第5の実施形態)

第5の実施形態では、第1～第4の実施形態で説明した第1超音波走査とは異なる形態の超音波走査を第1超音波走査として行なう場合について、図15～図17を用いて説明する。図15～図17は、第5の実施形態を説明するための図である。

【0113】

第1～第4の実施形態で説明した第1超音波走査は、1本の走査線で1回の超音波送受信を行なって反射波を受信し、この反射波から生成された反射波データ(受信信号)を取得する。これにより、第1走査範囲を形成する各走査線で受信信号が得られる。そして、ドブラ処理部14は、各走査線において、最新フレームの受信信号と、過去数フレーム分の受信信号群とのデータ列に対して、MTIフィルタ処理(例えば、IIRフィルタ処理)を行なうことで、ドブラデータを生成する。

10

【0114】

一方、第5の実施形態に係る第1超音波走査は、第1～第4の実施形態で説明した第1超音波走査と同様に、フレーム方向のデータ列に対してハイパスフィルタ処理を行なう方法に基づく超音波走査である。ただし、第5の実施形態に係る制御部18は、走査線ごとに超音波送受信を複数回行なう超音波走査を、第1超音波走査として実行させる。そして、第5の実施形態に係る制御部18の制御により、送受信部11、又は、ドブラ処理部14は、各走査線の複数の受信信号に対して加算平均処理を実行する。これにより、第1走査範囲を形成する複数の走査線それぞれの受信信号が取得される。そして、ドブラ処理部14は、フレーム方向のデータ列に対してハイパスフィルタ処理を行なって、ドブラデータを生成する。

20

【0115】

第5の実施形態に係る第1超音波走査では、まず、1本の走査線で複数の受信信号が得られる。そして、第5の実施形態に係る第1超音波走査では、1本の走査線で得られた複数の受信信号に対する加算平均処理が行なわれ、最終的に、1本の走査線で1つの受信信号が出力される。加算平均処理が行なわれる複数の受信信号は、IQ信号やRF信号等、位相情報を有する信号である。すなわち、第5の実施形態で行なわれる加算平均処理は、コヒーレント加算処理となる。コヒーレント加算を行なうことで、受信信号の信号雑音比(S/N :Signal/Noise)を向上させることができる。その結果、第5の実施形態では、例えば、カラードブラ画像データの S/N を向上させることができる。

30

【0116】

例えば、第5の実施形態に係る第1超音波走査では、第1走査範囲を形成する走査線ごとに、超音波送受信が4回行なわれる。そして、第5の実施形態に係る第1超音波走査では、例えば、1本の走査線で得られた4組の反射波データ(受信信号)に対する加算平均処理が行なわれ、最終的に、1本の走査線で1つの受信信号が出力される。例えば、4組の受信信号を加算平均することで、 S/N は、「6dB」向上する。

【0117】

ただし、上記の第1超音波走査では、1フレーム分の超音波走査を行なう際に、各走査線で超音波送受信が4回行なわれることから、フレームレートが低下する。そこで、第5の実施形態に係る第1超音波走査では、制御部18は、第1走査範囲を形成する走査線ごとに超音波送受信を複数回実行させる際に、並列同時受信を実行させても良い。以下、第5の実施形態に係る第1超音波走査を並列同時受信で行なう場合を説明する前に、図15を用いて、第3の実施形態で説明した並列同時受信を適用した第1超音波走査の一例を説明する。

40

【0118】

図15では、ラスタ方向(走査方向)を左右方向で示し、時間方向(フレーム方向)を上下方向で示している。また、図15に示す一例は、第1走査範囲を形成する走査線数(ラスタ数)が「16」であり、並列同時受信により4方向の反射波を同時受信する場合を例示している。また、図15に示す一例では、走査線数が「16」であり、並列同時受信数が「4」であることから、第1走査範囲が4本の走査線で形成される4つの範囲(第1

50

範囲、第 2 範囲、第 3 範囲、第 4 範囲) に分割される。

【0119】

超音波プローブ 1 は、第 1 範囲のラスト方向における中心位置を送信走査線とする超音波送信を行なって、第 1 範囲を形成する 4 方向の走査線の反射波を同時に受信する。これにより、第 1 範囲の 4 本の受信信号が生成される。同様の処理が第 2 範囲、第 3 範囲及び第 4 範囲でも行なわれ、第 1 走査範囲を形成する 16 本の走査線の受信信号が得られる。図 15 に示す「A」、「B」及び「C」それぞれは、「(n-2) フレーム、(n-1) フレーム、n フレーム」の同一走査線の受信信号を示している。ドブラ処理部 14 は、これら連続するフレームの同一地点のデータ列「A、B、C」に対して MTI フィルタ処理を実行する。

10

【0120】

これに対して、第 5 の実施形態に係る第 1 超音波走査に並列同時受信を適用する場合、制御部 18 は、第 1 方法又は第 2 方法を実行させる。第 1 方法では、制御部 18 は、隣接する範囲が重複しないように、第 1 走査範囲を複数の範囲に分割して並列同時受信を実行させる。また、第 2 方法では、制御部 18 は、隣接する範囲が重複するように第 1 走査範囲を複数の範囲に分割して並列同時受信を実行させる。

【0121】

図 16 は、第 1 方法に基づいて、第 5 の実施形態に係る第 1 超音波走査に並列同時受信を適用した一例を示している。また、図 17 は、第 2 方法に基づいて、第 5 の実施形態に係る第 1 超音波走査に並列同時受信を適用した一例を示している。

20

【0122】

図 16 及び図 17 では、図 15 で説明した一例と同様に、ラスト方向（走査方向）を左右方向で示し、時間方向（フレーム方向）を上下方向で示している。また、図 16 及び図 17 では、図 15 で説明した一例と同様に、第 1 走査範囲を形成する走査線数（ラスト数）が「16」であり、並列同時受信により 4 方向の反射波を同時受信する場合を例示している。また、図 16 及び図 17 の「T1」は、サンプリング周期を示す。また、図 16 及び図 17 の「T2」は、加算幅を示す。また、図 16 及び図 17 の「T3」は、フレーム周期を示す。フレーム周期「T3」は、通常のカプラモードにおけるパルス繰り返し周期となる。

【0123】

第 1 方法では、図 16 に示すように、図 15 に示す一例と同様に、第 1 走査範囲が 4 本の走査線で形成される 4 つの範囲（第 1 範囲、第 2 範囲、第 3 範囲、第 4 範囲）に分割される。ただし、第 1 方法では、例えば、図 16 に示すように、各範囲で並列同時受信が 4 回繰り返される。これにより、図 16 に示すように、(n-2) フレームにおいて、同一の受信走査線の同一地点の受信信号が 4 組得られる。図 16 では、これら 4 組のデータを「a1, a2, a3, a4」で示している。同様に、図 16 に示すように、(n-1) フレームにおいて、同一の受信走査線の同一地点の受信信号が 4 組得られる。図 16 では、これら 4 組のデータを「b1, b2, b3, b4」で示している。同様に、図 16 に示すように、n フレームにおいて、同一の受信走査線の同一地点の受信信号が 4 組得られる。図 16 では、これら 4 組のデータを「c1, c2, c3, c4」で示している。

30

40

【0124】

例えば、送受信部 11 は、「 $A = (a1 + a2 + a3 + a4) / 4$ 」を出力する。また、例えば、送受信部 11 は、「 $B = (b1 + b2 + b3 + b4) / 4$ 」を出力する。また、送受信部 11 は、「 $C = (c1 + c2 + c3 + c4) / 4$ 」を出力する。これにより、S/N は、加算平均前と比較して、「6 dB」向上する。そして、ドブラ処理部 14 は、連続するフレームの同一地点のデータ列「A、B、C」に対して MTI フィルタ処理を実行する。

【0125】

なお、ドブラ周波数的には、4 データの加算によってローパスフィルタ (LPF: Low Pass Filter) が掛かるが、サンプリング周期「T1」及び加算幅「T2」によってカ

50

ットされる速度成分は、フレーム周期「T 3」に比べて十分高速なので、低流速を観察する場合において問題になることはない。

【0126】

また、第2方法では、例えば、図17に示すように、送信走査線の位置を1走査線ずつずらして、4方向並列同時受信が行なわれる。これにより、第1方法と同様に、図17に示すように、 $(n-2)$ フレームにおいて、同一の受信走査線の同一地点の4組の受信信号「a1, a2, a3, a4」が得られ、「 $A = (a1 + a2 + a3 + a4) / 4$ 」が出力される。また、第1方法と同様に、図17に示すように、 $(n-1)$ フレームにおいて、同一の受信走査線の同一地点の4組の受信信号「b1, b2, b3, b4」が得られ、「 $B = (b1 + b2 + b3 + b4) / 4$ 」が出力される。また、第1方法と同様に、図17に示すように、nフレームにおいて、同一の受信走査線の同一地点の4組の受信信号「c1, c2, c3, c4」が得られ、「 $C = (c1 + c2 + c3 + c4) / 4$ 」が出力される。これにより、S/Nは、加算平均前と比較して、「6dB」向上する。図16及び図17では、ドブラ画像データのフレームレートは同じである。

10

【0127】

なお、図17に示す一例では、2組の受信信号しか得られない走査線においては、2組の受信信号の加算平均が行なわれ、3組の受信信号しか得られない走査線においては、3組の受信信号の加算平均が行なわれる。また、図17に示す一例では、1組の受信信号しか得られない走査線においては、この受信信号がドブラ処理部14の処理対象のデータとなる。また、第2方法では、加算平均対象となる受信信号の組数に応じて、例えば、送信走査線の位置を2走査線ずつずらす場合であっても良い。

20

【0128】

第2方法を行なう利点について、以下説明する。第1方法を行なう場合、第1超音波走査では、複数回の並列同時受信が行なわれる各範囲は、重複していない。図16に例示する第1方法では、同一走査線で4つの受信信号を得るための送信位置が同一であることから、送信ビームによる位相の変化が生じない。ただし、図16に例示する第1方法では、4回の並列同時受信が行なわれる各範囲は、重複していない。このため、図16に例示する第1方法では、4ラスタごとの範囲間に筋状のアーチファクトが発生する場合がある。

【0129】

一方、第2方法を行なう場合、第1超音波走査では、隣接する範囲を重複させた各範囲で並列同時受信が1回行なわれる。図17に例示する第2方法では、同一走査線で4つの受信信号を得るための送信位置が異なるための微小な位相ずれが生じるが、かかる位相ずれは、MTIフィルタで除去可能である。そして、図17に例示する第2方法では、並列同時受信が行なわれる各範囲が3走査線分重複しているため、筋状のアーチファクトが発生しない。

30

【0130】

上述したように、第5の実施形態では、各走査線で得られた複数の受信信号をコヒーレント加算した受信信号を用いて、フレーム方向のHPF処理を行なう。これにより、第5の実施形態では、第1～第4の実施形態で説明した第1超音波走査と比較してフレームレートが低下するものの、移動体情報を示す画像を生成するための受信信号のS/Nを向上させることができる。なお、上記では、並列同時受信数が「4」である場合を一例として説明したが、並列同時受信数は、任意の数に設定可能である。また、最初に説明したように、第5の実施形態に係る第1超音波走査は、並列同時受信を行なわない場合であっても、実行可能である。また、第5の実施形態に係る制御部18の制御により、送受信部11、又は、ドブラ処理部14は、各走査線で得た複数の受信信号に対して、加算平均処理に類似するLPF処理を実行しても良い。また、第1～第4の実施形態で説明した内容は、第1超音波走査の形態が異なる点以外、第5の実施形態でも適用可能である。

40

【0131】

なお、上記の実施形態において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分

50

散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0132】

また、第1の実施形態～第5の実施形態で説明した超音波走査に関する制御方法は、予め用意された制御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など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。この制御プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この制御プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク（FD）、CD-ROM、MO、DVD、USBメモリ及びSDカードメモリ等のFlashメモリ等、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。

10

【0133】

以上、説明したとおり、第1の実施形態～第5の実施形態によれば、同時に表示される移動体情報を示す画像と組織像との画質を向上させることができる。

【0134】

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

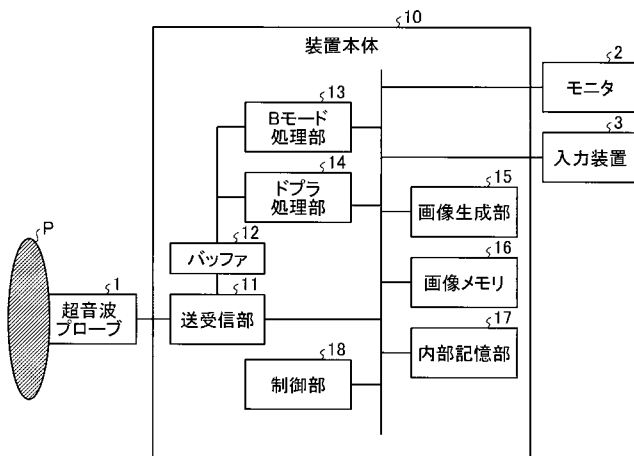
【符号の説明】

【0135】

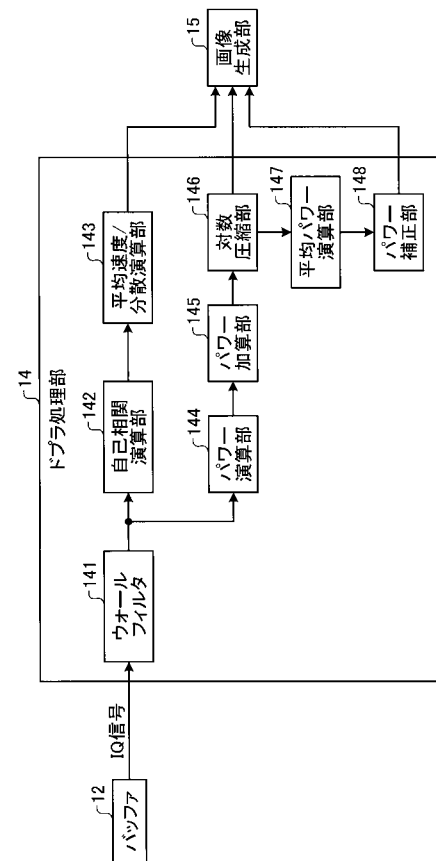
- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 10 装置本体
- 11 送受信部
- 12 バッファ
- 13 Bモード処理部
- 14 ドプラ処理部
- 15 画像生成部
- 16 画像メモリ
- 17 内部記憶部
- 18 制御部

30

【図 1】



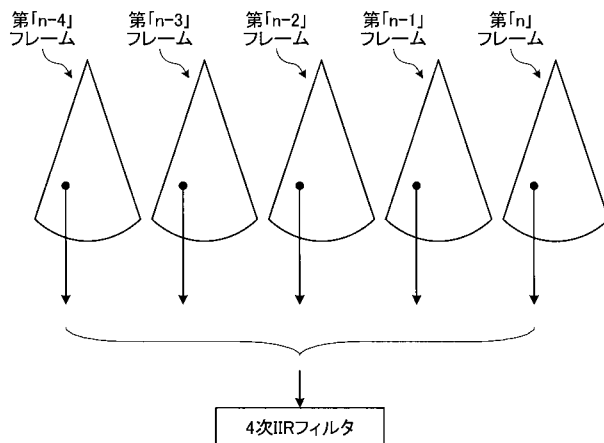
【図 3】



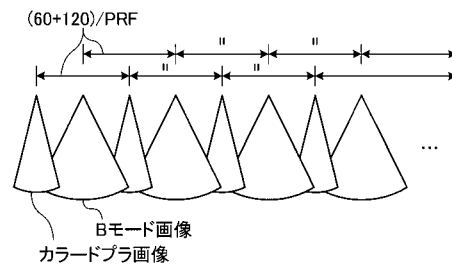
【図 2】



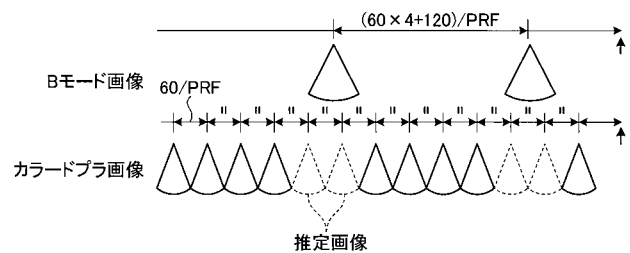
【図 4】



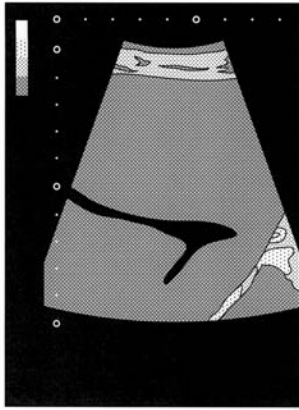
【図 5 A】



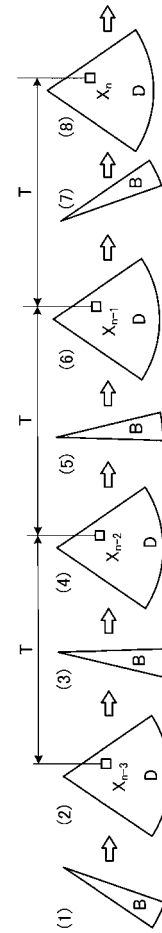
【図 5 B】



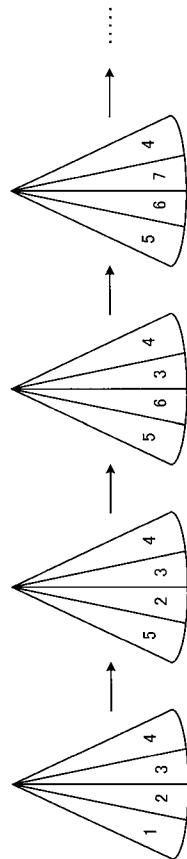
【図 6】



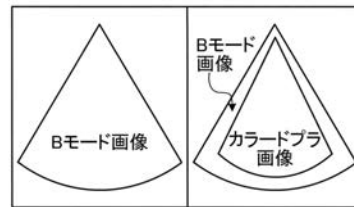
【図 7】



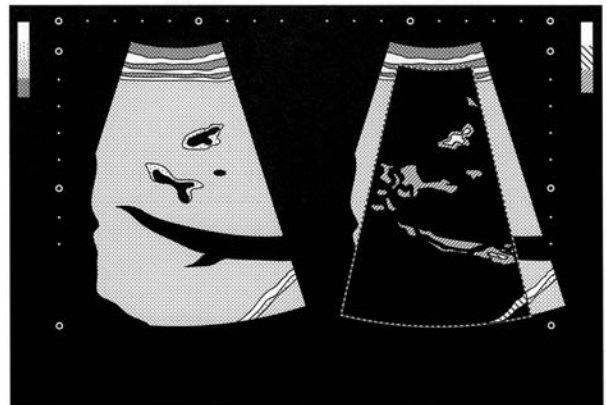
【図 8】



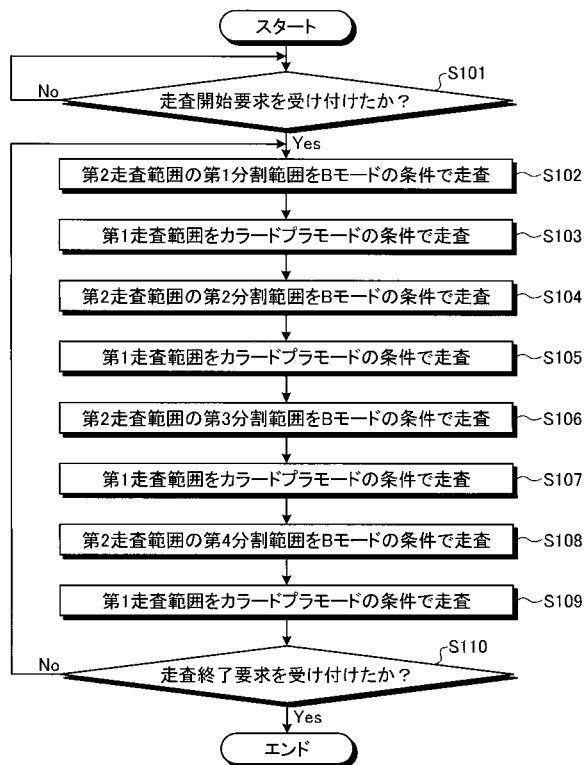
【図 9 A】



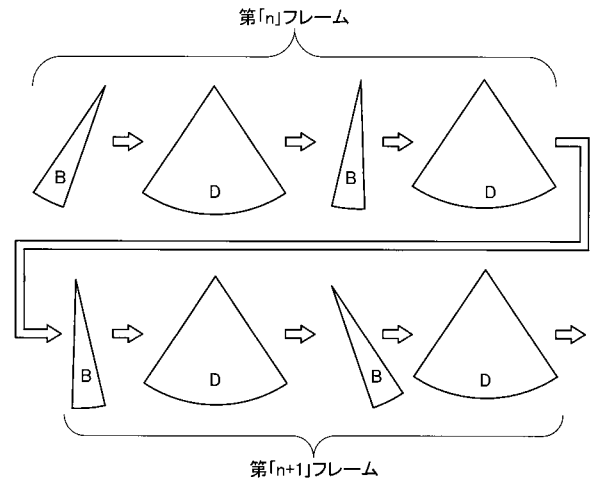
【図 9 B】



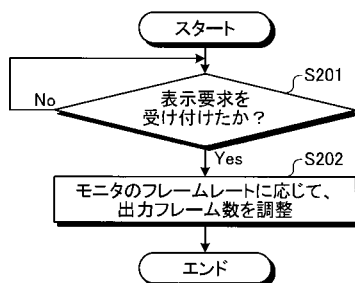
【図 10】



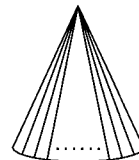
【図 11】



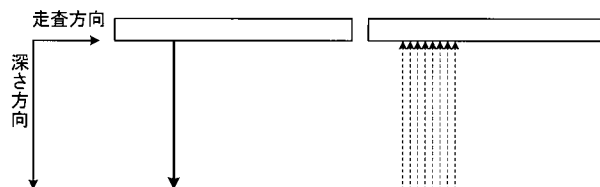
【図 12】



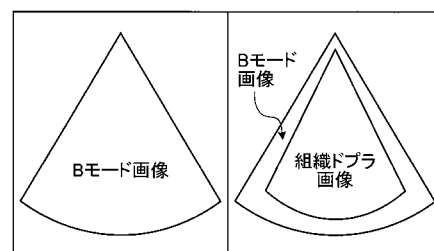
【図 13 B】



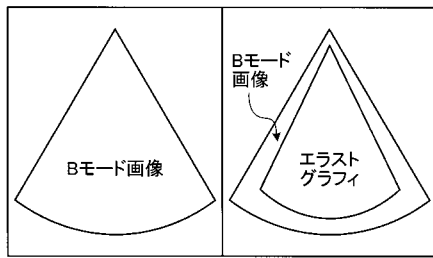
【図 13 A】



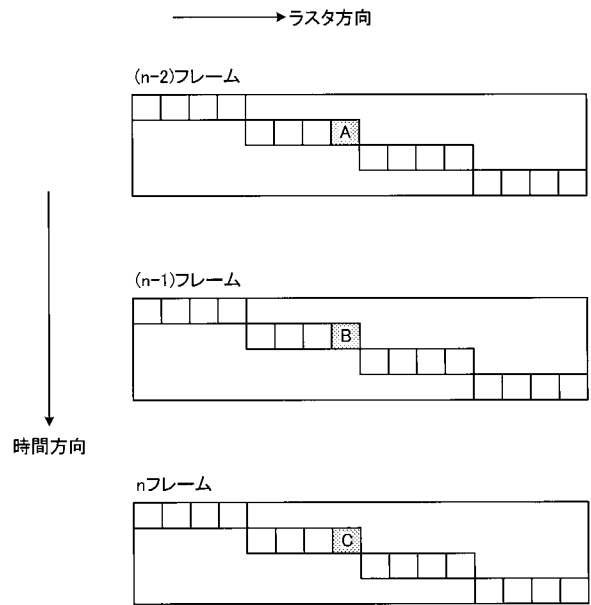
【図 14 A】



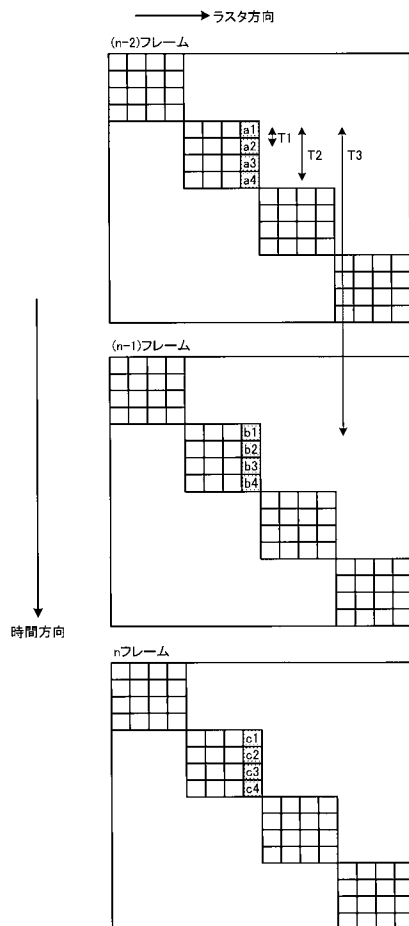
【図 1 4 B】



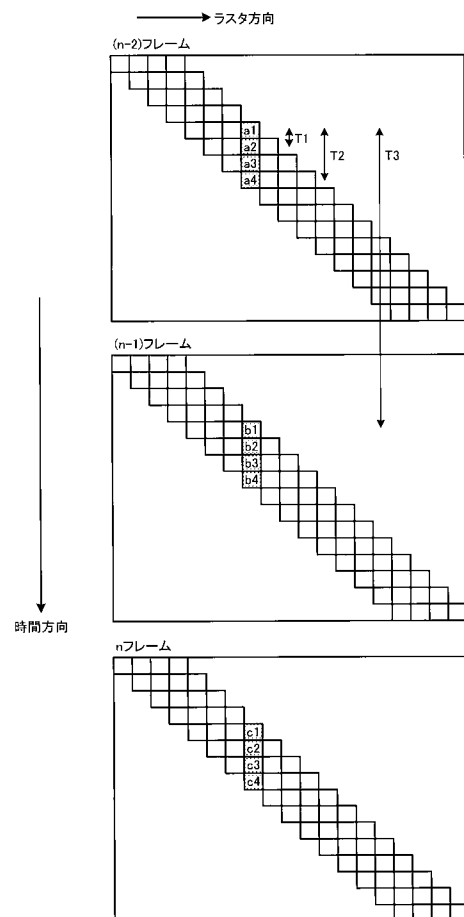
【図 1 5】



【図 1 6】



【図 1 7】



专利名称(译)	超声波诊断装置和控制方法		
公开(公告)号	JP2017080493A	公开(公告)日	2017-05-18
申请号	JP2017000899	申请日	2017-01-06
[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	佐藤武史		
发明人	佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/HH12 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/JC20 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25		
优先权	2012169997 2012-07-31 JP		
其他公开文献	JP6356276B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：改善显示可同时显示的可移动身体信息的图像与组织图像之间的图像质量。超声波诊断装置包括超声波探头，控制单元和图像生成单元。控制单元使第一超声波扫描获取关于第一扫描范围内的移动体的移动和第二超声波扫描的信息，以获取第二扫描范围内的组织形状的信息，在第一超声波扫描期间以时分方式执行通过划分扫描范围而获得的多个划分范围中的每一个的超声扫描。图像生成单元通过第一超声波扫描生成第一超声波图像，通过第二超声波扫描生成第二扫描范围的第二超声波图像。其中，控制器通过获得在帧方向上形成第一扫描范围的接收信号的高通滤波处理的方法来引起第一超声扫描，以获取关于运动体的运动的信息，每次在执行声波扫描的分割范围中生成分割图像时，更新现有分割图像。

