

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6866080号  
(P6866080)

(45) 発行日 令和3年4月28日(2021.4.28)

(24) 登録日 令和3年4月9日(2021.4.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 16 (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2016-146748 (P2016-146748)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成28年7月26日(2016.7.26)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2018-15155 (P2018-15155A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成30年2月1日(2018.2.1)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	令和1年5月22日(2019.5.22)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
前置審査		(72) 発明者	五十嵐 悠
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	本庄 泰徳
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	渡辺 正毅
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及び医用画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1時相に対応する第1医用画像及び第2時相に対応する第2医用画像それぞれにおける造影剤の位置を特定する特定部と、

前記第1医用画像及び前記第2医用画像それぞれにおける前記造影剤の位置に基づいて、前記造影剤の移動を表すベクトルを算出する演算部と、

前記ベクトルを示す形状を有するインジケータを、所定の医用画像上に表示させる表示制御部と、

を備え、

前記表示制御部は、

前記インジケータとして、前記第1時相の前記造影剤の位置を始点とし、前記第2時相の前記造影剤の位置を終点とする矢印を表示させ、

前の時相における前記矢印のうち、現在の時相における前記矢印に繋がる矢印を累積表示させ、現在の時相における前記矢印に繋がらない矢印を非表示にする、

医用画像処理装置。

【請求項2】

前記第1医用画像における前記造影剤の位置を参照することにより、前記第2医用画像に探索範囲を設定する設定部を備え、

前記演算部は、前記探索範囲内における前記造影剤の位置と、前記探索範囲を設定するために参照した前記造影剤の位置に基づいて前記ベクトルを算出する、

請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記演算部は、前記第 1 時相と前記第 2 時相の間の時相差及び前記ベクトルの実空間における長さから前記造影剤の移動速度を算出し、

前記表示制御部は、前記移動速度を表す色を有する前記インジケータを表示させる、  
請求項 1 又は 2 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

速度に関する条件を設定する条件設定部を備え、

前記演算部は、前記第 1 時相と前記第 2 時相の間の時相差及び前記ベクトルの実空間における長さから前記造影剤の移動速度を算出し、

前記表示制御部は、前記移動速度が前記条件を満たす場合に、前記インジケータを表示させる、

請求項 1 乃至 3 のうちいずれか 1 つに記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記演算部は、前記第 1 時相又は前記第 2 時相と基準時相の間の時相差を算出し、

前記表示制御部は、前記時相差を表す色を有する前記インジケータを表示させる、

請求項 1 乃至 4 のうちいずれか 1 つに記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

時間に関する条件を設定する条件設定部を備え、

前記演算部は、前記第 1 時相又は前記第 2 時相と基準時相の間の時相差を算出し、

前記表示制御部は、前記時相差が前記条件を満たす場合に、前記インジケータを表示させる、

請求項 1 乃至 3 のうちいずれか 1 つに記載の医用画像処理装置。

【請求項 7】

前記表示制御部は、前記ベクトルの向きを表す色を有する前記インジケータを表示させる、

請求項 1 乃至 6 のうちいずれか 1 つに記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

方向に関する条件を設定する条件設定部を備え、

前記表示制御部は、前記ベクトルの向きが前記条件を満たす場合に、前記インジケータを表示させる、

請求項 1 乃至 3 のうちいずれか 1 つに記載の医用画像処理装置。

【請求項 9】

前記表示制御部は、前記ベクトルの向きを示す矢印形状を有する前記インジケータを表示させる、

請求項 1 乃至 8 のうちいずれか 1 つに記載の医用画像処理装置。

【請求項 10】

前記表示制御部は、前記所定の医用画像として前記第 2 医用画像を表示させる、

請求項 1 乃至 9 のうちいずれか 1 つに記載の医用画像処理装置。

【請求項 11】

前記特定部は、更に、前記第 1 医用画像及び前記第 2 医用画像それぞれにおける組織の動きを補正し、補正後の前記第 1 医用画像及び前記第 2 医用画像それぞれにおける造影剤の位置を特定する、

請求項 1 又は 2 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 12】

前記特定部は、更に、前記第 1 医用画像及び前記第 2 医用画像それぞれにおける固定位置に基づく高調波成分を除去し、除去後の前記第 1 医用画像及び前記第 2 医用画像それぞれにおける造影剤に基づく高調波成分を用いて前記造影剤の位置を特定する、

請求項 1 乃至 3 のうちいずれか 1 つに記載の医用画像処理装置。

【請求項 13】

前記表示制御部は、時相が異なる少なくとも2つの前記インジケータを前記所定の医用画像上に表示させることで、前記造影剤の軌跡を表示させる、

請求項1～12のうちいずれか1つに記載の医用画像処理装置。

【請求項14】

前記表示制御部は、前の時相における前記矢印を保持して現在の時相における前記矢印を累積表示させる、

請求項1乃至13のうちいずれか1つに記載の医用画像処理装置。

【請求項15】

超音波診断装置である、

請求項1乃至14のうちいずれか1つに記載の医用画像処理装置。

10

【請求項16】

第1時相に対応する第1医用画像及び第2時相に対応する第2医用画像それぞれにおける造影剤の位置を特定し、

前記第1医用画像及び前記第2医用画像それぞれにおける前記造影剤の位置に基づいて、前記造影剤の移動を表すベクトルを算出し、

前記ベクトルを示す形状を有するインジケータを、所定の医用画像上に表示させ、

前記インジケータとして、前記第1時相の前記造影剤の位置を始点とし、前記第2時相の前記造影剤の位置を終点とする矢印を表示させ、

前の時相における前記矢印のうち、現在の時相における前記矢印に繋がる矢印を累積表示させ、現在の時相における前記矢印に繋がらない矢印を非表示にする、

20

各処理をコンピュータに実行させる、医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置では、コントラストハーモニックイメージング（CHI：Contrast Harmonic Imaging）と呼ばれる造影エコー法が行われている。造影エコー法は、例えば、心臓や肝臓等の検査において、静脈から造影剤を注入して画像化を行う。造影エコー法で用いられる造影剤の多くは、微小気泡（マイクロバブル）を反射源として用いるものである。造影エコー法により、例えば、被検体内の血管を明瞭に描出することができる。

30

【0003】

また、造影エコー法の一つとして、再灌流法と最大値保持法とを組み合わせることによって、微細な血管を可視化するMFI（Micro Flow Imaging）が知られている。また、造影剤が血管に流入する時間（到達時間）に応じて血管を色分けして描出するパラメトリックMFI（Parametric MFI）も知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0004】

【特許文献1】特開2014-138909号公報

【特許文献2】特許第4457002号明細書

【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、造影剤の流れを描出することができる医用画像処理装置及び医用画像処理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】

【0006】

50

実施形態の医用画像処理装置は、特定部と、演算部と、表示制御部とを備える。特定部は、第 1 時相に対応する第 1 医用画像及び第 2 時相に対応する第 2 医用画像それぞれにおける造影剤の位置を特定する。演算部は、前記第 1 医用画像及び前記第 2 医用画像それぞれにおける前記造影剤の位置に基づいて、前記造影剤の移動を表すベクトルを算出する。表示制御部は、前記ベクトルを示す形状を有するインジケータを、所定の医用画像上に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 7 】

【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。

10

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態に係る特定機能の処理を説明するための図である。

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

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係る演算機能の処理を説明するための図である。

【図 5 A】図 5 A は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能によるベクトルの表示例を説明するための図である。

【図 5 B】図 5 B は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能によるベクトルの表示例を説明するための図である。

【図 5 C】図 5 C は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能によるベクトルの表示例を説明するための図である。

【図 6 A】図 6 A は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能により表示される表示画像の一例を説明するための図である。

20

【図 6 B】図 6 B は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能により表示される表示画像の一例を説明するための図である。

【図 6 C】図 6 C は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能により表示される表示画像の一例を説明するための図である。

【図 7 A】図 7 A は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能により表示される表示画像の一例を説明するための図である。

【図 7 B】図 7 B は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能により表示される表示画像の一例を説明するための図である。

【図 7 C】図 7 C は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能により表示される表示画像の一例を説明するための図である。

30

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置における処理手順を説明するためのフローチャートである。

【図 9】図 9 は、第 2 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 0】図 1 0 は、第 2 の実施形態に係る条件設定機能の処理を説明するための図である。

【図 1 1】図 1 1 は、第 3 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 2】図 1 2 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置における処理手順を説明するためのフローチャートである。

40

【図 1 3】図 1 3 は、第 4 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 4 A】図 1 4 A は、第 4 の実施形態に係る移動方向決定機能の処理を説明するための図である。

【図 1 4 B】図 1 4 B は、第 4 の実施形態に係る移動方向決定機能の処理を説明するための図である。

【図 1 5 A】図 1 5 A は、第 4 の実施形態に係る表示制御機能により表示される表示画像の一例を説明するための図である。

【図 1 5 B】図 1 5 B は、第 4 の実施形態に係る表示制御機能により表示される表示画像

50

の一例を説明するための図である。

【図 1 6】図 1 6 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置における処理手順を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照して、実施形態に係る医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムを説明する。なお、以下の実施形態では、医用画像処理装置の一例として超音波診断装置について説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、医用画像処理装置としては、超音波診断装置以外にも、X線診断装置、X線CT(Computed Tomography)装置、MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置、SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)装置、PET(Positron Emission computed Tomography)装置、SPECT装置とX線CT装置とが一体化されたSPECT-CT装置、PET装置とX線CT装置とが一体化されたPET-CT装置、又はこれらの装置群等の医用画像診断装置が適用可能である。また、医用画像処理装置としては、医用画像診断装置に限らず、任意の情報処理装置が適用可能である。また、実施形態は、以下の実施形態に限られるものではない。また、一つの実施形態に記載した内容は、原則として他の実施形態にも同様に適用可能である。

【0009】

(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、装置本体100と、超音波プローブ101と、入力装置102と、ディスプレイ103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。

【0010】

超音波プローブ101は、複数の振動子(例えば、圧電振動子)を有し、これら複数の振動子は、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、振動子に設けられる整合層と、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。

【0011】

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(エコー信号)として超音波プローブ101が有する複数の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。

【0012】

なお、第1の実施形態は、図1に示す超音波プローブ101が、複数の圧電振動子が一列で配置された1次元超音波プローブである場合や、一列に配置された複数の圧電振動子が機械的に揺動される1次元超音波プローブである場合、複数の圧電振動子が格子状に2次元で配置された2次元超音波プローブである場合のいずれであっても適用可能である。

【0013】

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を有し、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。

【0014】

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。

【0015】

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り、図 1 に示すように、送受信回路 110 と、信号処理回路 120 と、画像生成回路 130 と、画像メモリ 140 と、記憶回路 150 と、処理回路 160 とを有する。送受信回路 110、信号処理回路 120、画像生成回路 130、画像メモリ 140、記憶回路 150、及び処理回路 160 は、相互に通信可能に接続される。

【0016】

送受信回路 110 は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ 101 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延部は、超音波プローブ 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、送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

【0017】

なお、送受信回路 110 は、後述する処理回路 160 の指示に基づいて、所定の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。

【0018】

また、送受信回路 110 は、プリアンプ、A/D (Analog/Digital) 変換器、受信遅延部、加算器等を有し、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を生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A/D 変換器は、増幅された反射波信号を A/D 変換する。受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部によって処理された反射波信号の加算処理を行って反射波データを生成する。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、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0019】

送受信回路 110 は、被検体 P の 2 次元領域を走査する場合、超音波プローブ 101 から 2 次元方向に超音波ビームを送信させる。そして、送受信回路 110 は、超音波プローブ 101 が受信した反射波信号から 2 次元の反射波データを生成する。また、送受信回路 110 は、被検体 P の 3 次元領域を走査する場合、超音波プローブ 101 から 3 次元方向に超音波ビームを送信させる。そして、送受信回路 110 は、超音波プローブ 101 が受信した反射波信号から 3 次元の反射波データを生成する。

【0020】

信号処理回路 120 は、例えば、送受信回路 110 から受信した反射波データに対して、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、サンプル点ごと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。信号処理回路 120 により生成された B モードデータは、画像生成回路 130 に出力される。

【0021】

また、信号処理回路 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。この信号処理回路 120 の機能を用いることにより、造影エコー法、例えば、コントラストハーモニックイメージング (CHI: Contrast Harmonic Imaging) を実行可能である。すなわち、信号処理回路 120 は、造

10

20

30

40

50

造影剤が注入された被検体 P の反射波データから、造影剤である微小気泡（マイクロバブル）を反射源とする反射波データ（高調波成分又は分周波成分）と、被検体 P 内の組織を反射源とする反射波データ（基本波成分）とを分離することができる。これにより、信号処理回路 120 は、被検体 P の反射波データから高調波成分又は分周波成分を抽出して、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。造影画像データを生成するための B モードデータは、造影剤を反射源とする反射波の信号強度を輝度で表わしたデータとなる。また、信号処理回路 120 は、被検体 P の反射波データから基本波成分を抽出して、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。

#### 【0022】

なお、CHI を行う際、信号処理回路 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（高調波成分）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 AM PM 法と呼ばれる映像法が行なわれる。AM 法、PM 法及び AM PM 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（複数レート）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、信号処理回路 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、高調波成分を抽出する。そして、信号処理回路 120 は、高調波成分の反射波データ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。

#### 【0023】

例えば、PM 法が行われる場合、送受信回路 110 は、処理回路 160 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、送受信回路 110 は、「-1」の送信による反射波データと、「1」の送信による反射波データとを生成し、信号処理回路 120 は、これら 2 つの反射波データを加算する。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、信号処理回路 120 は、この信号に対して包絡線検波処理等を行って、CHI の B モードデータ（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。CHI の B モードデータは、造影剤を反射源とする反射波の信号強度を輝度で表わしたデータとなる。また、CHI で PM 法が行われる場合、信号処理回路 120 は、例えば、「1」の送信による反射波データをフィルタ処理することで、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。

#### 【0024】

また、信号処理回路 120 は、例えば、送受信回路 110 から受信した反射波データより、移動体のドプラ効果に基づく運動情報を、走査領域内の各サンプル点で抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。具体的には、信号処理回路 120 は、反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）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。信号処理回路 120 により得られた運動情報（血流情報）は、画像生成回路 130 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、若しくはこれらの組み合わせ画像としてディスプレイ 103 にカラー表示される。

#### 【0025】

画像生成回路 130 は、信号処理回路 120 により生成され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 130 は、信号処理回路 120 が生成した B モードデータから反射波の強度を輝度で表した B モード画像データを生成する。また、画像生成回路 130 は、信号処理回路 120 が生成したドプラデータから移動体情報を表すドプラ画像データを生成する。ドプラ画像データは、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。

#### 【0026】

ここで、画像生成回路 130 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 130 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 130 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 130 は、超音波画像データに、付帯情報（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。

【0027】

10

すなわち、Bモードデータ及びドプラデータは、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 130 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、画像生成回路 130 は、信号処理回路 120 が 3次元のデータ（3次元Bモードデータ及び3次元ドプラデータ）を生成した場合、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、ボリウムデータを生成する。そして、画像生成回路 130 は、ボリウムデータに対して、各種レンダリング処理を行って、表示用の2次元画像データを生成する。

【0028】

画像メモリ 140 は、画像生成回路 130 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 140 は、信号処理回路 120 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 140 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、画像生成回路 130 を経由して表示用の超音波画像データとなる。

20

【0029】

記憶回路 150 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、記憶回路 150 は、必要に応じて、画像メモリ 140 が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、記憶回路 150 が記憶するデータは、図示しないインタフェースを介して、外部装置へ転送することができる。

【0030】

30

処理回路 160 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 160 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、記憶回路 150 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、信号処理回路 120、及び画像生成回路 130 の処理を制御する。また、処理回路 160 は、画像メモリ 140 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。

【0031】

また、処理回路 160 は、図 1 に示すように、特定機能 161 と、設定機能 162 と、演算機能 163 と、表示制御機能 164 とを実行する。ここで、例えば、図 1 に示す処理回路 160 の構成要素である特定機能 161、設定機能 162、演算機能 163、及び表示制御機能 164 が実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で超音波診断装置 1 の記憶装置（例えば、記憶回路 150）に記録されている。処理回路 160 は、各プログラムを記憶装置から読み出し、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。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 160 は、図 1 の処理回路 160 内に示された各機能を有することとなる。なお、特定機能 161、設定機能 162、演算機能 163、及び表示制御機能 164 が実行する各処理機能については、後述する。

40

【0032】

なお、図 1 においては、単一の処理回路 160 にて、特定機能 161、設定機能 162、演算機能 163、及び表示制御機能 164 にて行われる処理機能が実現されるものとし

50



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各機能を実現するものとしても構わない。

【 0 0 3 3 】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の基本的な構成について説明した。このような構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、以下に説明する処理により、造影剤の流れを描出することを可能にする。例えば、超音波診断装置 1 は、造影エコー法にて造影剤として用いられる微小気泡（マイクロバブル）の一つ一つをトラッキング（追跡）することで、造影剤が流れる向き及び移動速度を定量的に表示することができる。

【 0 0 3 4 】

なお、以下の実施形態では、被検体 P に造影剤を注入して撮像された超音波画像データに対して略リアルタイムの処理を行って造影剤の流れを描出する場合を説明する。しかしながら、実施形態はこれに限定されるものではなく、例えば、撮影済みの超音波画像データ（若しくは反射波データなど）に対して事後的に処理を行うことも可能である。なお、以下では、造影剤を、単に「バブル」とも表記する。

【 0 0 3 5 】

特定機能 1 6 1 は、第 1 時相に対応する第 1 医用画像及び第 2 時相に対応する第 2 医用画像それぞれにおける造影剤の位置を特定する。例えば、特定機能 1 6 1 は、第 1 医用画像及び第 2 医用画像それぞれにおける組織の動きを補正し、補正後の第 1 医用画像及び第 2 医用画像それぞれにおける造影剤の位置を特定する。そして、特定機能 1 6 1 は、第 1 医用画像及び第 2 医用画像それぞれにおける固定位置に基づく高調波成分を除去し、除去後の第 1 医用画像及び第 2 医用画像それぞれにおける造影剤に基づく高調波成分を用いて造影剤の位置を特定する。なお、特定機能 1 6 1 は、特定部の一例である。

【 0 0 3 6 】

まず、特定機能 1 6 1 は、略リアルタイムで撮像される造影画像データにおいて、組織の動きを補正する処理を実行する。ここで、補正対象となる組織の動きは、例えば、被検体 P の実質組織の動き（体動）や超音波プローブ 1 0 1 のずれ（揺れ）に基づく画像の全体的な位置ずれである。つまり、このような位置ずれがある場合には、造影画像データによって描出されるバブルの位置は、被検体の動きや超音波プローブ 1 0 1 のずれを含んだものになってしまうため、造影画像データにおける組織の動きを補正する。

【 0 0 3 7 】

例えば、特定機能 1 6 1 は、現在のフレーム（「N フレーム」とも表記する）の組織画像データと、N - 1 フレーム目の組織画像データとを、画像メモリ 1 4 0 から読み出す。ここで、組織画像データは、反射波データからフィルタ処理により分離された基本波成分に基づいて生成された超音波画像データ（B モード画像データ）である。そして、特定機能 1 6 1 は、N フレーム目の組織画像データと、N - 1 フレーム目の組織画像データとの相互相関法によるパターンマッチングを行って、N フレーム目の組織画像データと、N - 1 フレーム目の組織画像データとの間におけるずれ量を求める。そして、特定機能 1 6 1 は、求めたずれ量を用いて、N フレーム目の組織画像データの座標系を N - 1 フレーム目の組織画像データの座標系に一致させるための補正量を算出する。そして、特定機能 1 6 1 は、算出した補正量を用いて、N フレーム目の造影画像データの座標系を補正する。

【 0 0 3 8 】

このように、特定機能 1 6 1 は、N - 1 フレーム目と N フレーム目との間における組織の動き（位置ずれ）を、N フレーム目の造影画像データから除く補正を行う。これにより、特定機能 1 6 1 は、略リアルタイムで連続的に撮像される各フレームの造影画像データの組織の動きを、1 フレーム目の組織の位置を基準として補正する。

【 0 0 3 9 】

なお、上記の説明では、フィルタ処理によって得られた基本波成分に基づく組織画像データを用いて処理を行う場合を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、PM 法により造影画像データが生成される場合には、PM 法で得られる反射波デ

10

20

30

40

50

ータから生成された組織画像データであってもよい。例えば、PM法において、 $(-1, 1)$ の2回の送信により反射波データが得られる場合には、「1」の送信による反射波データから得られるBモード画像データを、上記の組織画像データとして利用しても良い。若しくは、「1」の送信による反射波データから $(-1)$ の送信による反射波データを減算した減算信号から得られるBモード画像データを、上記の組織画像データとして利用しても良い。

#### 【0040】

また、上記の例では、1フレーム目の組織の位置を基準として補正す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、Nフレーム目の組織の位置を基準として他のフレームの組織の位置を補正する場合であっても良い。

10

#### 【0041】

次に、特定機能161は、固定位置に基づく高調波成分を除去する。ここで、固定位置に基づく高調波成分とは、例えば、被検体Pの組織（固定組織）に由来する高調波成分や、体内で停滞してしまったバブル（停滞バブル）に由来する高調波成分を指す。例えば、肝臓組織では、バブルがクッパー細胞に取り込まれて固定化し、停滞バブルとなることが知られている。このため、特定機能161は、固定位置に基づく高調波成分を造影画像データから除去する。

#### 【0042】

例えば、特定機能161は、組織の動きを補正後の造影画像データについて、フレーム方向の信号の統計的な処理に基づいて、固定位置に基づく高調波成分を除去する。一例としては、特定機能161は、Nフレーム目からN-10フレーム目までの造影画像データにおける各画素の値（信号値）の分散を算出する。ここで、算出された分散値が高い場合には、その画素における信号値が経時的に変化していることを表しているため、その画素の高調波成分は移動体（つまりバブル）に基づいていると判断される。一方、算出された分散値が低い場合には、その画素における信号値が経時的に変化していないことを表しているため、その画素の高調波成分は固定位置に基づくと判断される。そこで、特定機能161は、算出された分散値と閾値とを比較し、閾値より低い分散値が算出された画素の高調波成分を固定位置に基づく高調波成分として除去する。

20

#### 【0043】

このように、特定機能161は、組織の動きを補正後の造影画像データから、固定位置に基づく高調波成分を除去する。なお、上記の説明では、Nフレーム目からN-10フレーム目までの信号値を用いて分散値を算出す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、特定機能161は、任意のフレーム数の信号値を用いて分散値を算出してもよい。また、例えば、特定機能161は、任意の2つのフレームの信号値を用いて分散値を算出しても良い。例えば、特定機能161は、Nフレーム目とN-10フレーム目の2つのフレームにおける信号値を用いて分散値を算出しても良い。なお、2つのフレームを用いて分散値を算出する場合には、連続する2つのフレームではなく、数フレーム程度離れた2つのフレームのデータが用いられるのが好ましい。

30

#### 【0044】

また、上記の説明では、フレーム方向の信号の統計的な処理として、複数フレームにおける信号値の分散値を算出して比較す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、特定機能161は、分散値に代えて、標準偏差や標準誤差などのばらつきを表す統計値を算出し、閾値との比較に用いても良い。

40

#### 【0045】

そして、特定機能161は、バブルの位置を特定する。例えば、特定機能161は、固定位置に基づく高調波成分を除去した造影画像データを生成することで、バブルの位置（バブル位置）を特定する。

#### 【0046】

図2は、第1の実施形態に係る特定機能161の処理を説明するための図である。図2には、組織の動きが補正され、固定位置に基づく高調波成分が除去された造影画像データ

50

を例示する。図 2 において、黒丸印は、バブル位置を示す。

【 0 0 4 7 】

図 2 に示すように、特定機能 1 6 1 は、造影画像データが生成されるごとに、組織の動きが補正され、固定位置に基づく高調波成分が除去された造影画像データを生成する。例えば、特定機能 1 6 1 は、N フレーム目の造影画像データが生成されると、N フレーム目の造影画像データから組織の動きを補正し、固定位置に基づく高調波成分を除去することで、図 2 に示す造影画像データを生成する。そして、特定機能 1 6 1 は、生成した造影画像データにおいて、閾値以上の輝度を有する画素の位置（座標）を、バブル位置として特定する。図 2 に示す例では、特定機能 1 6 1 は、黒丸印で示される位置をバブル位置として特定する。なお、造影画像データにおいて、バブルの位置を強調するフィルタ処理によって得られた画素値や信号強度に閾値判定を行なっても良い。

10

【 0 0 4 8 】

このように、特定機能 1 6 1 は、バブル位置を特定する。なお、上記の説明では、特定機能 1 6 1 により生成される造影画像データを例示したが、例示の造影画像データをディスプレイ 1 0 3 に表示することに限定されるものではない。つまり、特定機能 1 6 1 の処理は、造影画像データをディスプレイ 1 0 3 に表示しなくとも、処理回路 1 6 0 の内部処理として実行可能である。

【 0 0 4 9 】

設定機能 1 6 2 は、第 1 医用画像における造影剤の位置を参照することにより、第 2 医用画像に探索範囲を設定する。例えば、設定機能 1 6 2 は、前のフレームのバブル位置に基づいて、現在のフレームに探索範囲を設定する。なお、設定機能 1 6 2 は、設定部の一例である。

20

【 0 0 5 0 】

図 3 は、第 1 の実施形態に係る設定機能 1 6 2 の処理を説明するための図である。なお、図 3 に示す N - 1 フレーム目及び N フレーム目の造影画像データには、それぞれ 3 つのバブルが描出されている。また、N - 1 フレーム目の造影画像データに描出されたバブルには、バブル ID 「 1 」、「 2 」、及び「 3 」が付与されている。なお、バブル ID は、バブルを識別するための識別番号である。

【 0 0 5 1 】

図 3 に示すように、設定機能 1 6 2 は、N フレーム目の造影画像データにおいて、N - 1 フレーム目の各バブル位置に対応する位置をそれぞれ特定する。そして、設定機能 1 6 2 は、特定した各位置を中心とする所定の大きさ及び形状を有する範囲を、探索範囲として設定する。

30

【 0 0 5 2 】

具体的には、設定機能 1 6 2 は、N - 1 フレーム目のバブル ID 「 1 」の座標を取得する。そして、設定機能 1 6 2 は、N フレーム目の造影画像データにおいて、取得したバブル ID 「 1 」の座標に対応する位置を、位置 P 1 として特定する。そして、設定機能 1 6 2 は、位置 P 1 を中心とする所定の大きさの矩形範囲を、探索範囲 R 1 として設定する。また、設定機能 1 6 2 は、N - 1 フレーム目のバブル ID 「 2 」の座標を取得する。そして、設定機能 1 6 2 は、N フレーム目の造影画像データにおいて、取得したバブル ID 「 2 」の座標に対応する位置を、位置 P 2 として特定する。そして、設定機能 1 6 2 は、位置 P 2 を中心とする所定の大きさの矩形範囲を、探索範囲 R 2 として設定する。また、設定機能 1 6 2 は、N - 1 フレーム目のバブル ID 「 3 」の座標を取得する。そして、設定機能 1 6 2 は、N フレーム目の造影画像データにおいて、取得したバブル ID 「 3 」の座標に対応する位置を、位置 P 3 として特定する。そして、設定機能 1 6 2 は、位置 P 3 を中心とする所定の大きさの矩形範囲を、探索範囲 R 3 として設定する。

40

【 0 0 5 3 】

このように、設定機能 1 6 2 は、N - 1 フレーム目のバブル位置に基づいて、N フレーム目の造影画像データに探索範囲を設定する。なお、上記の説明はあくまで一例であり、これに限定されるものではない。例えば、探索範囲の中心位置は、必ずしも N - 1 フレーム

50

ム目のバブル位置に一致していなくても良い。また、例えば、探索範囲の大きさ及び形状は、任意に設定されても良い。また、上記の説明では、造影画像データ上に探索範囲を設定する場合を例示したが、造影画像データをディスプレイ 103 に表示することに限定されるものではない。つまり、設定機能 162 の処理は、造影画像データをディスプレイ 103 に表示しなくとも、処理回路 160 の内部処理として実行可能である。

【0054】

演算機能 163 は、第 1 医用画像及び第 2 医用画像それぞれにおける造影剤の位置に基づいて、造影剤の移動を表すベクトルを算出する。演算機能 163 は、探索範囲内における造影剤の位置と、探索範囲を設定するために参照した造影剤の位置に基づいてベクトルを算出する。なお、演算機能 163 は、演算部の一例である。

10

【0055】

まず、演算機能 163 は、バブルの追跡処理（トラッキング）を行う。この追跡処理は、N - 1 フレーム目のバブル位置と、N フレーム目のバブル位置との間の対応関係を推定することで、各バブルが移動したのか、消滅したのか、若しくは新規に出現したのかを識別する処理である。

【0056】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る演算機能 163 の処理を説明するための図である。図 4 の左図には、設定機能 162 によって探索範囲 R1 ~ R3 が設定された N フレーム目の造影画像データを例示する。

【0057】

20

図 4 の左図に示すように、探索範囲 R1 の中にはバブルが存在しない。ここで、探索範囲 R1 は、N - 1 フレーム目のバブル ID「1」の位置に対応する位置 P1 を中心として設定された範囲である。この場合、演算機能 163 は、N - 1 フレーム目のバブル ID「1」に対応するバブルが N フレーム目に存在しないと識別する。言い換えると、演算機能 163 は、N - 1 フレーム目のバブル ID「1」のバブルが、N フレーム目において消滅したものと識別する。この結果、演算機能 163 は、N - 1 フレーム目のバブル ID「1」を消滅させる。

【0058】

また、探索範囲 R2 の中にはバブルが一つ存在する。ここで、探索範囲 R2 は、N - 1 フレーム目のバブル ID「2」の位置に対応する位置 P2 を中心として設定された範囲である。この場合、演算機能 163 は、探索範囲 R2 の中のバブルが、N - 1 フレーム目のバブル ID「2」に対応するバブルであると識別する。言い換えると、演算機能 163 は、探索範囲 R2 の中のバブルが、位置 P2 から移動したバブルであると識別する。この結果、演算機能 163 は、N - 1 フレーム目のバブル ID「2」を、探索範囲 R2 の中のバブルに割り当てる（図 4 の右図参照）。

30

【0059】

また、探索範囲 R3 の中にはバブルが一つ存在する。ここで、探索範囲 R3 は、N - 1 フレーム目のバブル ID「3」の位置に対応する位置 P3 を中心として設定された範囲である。この場合、演算機能 163 は、探索範囲 R3 の中のバブルが、N - 1 フレーム目のバブル ID「3」に対応するバブルであると識別する。言い換えると、演算機能 163 は、探索範囲 R3 の中のバブルが、位置 P3 から移動したバブルであると識別する。この結果、演算機能 163 は、N - 1 フレーム目のバブル ID「3」を、探索範囲 R3 の中のバブルに割り当てる（図 4 の右図参照）。

40

【0060】

また、探索範囲 R1 ~ R3 のいずれにも含まれないバブルが存在する場合、演算機能 163 は、このバブルは、N フレーム目において新規に出現したバブルであると識別する。図 4 の例では、N フレーム目の右下のバブルがいずれの探索範囲にも含まれないバブルである。この場合、演算機能 163 は、N フレーム目の右下のバブルが新規に出現したバブルであると識別する。この結果、演算機能 163 は、新規のバブル ID「4」を発番し、新規に出現したバブルに割り当てる。

50

## 【 0 0 6 1 】

なお、探索範囲の中にバブルが二つ以上存在する場合もある。この場合、演算機能 1 6 3 は、探索範囲を設定するために参照した N - 1 フレーム目のバブル位置との距離が最も近い位置のバブル、若しくは形状が最も類似するバブルを、N - 1 フレーム目から移動したバブル（移動後のバブル）と識別すればよい。或いは、演算機能 1 6 3 は、距離と形状に基づくスコアが最も優れたバブルを、N - 1 フレーム目から移動したバブルと識別してもよい。

## 【 0 0 6 2 】

また、探索範囲の中にバブルが一つしか存在しない場合においても、N - 1 フレーム目と N フレーム目のバブルの形状を比較する処理を行っても良い。この場合、類似度が低い（所定の閾値未満）の場合には、両者を異なるバブルであると識別する。この場合、演算機能 1 6 3 は、N - 1 フレーム目のバブルは消滅したものと識別し、N フレーム目のバブルは新規に出現したバブルであると識別する。

## 【 0 0 6 3 】

次に、演算機能 1 6 3 は、現在のフレームにおける造影剤の位置と、前のフレームにおける造影剤の位置とに基づいて、造影剤の移動を表すベクトルを算出する。例えば、演算機能 1 6 3 は、N - 1 フレームから N フレームにかけて継続してバブル ID が割り当てられたバブルについて、ベクトルを算出する。

## 【 0 0 6 4 】

図 4 に示す例では、バブル ID 「 2 」及び「 3 」のバブルは、N - 1 フレームから N フレームにかけて継続してバブル ID が割り当てられたバブルである。この場合、演算機能 1 6 3 は、図 4 の右図において、位置 P 2 を始点とし、N フレーム目のバブル ID 「 2 」の位置を終点とするベクトル V 1 を算出する。ここで、ベクトル V 1 は、バブルが移動した向きと、バブルが移動した移動速度とを示す。ここで、バブルの移動速度は、始点と終点との間の距離を実空間における長さ（ピッチサイズ）に変換し、フレーム間隔で除算することで算出される。バブル ID 「 3 」についても同様に、演算機能 1 6 3 は、位置 P 3 を始点とし、N フレーム目のバブル ID 「 3 」の位置を終点とするベクトル V 2 を算出する。すなわち、演算機能 1 6 3 は、第 1 時相と第 2 時相の間の時相差及びベクトルの実空間における長さから造影剤の移動速度を算出する。

## 【 0 0 6 5 】

このように、演算機能 1 6 3 は、バブルの移動を表すベクトルを算出する。なお、上記の説明はあくまで一例であり、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、上記の説明では、造影画像データ上でベクトルを算出する場合を例示したが、造影画像データをディスプレイ 1 0 3 に表示することに限定されるものではない。つまり、演算機能 1 6 3 の処理は、造影画像データをディスプレイ 1 0 3 に表示しなくとも、処理回路 1 6 0 の内部処理として実行可能である。

## 【 0 0 6 6 】

また、演算機能 1 6 3 は、第 1 時相又は第 2 時相と基準時相の間の時相差を算出する。例えば、演算機能 1 6 3 は、撮像開始時点から各バブルが検出された時点までの時間を、バブルの到達時間として算出する。この場合、各フレームの撮影時刻が到達時間に対応する。演算機能 1 6 3 は、各フレームにおいて各バブルが検出されるごとに、各バブルの到達時間を算出する。

## 【 0 0 6 7 】

なお、上記の説明では、撮像開始時点から各バブルの検出時点までを到達時間として算出す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、所定の時相を基準時相として指定し、指定された基準時相と現在のフレーム（時相）との間の経過時間を算出してもよい。例えば、演算機能 1 6 3 は、造影剤を注入後、バブルが最初に造影画像データ上に検出された時刻を基準時相とし、この基準時相からの経過時間を各バブルの到達時間として算出してもよい。

## 【 0 0 6 8 】

表示制御機能 164 は、ベクトルを示す形状を有するインジケータを、所定の医用画像上に表示させる。例えば、表示制御機能 164 は、演算機能 163 によって算出されたベクトルの向きを示す矢印形状を有するインジケータを、現在のフレームの組織画像データ上に重畳表示させる。なお、表示制御機能 164 は、表示制御部の一例である。

【0069】

図 5 A、図 5 B、及び図 5 C は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能 164 によるベクトルの表示例を説明するための図である。図 5 A ~ 図 5 C には、矢印形状を有するインジケータでベクトルを表示する場合の例を例示する。なお、図 5 A ~ 図 5 C では、前のフレームのバブル位置を破線丸印で示し、現在のフレームのバブル位置を黒丸印で示す。

【0070】

図 5 A に示す例では、表示制御機能 164 は、算出したベクトルを表す矢印 (Arrow) を、対応する位置に表示させる。つまり、表示制御機能 164 は、前のフレームのバブル位置を始点とし、現在のフレームのバブル位置を終点とする矢印で、算出したベクトルを表示する。この場合、矢印が示す方向は、ベクトルの方向に対応する。また、矢印の長さは、前のフレームから現在のフレームまでの間にバブルが移動した距離、つまりバブルが移動した移動速度に対応する。なお、ベクトルを表す矢印は、インジケータの一例である。

【0071】

図 5 B に示す例では、表示制御機能 164 は、前のフレームのバブル位置と現在のフレームのバブル位置との間の長さを有する矢印を、矢印の中心が現在のフレームのバブル位置に対応するように表示させる。この場合、矢印が示す方向は、ベクトルの方向に対応する。また、矢印の長さは、前のフレームから現在のフレームまでの間にバブルが移動した距離、つまりバブルが移動した移動速度に対応する。

【0072】

図 5 C に示す例では、表示制御機能 164 は、バブルの移動速度を表す色を有する所定の長さの矢印を、矢印の中心が現在のフレームのバブル位置に対応するように表示させる。この場合、矢印が示す方向は、ベクトルの方向に対応する。また、バブルの移動速度は、 $0^{\circ} \sim 360^{\circ}$  に応じた色が割り当てられたカラースケールによって表される。

【0073】

このように、表示制御機能 164 は、図 5 A ~ 図 5 C に示したベクトルの表示パターンのうち、任意の表示パターンを用いてベクトルを表示することができる。なお、上記の説明はあくまで一例であり、図 5 A ~ 図 5 C の内容に限定されるものではない。例えば、ベクトルから得られる情報は、矢印 (Arrow) に限らず、例えば、点や線 (線分) によって表示されてもよい。具体的には、表示制御機能 164 は、ベクトルから得られる向き又は移動速度に応じた色を点や線に割り当てて表示してもよいし、移動速度に応じた長さの線で表示してもよい。なお、点で表示する場合には、表示制御機能 164 は、現在のフレームにおけるバブル位置に点を表示するのが好ましい。また、線で表示する場合には、表示制御機能 164 は、現在のフレームにおけるバブルの位置に線を中心点を表示してもよいし、前のフレームのバブルの位置と現在のフレームのバブルの位置とを結ぶ線として表示してもよい。

【0074】

図 6 A、図 6 B、及び図 6 C は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能 164 により表示される表示画像の一例を説明するための図である。図 6 A ~ 図 6 C には、3 つの血管が描出される背景画像 (例えば組織画像データ) 上で、図 5 A の矢印形状で表示する場合を例示する。また、図 6 A ~ 図 6 C には、連続する 3 フレーム分の表示画面の遷移を例示する。また、図 6 A ~ 図 6 C では、前のフレームで算出されたベクトルを現在のフレームにも保持して表示させる機能 (ホールド機能) について説明する。

【0075】

図 6 A に示す例では、ホールド機能を適用しない場合 (Hold Off) の表示画像の遷移を例示する。この場合、各フレームの表示画像では、各フレームにおいて算出され

10

20

30

40

50

たベクトルが表示される。

【0076】

図6Aに示すように、表示制御機能164は、「Frame 1」の表示画像、「Frame 2」の表示画像、及び「Frame 3」の表示画像を順に表示させる。「Frame 1」の表示画像には、矢印10、矢印20、及び矢印30が表示される。矢印10、矢印20、及び矢印30は、「Frame 1」の表示画像と、前のフレーム（図示しない「Frame 0」）の表示画像とを用いて算出されたベクトルを表す。

【0077】

また、「Frame 2」の表示画像には、矢印11、矢印31、及び矢印40が表示される。矢印11、矢印31、及び矢印40は、「Frame 2」の表示画像と、「Frame 1」の表示画像とを用いて算出されたベクトルを表す。

10

【0078】

また、「Frame 3」の表示画像には、矢印12及び矢印41が表示される。矢印12及び矢印41は、「Frame 3」の表示画像と、「Frame 2」の表示画像とを用いて算出されたベクトルを表す。

【0079】

図6Bに示す例では、ホールド機能「All Hold」が適用される場合の表示画像の遷移を例示する。この場合、各フレームの表示画像では、各フレームにおいて算出されたベクトルと、過去の全てのフレームにおいて算出されたベクトルとが表示される。

【0080】

20

図6Bに示すように、表示制御機能164は、「Frame 1」の表示画像、「Frame 2」の表示画像、及び「Frame 3」の表示画像を順に表示させる。「Frame 1」の表示画像には、矢印10、矢印20、及び矢印30が表示される。矢印10、矢印20、及び矢印30は、「Frame 1」の表示画像と、前のフレーム（図示しない「Frame 0」）の表示画像とを用いて算出されたベクトルを表す。

【0081】

また、「Frame 2」の表示画像には、矢印10、矢印11、矢印20、矢印30、矢印31、及び矢印40が表示される。このうち、矢印11、矢印31、及び矢印40は、「Frame 2」の表示画像と、「Frame 1」の表示画像とを用いて算出されたベクトルを表す。また、破線で囲まれる矢印10、矢印20、及び矢印30は、「Frame 1」の表示画像から保持されたベクトルである。

30

【0082】

ここで、矢印10の終点の位置と、矢印11の始点の位置とが一致しており、矢印10及び矢印11が繋がった状態で表示される。これは、繋がって表示される矢印10及び矢印11が、一つのバブルの移動を表すことを示す。言い換えると、繋がって表示される矢印10及び矢印11は、前のフレームで矢印10の向き及び移動速度で移動したバブルが、現在のフレームでは矢印11の向き及び移動速度で移動したことを表す。同様に、繋がって表示される矢印30及び矢印31は、前のフレームで矢印30の向き及び移動速度で移動したバブルが、現在のフレームでは矢印31の向き及び移動速度で移動したことを表す。すなわち、表示制御機能164は、前のフレームの矢印10及び矢印30を保持して現在のフレームに表示（累積表示）させることで、時系列に沿ったバブルの軌跡を表示させることができる。

40

【0083】

なお、「Frame 2」において算出されたベクトルに対応する矢印40は、前のフレームから保持されたいずれの矢印にも繋がっていない。これは、矢印40に対応するバブルが「Frame 1」において新規に出現したバブルであり、「Frame 2」において1回目の移動をしたバブルであることを示す。

【0084】

また、「Frame 3」の表示画像には、矢印10、矢印11、矢印12、矢印20、矢印30、矢印31、矢印40、及び矢印41が表示される。このうち、矢印12及び

50

矢印 4 1 は、「Frame 3」の表示画像と、「Frame 2」の表示画像とを用いて算出されたベクトルを表す。また、破線で囲まれる矢印 1 0、矢印 1 1、矢印 2 0、矢印 3 0、矢印 3 1、及び矢印 4 0 は、「Frame 2」の表示画像から保持されたベクトルである。

【0085】

ここで、繋がって表示される矢印 1 0、矢印 1 1、及び矢印 1 2 は、矢印 1 0 及び矢印 1 1 に沿って移動してきたバブルが、現在のフレームにおいて矢印 1 2 の向き及び移動速度で移動したことを表す。同様に、繋がって表示される矢印 4 0 及び矢印 4 1 は、前のフレームで矢印 4 0 の向き及び移動速度で移動したバブルが、現在のフレームでは矢印 4 1 の向き及び移動速度で移動したことを表す。すなわち、表示制御機能 1 6 4 は、前のフレームの矢印 1 0、矢印 1 1、及び矢印 4 0 を保持して現在のフレームに表示させることで、時系列に沿ったバブルの軌跡を表示させることができる。

10

【0086】

図 6 C に示す例では、ホールド機能「Bubble Hold」が適用される場合の表示画像の遷移を例示する。この場合、各フレームの表示画像では、現在のフレームにおいて算出された矢印（ベクトル）と、現在のフレームの矢印に繋がる矢印とが表示される。

【0087】

図 6 C に示すように、表示制御機能 1 6 4 は、「Frame 1」の表示画像、「Frame 2」の表示画像、及び「Frame 3」の表示画像を順に表示する。ここで、「Frame 1」の表示画像には、矢印 1 0、矢印 2 0、及び矢印 3 0 が表示される。矢印 1 0、矢印 2 0、及び矢印 3 0 は、「Frame 1」の表示画像と、前のフレーム（図示しない「Frame 0」）の表示画像とを用いて算出されたベクトルを表す。

20

【0088】

また、「Frame 2」の表示画像には、矢印 1 0、矢印 1 1、矢印 3 0、矢印 3 1、及び矢印 4 0 が表示される。矢印 1 1、矢印 3 1、及び矢印 4 0 は、「Frame 2」の表示画像と、「Frame 1」の表示画像とを用いて算出されたベクトルを表す。また、矢印 1 0 及び矢印 3 0 は、「Frame 1」の表示画像から保持されたベクトルである。

【0089】

ここで、「Bubble Hold」では、「All Hold」（図 6 B）の場合と比較して、矢印 2 0 が表示されない点が異なる。これは、矢印 2 0 に対応するバブルが現在のフレームにおいて消失したことを示す。言い換えると、表示制御機能 1 6 4 は、現在のフレームにおいて算出されたベクトルに対応する矢印 1 1、矢印 3 1、及び矢印 4 0 にそれぞれ繋がる矢印を表示させ、矢印 1 1、矢印 3 1、及び矢印 4 0 のいずれにも繋がらない矢印を削除する（非表示とする）。具体的には、表示制御機能 1 6 4 は、矢印 1 1 に繋がる矢印 1 0 を表示させるとともに、矢印 3 1 に繋がる矢印 3 0 を表示させる。また、「Frame 1」の矢印 2 0 は、矢印 1 1、矢印 3 1、及び矢印 4 0 のいずれにも繋がらない矢印である。このため、表示制御機能 1 6 4 は、「Frame 1」の矢印 2 0 を保持せずに削除する。これにより、表示制御機能 1 6 4 は、現在のフレームで消失したバブルを、矢印の削除により表すことができる。すなわち、表示制御機能 1 6 4 は、バブルの軌跡を表示させるとともに、バブルの消失を表現することができる。

30

40

【0090】

また、「Frame 3」の表示画像には、矢印 1 0、矢印 1 1、矢印 1 2、矢印 4 0、及び矢印 4 1 が表示される。矢印 1 2 及び矢印 4 1 は、「Frame 3」の表示画像と、「Frame 2」の表示画像とを用いて算出されたベクトルを表す。ここで、矢印 1 0、矢印 1 1、及び矢印 4 0 は、「Frame 2」の表示画像から保持されたベクトルである。

【0091】

すなわち、表示制御機能 1 6 4 は、現在のフレームにおいて算出されたベクトルに対応する矢印 1 2 及び矢印 4 1 にそれぞれ繋がる矢印を表示させ、矢印 1 2 及び矢印 4 1 のい

50



ずれにも繋がらない矢印を削除する。具体的には、表示制御機能 164 は、矢印 12 に繋がる矢印 10 及び 11 を表示させるとともに、矢印 41 に繋がる矢印 40 を表示させる。また、「Frame 2」の矢印 30 及び 31 は、矢印 12 及び矢印 41 のいずれにも繋がらない矢印である。このため、表示制御機能 164 は、「Frame 2」の矢印 30 及び 31 を保持せずに削除する。これにより、表示制御機能 164 は、矢印 12 及び矢印 41 に対応するバブルの軌跡を表示させるとともに、消失したバブル（矢印 30 及び 31 に対応するバブル）を削除（非表示）により表すことができる。

#### 【0092】

このように、表示制御機能 164 は、各ベクトルを表すインジケータを、現在の医用画像データ（組織画像データ）上に表示させる。なお、上記の説明はあくまで一例であり、これに限定されるものではない。例えば、図 6A～図 6C では、各インジケータが、背景画像である組織画像データ上に表示される場合を示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、表示制御機能 164 は、組織画像データに限らず、THI（Tissue Harmonic Imaging）法による画像データなど、任意の医用画像データを背景画像として用いることができる。また、表示制御機能 164 は、必ずしも背景画像を表示しなくてもよい。この場合、表示制御機能 164 は、走査範囲を示す枠線内にインジケータを表示してもよい。なお、背景画像を表示する場合には、特定機能 161 によって算出される組織の動きの補正量を用いて、背景画像の座標系を補正するのが好適である。

#### 【0093】

次に、表示制御機能 164 が、矢印形状とは異なる形状のインジケータを用いてベクトルを表示する場合の表示例について説明する。ここでは、表示制御機能 164 が、矢印形状とは異なる形状として、点で表されるインジケータを用いてベクトルを表示する場合を説明する。

#### 【0094】

図 7A、図 7B、及び図 7C は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能 164 により表示される表示画像の一例を説明するための図である。図 7A には、バブルの移動速度を表す色が割り当てられた点をインジケータとして表示する場合を例示する。図 7B には、バブルの基準時相からの時相差（到達時間）を表す色が割り当てられた点をインジケータとして表示する場合を例示する。図 7C には、バブルが移動した向きを表す色が割り当てられた点をインジケータとして表示する場合を例示する。なお、図 7A～図 7C には、3つの血管が描出される背景画像上で、図 6B の「All Hold」によって各インジケータが表示される場合を例示する。

#### 【0095】

図 7A に示すように、表示制御機能 164 は、バブルの移動速度を表す色が割り当てられた点 51、点 52、点 53、点 54、点 55、点 56、点 57、点 58、及び点 59 を表示させる。また、表示制御機能 164 は、バブルの移動速度に対応するカラースケール（Velocity）を表示させる。ここで、点 51、点 52、点 53、及び点 54 に対応する各バブルは、他のバブル（点 55、点 56、点 57、点 58、及び点 59 に対応する各バブル）よりも移動速度が速い。このため、点 51、点 52、点 53、及び点 54 に対応する各バブルは、他のバブルよりも速い移動速度に対応する色が割り当てられる。また、点 55 及び点 56 に対応する各バブルは、他のバブル（点 51、点 52、点 53、点 54、点 57、点 58、及び点 59 に対応する各バブル）よりも移動速度が遅い。このため、点 55 及び点 56 に対応する各バブルは、他のバブルよりも遅い移動速度に対応する色が割り当てられる。また、点 57、点 58、及び点 59 に対応する各バブルは、点 51～点 54 に対応する各バブルよりも移動速度が遅く、点 55 及び点 56 に対応する各バブルよりも移動速度が速い。このため、点 57、点 58、及び点 59 に対応する各バブルは、点 51～点 54 に対応する各バブルよりも遅い移動速度に対応する色であって、点 55 及び点 56 に対応する各バブルよりも速い移動速度に対応する色が割り当てられる。

#### 【0096】

図 7B に示すように、表示制御機能 164 は、バブルの到達時間を表す色が割り当てら

れた点 6 1、点 6 2、点 6 3、点 6 4、点 6 5、点 6 6、点 6 7、点 6 8、及び点 6 9 を表示させる。また、表示制御機能 1 6 4 は、バブルの到達時間に対応するカラースケール (Arrival Time) を表示させる。図 7 に示す例では、点 6 1、点 6 5、及び点 6 7 は、1 番目のフレームにおいて検出されたバブルである。また、点 6 2、点 6 6、及び点 6 8 は、2 番目のフレームにおいて検出されたバブルである。また、点 6 3 及び点 6 9 は、3 番目のフレームにおいて検出されたバブルである。また、点 6 4 は、4 番目のフレームにおいて検出されたバブルである。この場合、表示制御機能 1 6 4 は、1 番目、2 番目、3 番目、4 番目の各フレームにおいて各バブルが検出された時間に対応する色を、各バブルに割り当てて表示させる。

#### 【0097】

図 7 C に示すように、表示制御機能 1 6 4 は、バブルが移動した向きを表す色が割り当てられた点 7 1、点 7 2、点 7 3、点 7 4、点 7 5、点 7 6、点 7 7、点 7 8、及び点 7 9 を表示させる。また、表示制御機能 1 6 4 は、バブルが移動した向きに対応するカラースケール (Direction) を表示させる。ここで、点 7 1、点 7 2、点 7 3、及び点 7 4 に対応する各バブルは、図中の上の方へ移動するバブルである。このため、点 7 1、点 7 2、点 7 3、及び点 7 4 に対応する各バブルは、図中の上の方に対応する色が割り当てられる。また、点 7 5 及び点 7 6 に対応する各バブルは、図中の左上の方へ移動するバブルである。このため、点 7 5 及び点 7 6 に対応する各バブルは、図中の左上の方に対応する色が割り当てられる。また、点 7 7、点 7 8、及び点 7 9 に対応する各バブルは、図中の下の方へ移動するバブルである。このため、点 7 7、点 7 8、及び点 7 9 に対応する各バブルは、図中の下の方に対応する色が割り当てられる。

#### 【0098】

このように、表示制御機能 1 6 4 は、演算機能 1 6 3 によって算出されたベクトルを、矢印、点などの各種の形状を有するインジケータ、若しくは移動速度、向き、及び到達時間などの各種のパラメータに応じた色を有するインジケータを表示させる。なお、上記の説明では、各種の表示例を説明したが、表示制御機能 1 6 4 は、上述した表示例のうち少なくともいずれか一つの表示形態にてベクトルに関する情報を表示すればよい。

#### 【0099】

図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 における処理手順を説明するためのフローチャートである。図 8 に示す処理手順は、例えば、表示要求を操作者から受け付けた場合に、開始される。

#### 【0100】

図 8 に示すように、例えば、入力装置 1 0 2 が表示要求を操作者から受け付けると (ステップ S 1 0 1 肯定)、処理回路 1 6 0 は、ステップ S 1 0 2 以降の処理を開始する。なお、表示要求を受け付けるまで (ステップ S 1 0 1 否定)、処理回路 1 6 0 は、以下の処理を開始せず、待機状態である。

#### 【0101】

表示要求を受け付けると、送受信回路 1 1 0 は、医用画像を撮像する (ステップ S 1 0 2)。例えば、送受信回路 1 1 0 は、処理回路 1 6 0 の制御により、超音波画像データを撮像するための超音波走査を超音波プローブ 1 0 1 に実行させる。そして、信号処理回路 1 2 0 及び画像生成回路 1 3 0 は、送受信回路 1 1 0 によって収集された反射波データを用いて、造影画像データ及び組織画像データを略リアルタイムに撮像する。

#### 【0102】

続いて、特定機能 1 6 1 は、組織の動きを補正する (ステップ S 1 0 3)。例えば、特定機能 1 6 1 は、N フレーム目の組織画像データの座標系を N - 1 フレーム目の組織画像データの座標系に一致させるための補正量を算出する。そして、特定機能 1 6 1 は、算出した補正量を用いて、N フレーム目の造影画像データの座標系を補正する。

#### 【0103】

そして、特定機能 1 6 1 は、固定位置に基づく高調波成分を除去する (ステップ S 1 0 4)。例えば、特定機能 1 6 1 は、組織の動きを補正後の造影画像データについて、フレ

10

20

30

40

50

ーム方向の信号の統計的な処理に基づいて、固定位置に基づく高調波成分を除去する。

【0104】

そして、特定機能161は、造影剤（バブル）の位置を特定する（ステップS105）。例えば、特定機能161は、固定位置に基づく高調波成分を除去した造影画像データを生成することで、バブル位置を特定する。

【0105】

そして、設定機能162は、前のフレームの造影剤の位置に基づいて、現在のフレームに探索範囲を設定する（ステップS106）。例えば、設定機能162は、N-1フレーム目のバブル位置に基づいて、Nフレーム目の造影画像データに探索範囲を設定する。

【0106】

そして、演算機能163は、探索範囲内の造影剤の位置と、前のフレームの造影剤の位置とに基づいて、造影剤の移動を表すベクトルを算出する（ステップS107）。例えば、演算機能163は、N-1フレームからNフレームにかけて継続してバブルIDが割り当てられたバブルについて、ベクトルを算出する。

【0107】

そして、表示制御機能164は、ベクトルを示すインジケータを、医用画像上に表示させる（ステップS108）。例えば、表示制御機能164は、演算機能163によって算出されたベクトルを、矢印、点などの各種の形状を有するインジケータ、若しくは移動速度、向き、及び到達時間などの各種のパラメータに応じた色を有するインジケータを表示させる。また、例えば、表示制御機能164は、ベクトルを示すインジケータを、組織画像データなどの背景画像上に表示させる。

【0108】

そして、処理回路160は、撮像が終了されたか否かを判定する（ステップS109）。処理回路160は、撮像が終了されるまで（ステップS109否定）、ステップS102の処理へ移行して、ステップS102～ステップS108の処理を繰り返し実行する。そして、撮像が終了された場合には（ステップS109肯定）、処理回路160は、図8の処理手順を終了する。

【0109】

なお、上記の説明はあくまで一例であり、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、ステップS103及びステップS104の処理は、必ずしも実行されなくてもよい。また、略リアルタイムの処理ではなく、撮影済みの超音波画像データを用いて事後的に処理を行う場合には、ステップS102の医用画像を撮像する処理は実行されない。

【0110】

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において、特定機能161は、各フレームの超音波画像データにおける造影剤の位置を特定する。そして、演算機能163は、特定された各フレームにおける造影剤の位置に基づいて、造影剤の移動を表すベクトルを算出する。そして、表示制御機能164は、算出されたベクトルを示す形状を有するインジケータを、所定の背景画像上に表示させる。これによれば、超音波診断装置1は、造影剤の流れを描出することができる。例えば、超音波診断装置1は、造影エコー法にて造影剤として用いられるバブルの一つ一つをトラッキングすることで、造影剤が流れる向き及び移動速度を定量的に表示することができる。

【0111】

例えば、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、血管を全体的に描出する従来の造影エコー法やMFI（Micro Flow Imaging）とは異なり、造影剤として用いられるバブルの一つ一つをトラッキングする。これにより、超音波診断装置1は、造影剤であるバブルが流れる向き及び移動速度をベクトルとして定量的に表示することができる。

【0112】

また、例えば、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、ベクトルを表す矢印を繋げて表示することで、複数フレームにわたって移動する造影剤の流れの軌跡を表示することができる。これにより、例えば、超音波診断装置1は、腫瘍組織への血流の流入や流出を

10

20

30

40

50

描出することができる。腫瘍組織への血流の流入や流出を明確にすることで、例えば、肝動脈塞栓術における治療箇所の特定制や、腫瘍の種類の特定制での活用が期待される。

#### 【0113】

(第2の実施形態)

第2の実施形態では、更に、速度、時間、若しくは方向に関する条件を設定することで、設定された条件を満たすバブルを選択的に表示させる場合を説明する。

#### 【0114】

図9は、第2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。第2の実施形態に係る超音波診断装置1は、図1に例示した超音波診断装置1と同様の構成を備え、処理回路160が条件設定機能165を更に備える点と、表示制御機能164の処理の一部が相違する。そこで、第2の実施形態では、第1の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第1の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、図1と同一の符号を付し、説明を省略する。

#### 【0115】

条件設定機能165は、例えば、速度、時間、若しくは方向に関する条件を設定する。例えば、条件設定機能165は、表示画像に表示されるバブルの移動速度の範囲(下限値及び上限値)を指定する旨の操作を操作者から受け付けて、受け付けた操作にて指定された移動速度の範囲を設定する。

#### 【0116】

そして、表示制御機能164は、バブルの移動速度、到達時間、若しくは移動した向きが、条件設定機能165によって設定された条件を満たす場合に、バブルに関するインジケータを表示させる。例えば、表示制御機能164は、条件設定機能165によって設定された移動速度の範囲内に含まれる移動速度のバブルについて、インジケータを表示させる。

#### 【0117】

図10は、第2の実施形態に係る条件設定機能165の処理を説明するための図である。図10の上図には、バブルの移動速度を表す色が割り当てられた点をインジケータとして表示する場合を例示する(図7Aと同様)。なお、図10の上図では、速度に関する条件として、移動速度の下限値「0.0」及び上限値「10.0」が設定されている場合を例示する。

#### 【0118】

図10に示すように、操作者が速度条件を変更する指示を入力すると、条件設定機能165は、入力された指示に応じて速度条件を変更する。ここで、例えば、移動速度の範囲の下限値が「0.0」から「3.0」に上昇させる変更が行われると、条件設定機能165は、移動速度の範囲の下限値を「0.0」から「3.0」に上昇させる変更を行う。

#### 【0119】

そして、表示制御機能164は、速度条件の変更に応じて、バブルの移動速度に対応するカースケールを変更する。図10に示す例では、表示制御機能164は、カースケールの下限値を「0.0」から「3.0」に上昇させる変更を行う。また、表示制御機能164は、変更後のカースケールを用いて、各点に割り当てられる色を変更する。例えば、点55及び点56の移動速度が「3.0」より低い値であって場合には、図10の下図に示すように、表示制御機能164は、点55及び点56を非表示とする。また、表示制御機能164は、点51、点52、点53、点54、点57、点58、及び点59に割り当てられる色を変更する。

#### 【0120】

このように、条件設定機能165は、速度に関する条件を設定する。そして、表示制御機能164は、バブルの移動速度が設定された条件を満たす場合に、バブルに関するインジケータを表示させる。なお、上記の説明では、一例として、速度に関する条件が設定される場合を説明したが、これに限らず、例えば、時間、若しくは方向に関する条件が設定される場合にも同様である。また、図10では、下限値及び上限値が設定される場合を説

10

20

30

40

50

明したが、これに限らず、下限値及び上限値のうちいずれか一方のみが設定される場合であっても良い。

#### 【0121】

すなわち、第2の実施形態に係る超音波診断装置1において、条件設定機能165は、速度に関する条件を設定する。そして、特定機能161は、第1時相に対応する第1医用画像及び第2時相に対応する第2医用画像それぞれにおける造影剤の位置を特定する。そして、演算機能163は、第1医用画像及び第2医用画像それぞれにおける造影剤の位置に基づいて、造影剤の移動を表すベクトルを算出し、第1時相と第2時相の間の時相差及びベクトルの実空間における長さから造影剤の移動速度を算出する。そして、表示制御機能164は、移動速度が条件を満たす場合に、第1医用画像又は第2医用画像における造影剤の位置を示すインジケータを、所定の医用画像上に表示させる。これによれば、超音波診断装置1は、所望の条件を満たす移動速度のバブルを表示させることができる。

10

#### 【0122】

(第3の実施形態)

第3の実施形態では、ベクトルを算出することなく到達時間を表すインジケータを表示する場合を説明する。

#### 【0123】

図11は、第3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。第3の実施形態に係る超音波診断装置1は、図1に例示した超音波診断装置1と同様の構成を備え、処理回路160が設定機能162及び演算機能163を備えない点と、表示制御機能164における処理の一部が相違する。そこで、第3の実施形態では、第1の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第1の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、図1と同一の符号を付し、説明を省略する。

20

#### 【0124】

表示制御機能164は、第1時相と基準時相の間の時相差を表す第1の色を有し、第1医用画像における造影剤の位置を示す第1インジケータと、第2時相と基準時相の間の時相差を表す第2の色を有し、第2医用画像における前記造影剤の位置を示す第2インジケータを、所定の医用画像上に表示させる。なお、以下では、バブルの到達時間(時相差)として、撮像開始時点から各バブルが検出された時点までの時間が用いられる場合を説明するが、これに限らず、任意の基準時相と各バブルが検出された時点との間の時間を到達時間として算出してもよい。

30

#### 【0125】

例えば、表示制御機能164は、特定機能161によってバブル位置が特定されるごとに、バブル位置が特定されたフレームの撮像時刻に応じた色を、各バブル位置を示すインジケータ(例えば、点の画像)に割り当てる。具体的には、表示制御機能164は、図7Bで示したように、1番目のフレームにおいて検出されたバブル(点61、点65、及び点67)に対して、1番目のフレームの撮影時刻に応じた色を割り当てる。また、表示制御機能164は、2番目のフレームにおいて検出されたバブル(点62、点66、及び点68)に対して、2番目のフレームの撮影時刻に応じた色を割り当てる。また、表示制御機能164は、3番目のフレームにおいて検出されたバブル(点63及び点69)に対して、3番目のフレームの撮影時刻に応じた色を割り当てる。また、表示制御機能164は、4番目のフレームにおいて検出されたバブル(点64)に対して、4番目のフレームの撮影時刻に応じた色を割り当てる。

40

#### 【0126】

このように、表示制御機能164は、各バブルの到達時間に応じた色を割り当てたバブル位置を、複数フレームにわたって累積表示させる。

#### 【0127】

図12は、第3の実施形態に係る超音波診断装置1における処理手順を説明するためのフローチャートである。図12に示す処理手順は、例えば、表示要求を操作者から受け付けた場合に、開始される。なお、図12に示す処理手順において、ステップS201～ス

50

ステップ S 2 0 5 の処理は、図 8 に示したステップ S 1 0 1 ~ ステップ S 1 0 5 の処理と同様であるので、説明を省略する。

【 0 1 2 8 】

図 1 2 に示すように、例えば、表示制御機能 1 6 4 は、特定機能 1 6 1 によって造影剤の位置が特定されると、造影剤の到達時間を示すインジケータを、医用画像上に表示させる（ステップ S 2 0 6 ）。例えば、表示制御機能 1 6 4 は、各バブルの到達時間に応じた色を割り当てたバブル位置を、複数フレームにわたって累積表示させる。

【 0 1 2 9 】

そして、処理回路 1 6 0 は、撮像が終了されたか否かを判定する（ステップ S 2 0 7 ）。処理回路 1 6 0 は、撮像が終了されるまで（ステップ S 2 0 7 否定）、ステップ S 2 0 2 の処理へ移行して、ステップ S 2 0 2 ~ ステップ S 2 0 6 の処理を繰り返し実行する。そして、撮像が終了された場合には（ステップ S 2 0 7 肯定）、処理回路 1 6 0 は、図 1 2 の処理手順を終了する。

【 0 1 3 0 】

このように、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、ベクトルを算出することなく、到達時間を表すインジケータを複数フレームにわたって累積表示することができる。

【 0 1 3 1 】

なお、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、第 2 の実施形態において説明した条件設定機能 1 6 5 を更に備えることにより、設定された条件を満たすインジケータのみを表示させてもよい。すなわち、表示制御機能 1 6 4 は、第 1 時相と基準時相の間の時相差が条件を満たす場合に、第 1 のインジケータを表示させ、第 2 時相と基準時相の間の時相差が条件を満たす場合に、第 2 のインジケータを表示させる。図 7 B の例において、3 番目のフレームと 4 番目のフレームの撮像時刻に対応する時間を表示対象とする旨の条件が設定された場合には、表示制御機能 1 6 4 は、点 6 3、点 6 4、及び点 6 9 を表示させ、点 6 1、点 6 2、点 6 5、点 6 6、点 6 7、及び点 6 8 を非表示とする。

【 0 1 3 2 】

（第 4 の実施形態）

第 1 の実施形態では、バブルが移動する向きが、画像平面上の  $0^{\circ} \sim 360^{\circ}$  の角度により表さ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、基準位置を設定し、基準位置に対する方向（角度）で表すことも可能である。

【 0 1 3 3 】

図 1 3 は、第 4 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。第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、図 1 に例示した超音波診断装置 1 と同様の構成を備え、処理回路 1 6 0 が移動方向決定機能 1 6 6 を更に備える点と、表示制御機能 1 6 4 の処理の一部が相違する。そこで、第 4 の実施形態では、第 1 の実施形態と相違する点を中心に説明することとし、第 1 の実施形態において説明した構成と同様の機能を有する点については、図 1 と同一の符号を付し、説明を省略する。

【 0 1 3 4 】

移動方向決定機能 1 6 6 は、第 1 医用画像及び第 2 医用画像それぞれにおける造影剤の位置と、第 1 医用画像又は第 2 医用画像における基準位置とに基づいて、基準位置に対する造影剤の移動方向を決定する。

【 0 1 3 5 】

図 1 4 A 及び図 1 4 B は、第 4 の実施形態に係る移動方向決定機能 1 6 6 の処理を説明するための図である。図 1 4 A 及び図 1 4 B では、前のフレームのバブル位置及び現在のフレームのバブル位置を白丸印で示し、基準位置を黒丸印で示す。なお、基準位置としては、例えば、腫瘍の中心などが指定されるのが好ましいが、如何なる点であっても指定可能である。また、基準位置は、操作者によって手動的に設定されても良いし、画像（例えば、組織画像データ）上における画像処理により自動的に設定されても良い。

【 0 1 3 6 】

図 1 4 A に示す例では、基準位置に対するバブルの移動方向を、角度 で表す場合を説

10

20

30

40

50

明する。ここで、角度  $\theta$  は、前のフレームのバブル位置と基準位置とを結ぶ直線と、バブルの移動を表すベクトルとがなす角で表される。角度  $\theta$  は、バブルが基準位置に近づくほど  $0^\circ$  に近い値となり、バブルが基準位置から遠ざかるほど  $180^\circ$  に近い値となる。この場合、表示制御機能 164 は、前のフレームのバブル位置と基準位置とを結ぶ直線と、バブルの移動を表すベクトルとがなす角を算出することで、基準位置に対するバブルの移動方向を表す角度  $\theta$  を算出する。なお、バブルの移動を表すベクトルは、第 1 の実施形態において説明した処理により算出される。

#### 【0137】

図 14B に示す例では、基準位置に対するバブルの移動方向を、近づいたか遠ざかったかに応じて 2 値化して表す場合を説明する。この場合、表示制御機能 164 は、前のフレームのバブル位置と基準位置との間の距離  $L_{N-1}$  と、現在のフレームのバブル位置と基準位置との間の距離  $L_N$  とを比較する。そして、表示制御機能 164 は、距離  $L_{N-1} >$  距離  $L_N$  を満たす場合には、バブルが基準位置に近づいたと判定し、距離  $L_{N-1}$  距離  $L_N$  を満たす場合には、バブルが基準位置から遠ざかったと判定する。図 14B の例では、距離  $L_{N-1} >$  距離  $L_N$  を満たすので、表示制御機能 164 は、N フレーム目においてバブルが基準位置に近づいたと判定する。

#### 【0138】

このように、移動方向決定機能 166 は、基準位置に対するバブルの移動方向を決定する。なお、上記の説明はあくまで一例であり、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、移動方向決定機能 166 は、図 14A の例において、角度  $\theta$  を算出した後に、角度  $\theta$  が  $90^\circ$  より小さいか大きいかに応じて 2 値化して表しても良い。また、移動方向決定機能 166 は、図 14B の例では、距離  $L_{N-1} =$  距離  $L_N$  となる場合には、バブルが基準位置から遠ざかったと判定される場合を説明したが、「基準位置に対して移動方向を有しない」と判定してもよい。

#### 【0139】

表示制御機能 164 は、移動方向を表す色を有し、第 1 医用画像又は第 2 医用画像における造影剤の位置を示すインジケータ、或いは、移動方向を表す色を有し、第 1 医用画像及び第 2 医用画像それぞれにおける造影剤の位置に基づいて算出されたベクトルを示す形状を有するインジケータを、所定の医用画像上に表示させる。

#### 【0140】

図 15A 及び図 15B は、第 4 の実施形態に係る表示制御機能 164 により表示される表示画像の一例を説明するための図である。図 15A には、基準位置に対するバブルの移動方向に応じた色が割り当てられた点をインジケータとして表示する場合を例示する。図 15B には、基準位置に対するバブルの移動方向に応じた色が割り当てられ、バブルが移動した向きを示す矢印をインジケータとして表示する場合を例示する。図 15A 及び図 15B には、腫瘍組織の輪郭 80 と腫瘍組織の中心位置 81 が描出される背景画像（例えば、組織画像データ）上で、「All Hold」によって各インジケータが表示される場合を例示する。なお、図 15A 及び図 15B では、腫瘍組織の中心位置 81 が基準位置として設定される場合を説明する。

#### 【0141】

図 15A に示すように、表示制御機能 164 は、時系列に沿って、点 82、点 83、点 84、点 85、及び点 86 の位置を順に移動するバブルの各位置を表示する。ここで、点 82、点 83、点 84、点 85、及び点 86 には、腫瘍組織の中心位置 81（基準位置）に対するバブルの移動方向に応じた色が割り当てられる。例えば、点 82 及び点 83 は、中心位置 81 に近づく方向へ移動するバブルである。このため、点 82 及び点 83 には、 $0^\circ$  に近い色（例えば、青）が割り当てられている。また、例えば、点 85 及び点 86 は、中心位置 81 から遠ざかる方向へ移動するバブルである。このため、点 85 及び点 86 には、 $180^\circ$  に近い色（例えば、赤）が割り当てられている。また、例えば、点 84 は、中心位置 81 に対して  $90^\circ$  の方向へ移動するバブルである。このため、点 84 には、 $90^\circ$  に近い色（例えば、緑）が割り当てられている。

## 【 0 1 4 2 】

図 1 5 B に示すように、表示制御機能 1 6 4 は、時系列に沿って、矢印 9 0、矢印 9 1、矢印 9 2、矢印 9 3、及び矢印 9 4 の中心位置を順に移動するバブルの移動を表示する。ここで、矢印 9 0、矢印 9 1、矢印 9 2、矢印 9 3、及び矢印 9 4 には、腫瘍組織の中心位置 8 1（基準位置）に対するバブルの移動方向に応じた色が割り当てられる。例えば、矢印 9 0 及び矢印 9 1 は、中心位置 8 1 に近づく方向へ移動するバブルである。このため、矢印 9 0 及び矢印 9 1 には、0°に近い色（例えば、青）が割り当てられている。また、例えば、矢印 9 3 及び矢印 9 4 は、中心位置 8 1 から遠ざかる方向へ移動するバブルである。このため、矢印 9 3 及び矢印 9 4 には、180°に近い色（例えば、赤）が割り当てられている。また、例えば、矢印 9 2 は、中心位置 8 1 に対して 90°の方向へ移動するバブルである。このため、矢印 9 2 には、90°に近い色（例えば、緑）が割り当てられている。これにより、表示制御機能 1 6 4 は、基準位置に対する移動方向と、バブルが移動する向きとを、一つのインジケータで表示することができる。

10

## 【 0 1 4 3 】

図 1 6 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 における処理手順を説明するためのフローチャートである。図 1 6 に示す処理手順は、例えば、表示要求を操作者から受け付けた場合に、開始される。なお、図 1 6 に示す処理手順において、ステップ S 3 0 1 ~ ステップ S 3 0 5 の処理は、図 8 に示したステップ S 1 0 1 ~ ステップ S 1 0 5 の処理と同様であるので、説明を省略する。

## 【 0 1 4 4 】

20

図 1 6 に示すように、例えば、移動方向決定機能 1 6 6 は、特定機能 1 6 1 によって造影剤の位置が特定されると、基準位置に対する造影剤の移動方向を決定する（ステップ S 3 0 6）。例えば、移動方向決定機能 1 6 6 は、前のフレームのバブル位置と基準位置とを結ぶ直線と、バブルの移動を表すベクトルとがなす角を算出することで、基準位置に対するバブルの移動方向を表す角度を算出する。

## 【 0 1 4 5 】

そして、表示制御機能 1 6 4 は、造影剤の移動方向を表すインジケータを、医用画像上に表示させる（ステップ S 3 0 7）。例えば、表示制御機能 1 6 4 は、基準位置に対するバブルの移動方向に応じた色が割り当てられた点、若しくは矢印を、インジケータとして累積表示させる。

30

## 【 0 1 4 6 】

そして、処理回路 1 6 0 は、撮像が終了されたか否かを判定する（ステップ S 3 0 8）。処理回路 1 6 0 は、撮像が終了されるまで（ステップ S 3 0 8 否定）、ステップ S 3 0 2 の処理へ移行して、ステップ S 3 0 2 ~ ステップ S 3 0 7 の処理を繰り返し実行する。そして、撮像が終了された場合には（ステップ S 3 0 8 肯定）、処理回路 1 6 0 は、図 1 6 の処理手順を終了する。

## 【 0 1 4 7 】

このように、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、基準位置に対する方向（角度）で表すことができる。なお、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、第 2 の実施形態において説明した条件設定機能 1 6 5 を更に備えることにより、設定された条件を満たすインジケータのみを表示させてもよい。すなわち、表示制御機能 1 6 4 は、基準位置に対する方向が条件を満たすバブルのインジケータを表示させ、基準位置に対する方向が条件を満たさないバブルのインジケータを非表示とする。

40

## 【 0 1 4 8 】

（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。

## 【 0 1 4 9 】

（プロトコル）

例えば、上記の実施形態に係る処理（バブルをトラッキングする処理）は、造影剤の流入量が比較的少ない初回の注入（first Injection）における最初の数秒間で適用するか

50



、フラッシュ（Flash）により走査範囲内に存在する造影剤を一旦破壊した直後に適用するのが好適である。或いは、通常の造影エコー法で用いられる造影剤よりも少ない量の造影剤を用いて造影する場合に適用するのが好適である。これは、造影剤の量が多い場合には、注入された造影剤が造影画像データ上で点として検出されず、造影剤が繋がって検出されてしまう可能性があるからである。

#### 【 0 1 5 0 】

また、フラッシュしてからバブルをトラッキングする処理を繰り返し行って、繰り返し得られたベクトルを示すインジケータを重畳表示させてもよい。これにより、超音波診断装置 1 は、サンプル数を増やすことができるので、より正確なバブルの軌跡を表示することができる。また、この場合、呼吸などの体動によって位置ずれが生じる可能性があるため、上述した組織の動きを補正する処理を適用するか、超音波プローブ 1 0 1 に磁気センサなどの位置センサを取り付けることで組織の動きを補正するのが好適である。

10

#### 【 0 1 5 1 】

（表示パターンの組み合わせ）

また、例えば、上記の実施形態にて説明した表示パターンのうち任意の 2 つの表示パターンを、左右のツインビュー（Twin View）により表示してもよし、重畳表示しても良い。例えば、バブルの移動速度、バブルが移動した方向、バブルの到達時間、及び基準位置に対する移動方向のうち任意のパラメータに応じた色を有する点又は矢印による各種の表示パターンを適宜組み合わせると同時に表示してもよいし、重畳表示しても良い。

#### 【 0 1 5 2 】

20

（MFI との併用）

また、上記の実施形態では、背景画像として、組織画像データやTHI法による画像データが表示さ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、MFI やパラメトリックMFI による画像データを背景画像として表示させ、この背景画像上にインジケータを表示させてもよい。

#### 【 0 1 5 3 】

（ボリュームデータへの適用）

また、上記の実施形態では、2次元の超音波画像データにおける処理を説明したが、実施形態はこれに限定されるものではなく、3次元の超音波画像データ（ボリュームデータ）に対しても同一の処理を適用可能である。

30

#### 【 0 1 5 4 】

例えば、2次元アレイプローブやメカニカルプローブによって収集されてもよいし、2次元の超音波画像データから磁気センサーによる位置情報や手動により再構成されてもよい。そして、超音波診断装置 1 は、得られた 3 次元の超音波画像データに対して、特定機能 1 6 1、設定機能 1 6 2、演算機能 1 6 3、及び表示制御機能 1 6 4 の各処理を実行する。これにより、超音波診断装置 1 は、ベクトルを表す矢印を立体的に表示することが可能となる。なお、この場合、背景画像は表示されなくてもよいし、3次元の組織画像データを所定の透過率でボリュームレンダリングした画像を背景として表示してもよい。また、バブルが移動した向きに応じた色を割り当てて表示する場合には、図 7 C の Direction のカラーコードも 3 次元的に表示される。

40

#### 【 0 1 5 5 】

上記説明において用いた「プロセッサ（回路）」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 1 5 0 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、記憶回路 1 5 0 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

50

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。

【0156】

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

10

【0157】

また、上記の実施形態で説明した医用画像処理方法は、予め用意された医用画像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。この医用画像処理方法は、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、この医用画像処理方法は、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。

【0158】

20

また、上記の実施形態において、略リアルタイムとは、処理対象となる各データが発生するたびに、即時に各処理を行うことを指す。つまり、リアルタイムとは、被検体が撮像される時刻と画像が表示される時刻とが完全に一致する場合に限らず、画像生成処理に要する時間によって画像がやや遅れて表示される場合を含む。

【0159】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、造影剤の流れを描出することができる。

【0160】

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。

30

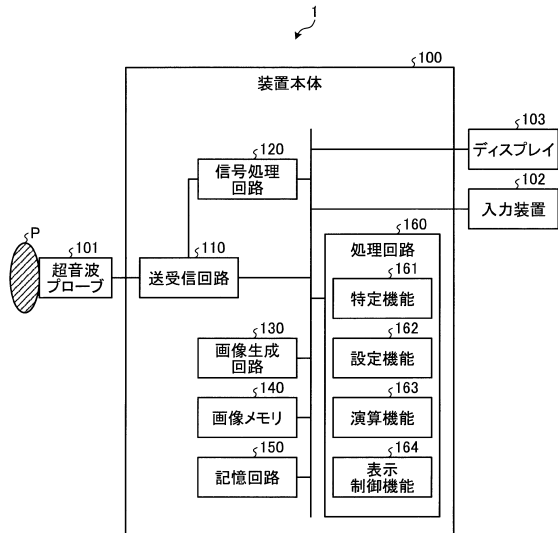
【符号の説明】

【0161】

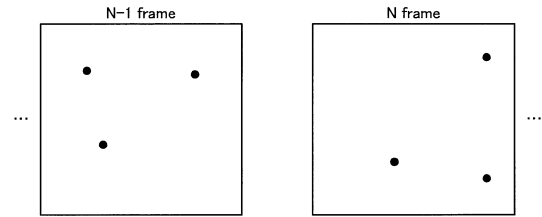
1	超音波診断装置
100	装置本体
160	処理回路
161	特定機能
162	設定機能
163	演算機能
164	表示制御機能

40

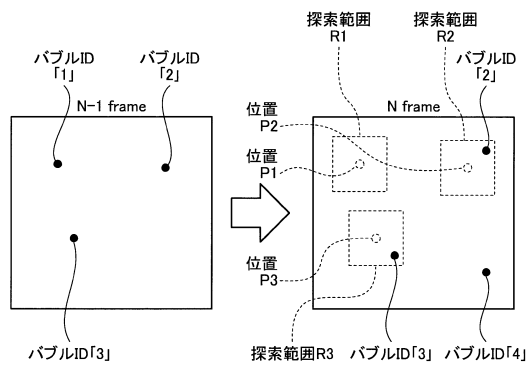
【図 1】



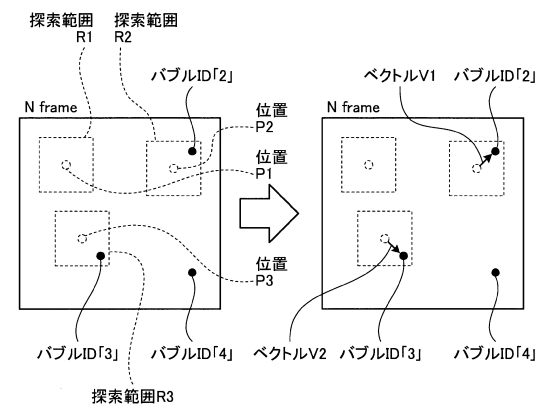
【図 2】



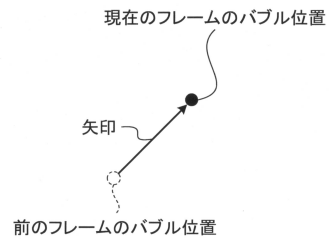
【図 3】



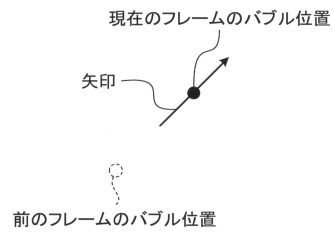
【図 4】



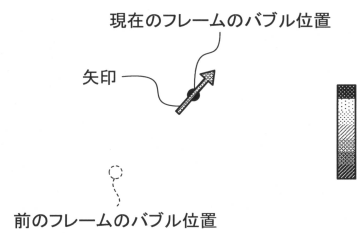
【図 5 A】



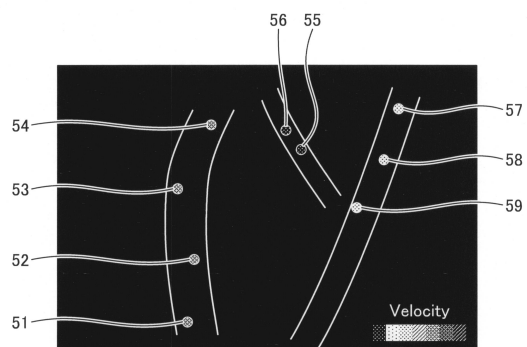
【図 5 B】



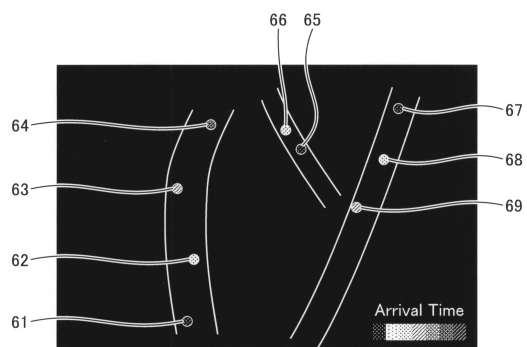
【図 5 C】



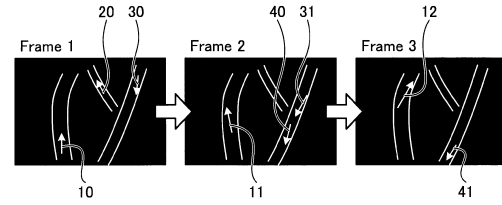
【図 7 A】



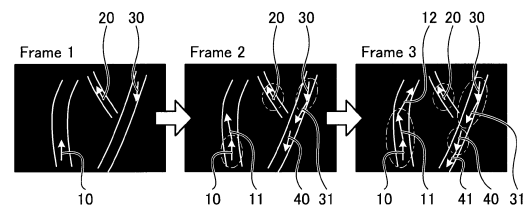
【図 7 B】



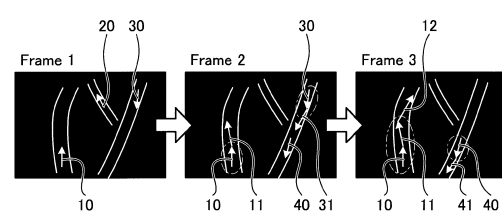
【図 6 A】



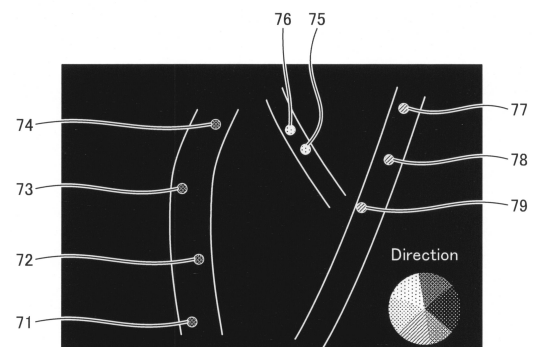
【図 6 B】



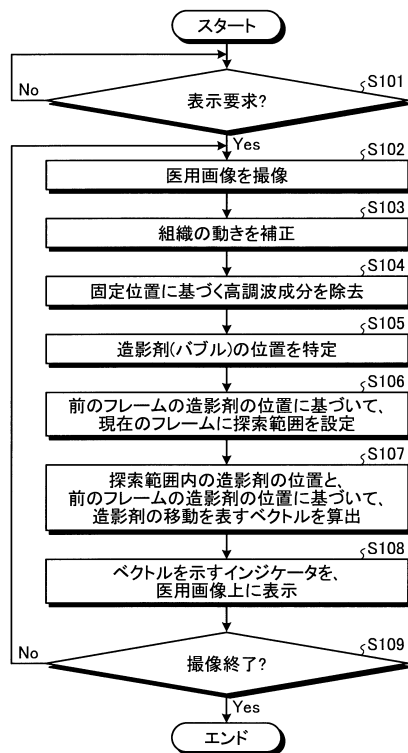
【図 6 C】



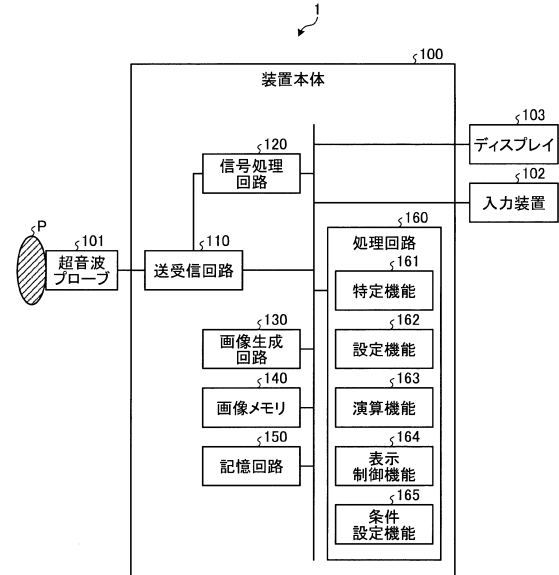
【図 7 C】



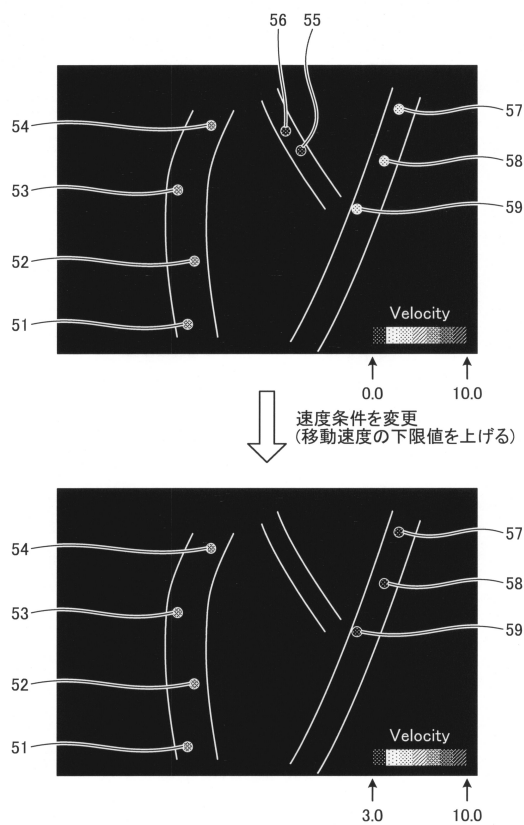
【図 8】



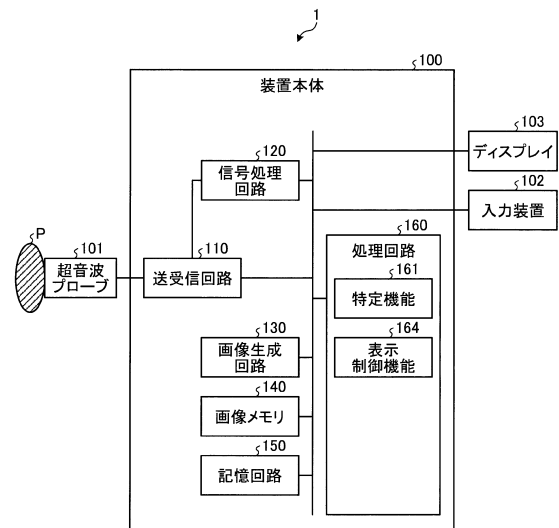
【図 9】



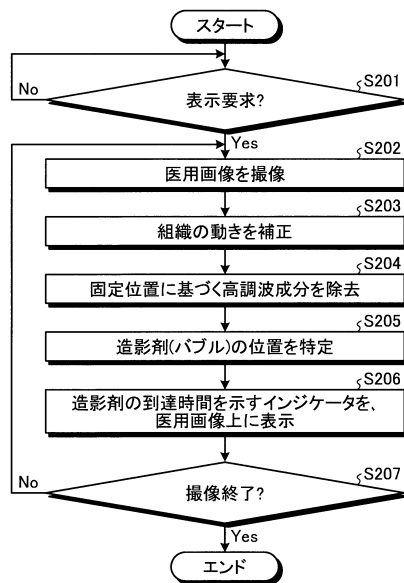
【図 10】



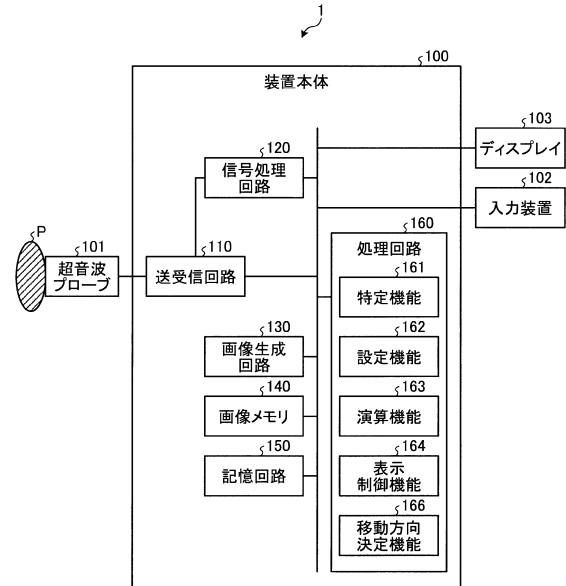
【図 11】



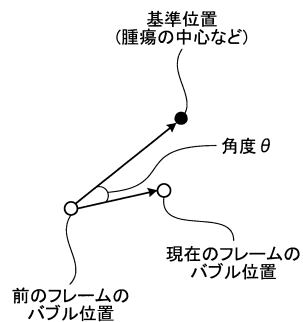
【図 1 2】



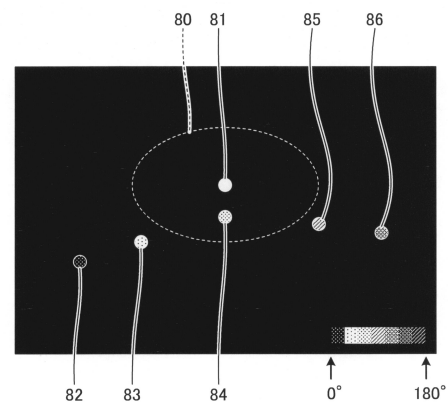
【図 1 3】



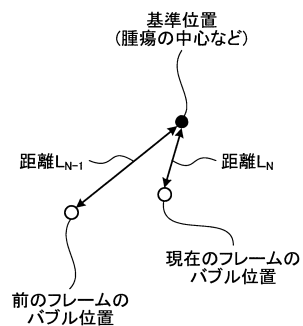
【図 1 4 A】



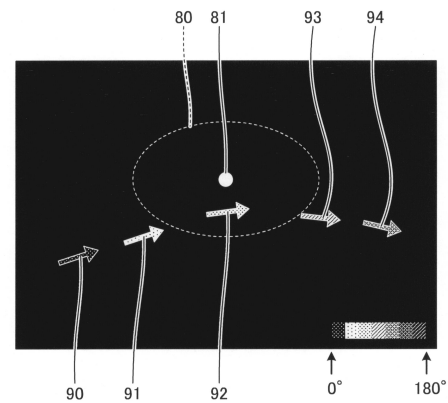
【図 1 5 A】



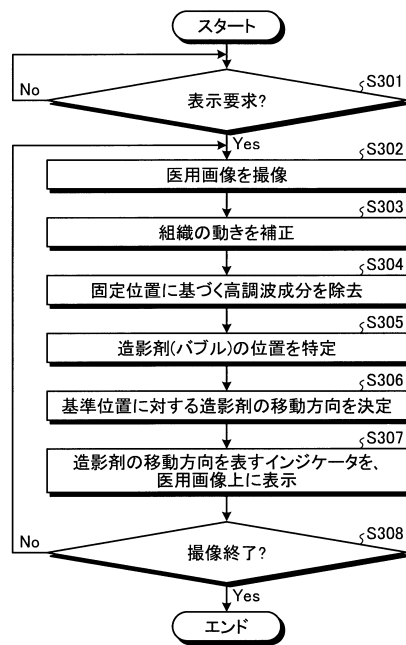
【図 1 4 B】



【図 1 5 B】



【図 16】



---

フロントページの続き

(72)発明者 川岸 哲也

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

審査官 姫島 あや乃

(56)参考文献 特表2010-503421(JP, A)

国際公開第2008/136201(WO, A1)

特開2008-073279(JP, A)

特開2007-130063(JP, A)

特開2013-188300(JP, A)

国際公開第2006/123742(WO, A1)

特開2013-040829(JP, A)

米国特許出願公開第2015/0141832(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15