

(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2019-63508

(P2019-63508A)

(43) 公開日 平成31年4月25日 (2019.4.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2018-179989 (P2018-179989)	(71) 出願人	594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(22) 出願日	平成30年9月26日 (2018.9.26)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2017-189150 (P2017-189150)	(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
(32) 優先日	平成29年9月28日 (2017.9.28)	(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100153051 弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062 弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913 弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

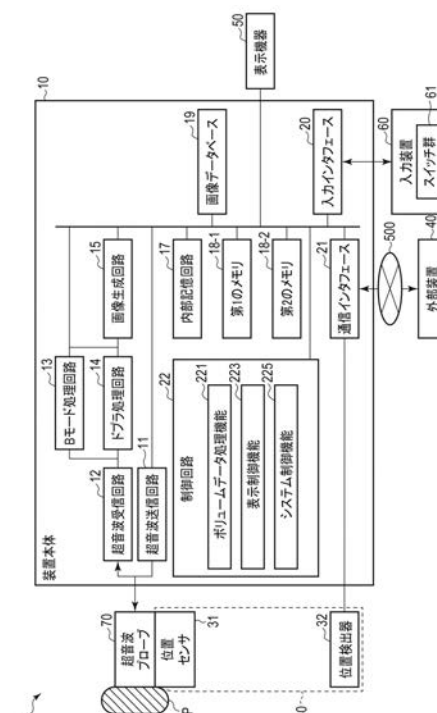
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 Bモード画像を収集していないときにおけるエコーデータの収集位置の把握を支援すること。

【解決手段】 実施形態に係る超音波診断装置は、入力部と、送受信部と、画像生成部と、ボリュームデータ処理部と、表示制御部とを備える。入力部は、第1撮像モードから第2撮像モードへのモード切替を受け付ける。送受信部は、第1エコーデータを収集し、第2エコーデータを収集する。画像生成部は、第1撮像モードにおいて、Bモード画像を含む第1画像を順次生成し、第2撮像モードにおいて、Bモード画像を含まない第2画像を順次生成する。ボリュームデータ処理部は、第3画像を順次生成する。表示制御部は、第1撮像モードにおいて、第1画像と第3画像を表示部に順次表示させ、第2撮像モードにおいて、第2画像と第3画像を表示部に順次表示させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 撮像モードから第 2 撮像モードへのモード切替を受け付ける入力部と、

前記第 1 撮像モードにおいて、第 1 スキャン方式の超音波スキャンを超音波プローブに実行させることで第 1 エコーデータを収集し、前記第 2 撮像モードにおいて、第 2 スキャン方式の超音波スキャンを前記超音波プローブに実行させることで第 2 エコーデータを収集する送受信部と、

前記第 1 撮像モードにおいて、前記第 1 エコーデータに基づいて B モード画像を含む第 1 画像を順次生成し、前記第 2 撮像モードにおいて、前記第 2 エコーデータに基づいて、B モード画像を含まない第 2 画像を順次生成する画像生成部と、

前記超音波プローブに設けられた位置センサにより収集された位置情報に基づいて、予め取得されたボリュームデータから第 3 画像を順次生成するボリュームデータ処理部と、

前記第 1 撮像モードにおいて、前記第 1 画像と前記第 3 画像を表示部に順次表示させ、前記第 2 撮像モードにおいて、前記第 2 画像と前記第 3 画像を表示部に順次表示させる表示制御部と

を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第 1 画像は、B モード画像、又は B モード画像とカラードブラ画像の合成画像であり、

前記第 2 画像は、ドプラスペクトラム画像、M モード画像、又は S W E 画像である、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 2 スキャン方式は、連続波を送信しながら反射波を受信する C W 方式のスキャンである、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 2 スキャン方式は、複数の走査線に対して、順々にパルス波を送信し、反射波を受信する P W 方式のスキャンである、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第 2 撮像モード中に生成された前記第 3 画像を順次記憶するメモリをさらに備え、

前記表示制御部は、前記ドプラスペクトラム画像、生体波形、又は前記 M モード画像上における時相を指定する操作に応じて、前記メモリから指定された時相に対応する前記第 3 画像を読み出す、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波プローブに設けられた位置センサにより収集された、前記モード切替時の位置情報と、前記モード切替後の位置情報に基づいて、前記超音波プローブの位置ずれを検出する検出部と、

前記検出した位置ずれを報知する報知部と

をさらに備えた請求項 1 から請求項 5 までのいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 3 画像は、X 線画像、M R I 画像、超音波画像、及び核医学画像のうちのいずれかである請求項 1 から請求項 6 までのいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

生体波形に同期させて、前記第 3 画像の基となるボリュームデータを切り替える切替部をさらに備えた請求項 1 から請求項 4 までのいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示制御部は、前記第 3 画像に対して、各種撮像モードに応じた超音波画像に関する情報を重畳して前記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 10】

第 1 撮像モードから第 2 撮像モードへのモード切替を受け付ける入力部と、

10

20

30

40

50

前記第 1 撮像モードにおいて、第 1 スキャン方式の超音波スキャンを超音波プローブに実行させることで第 1 エコーデータを収集し、前記第 2 撮像モードにおいて、第 2 スキャン方式の超音波スキャンを前記超音波プローブに実行させることで第 2 エコーデータを収集する送受信部と、

前記第 1 撮像モードにおいて、前記第 1 エコーデータに基づいて B モード画像を含む第 1 画像を順次生成し、前記第 2 撮像モードにおいて、前記第 2 エコーデータに基づいて、B モード画像を含まない第 2 画像を順次生成する画像生成部と、

前記超音波プローブに設けられた位置センサにより収集された、前記モード切替時の位置情報と、前記モード切替後の位置情報に基づいて、前記超音波プローブの位置ずれを検出する検出部と、

10

前記検出した位置ずれを報知する報知部と
を備えた超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記第 1 撮像モードにおいて、少なくとも前記第 1 画像を表示部に順次表示させ、前記第 2 撮像モードにおいて、少なくとも前記第 2 画像を表示部に順次表示させる表示制御部を更に備えた、請求項 1 0 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記第 1 画像は、B モード画像、又は B モード画像とカラードブラ画像との合成画像であり、

前記第 2 画像は、ドプラスペクトラム画像、M モード画像、又は S W E 画像である、請求項 1 0 または請求項 1 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 1 3】

コンピュータに、

第 1 撮像モードから第 2 撮像モードへのモード切替を受け付け、

前記第 1 撮像モードにおいて、第 1 スキャン方式の超音波スキャンを超音波プローブに実行させることで第 1 エコーデータを収集し、前記第 2 撮像モードにおいて、第 2 スキャン方式の超音波スキャンを前記超音波プローブに実行させることで第 2 エコーデータを収集し、

前記第 1 撮像モードにおいて、前記第 1 エコーデータに基づいて B モード画像を含む第 1 画像を順次生成し、前記第 2 撮像モードにおいて、前記第 2 エコーデータに基づいて、B モード画像を含まない第 2 画像を順次生成し、

30

前記超音波プローブに設けられた位置センサにより収集された位置情報に基づいて、予め取得されたボリュームデータから第 3 画像を順次生成し、

前記第 1 撮像モードにおいて、前記第 1 画像と前記第 3 画像を表示部に順次表示させ、前記第 2 撮像モードにおいて、前記第 2 画像と前記第 3 画像を表示部に順次表示させること、

を実行させる制御プログラム。

【請求項 1 4】

コンピュータに、

第 1 撮像モードから第 2 撮像モードへのモード切替を受け付け、

前記第 1 撮像モードにおいて、第 1 スキャン方式の超音波スキャンを超音波プローブに実行させることで第 1 エコーデータを収集し、前記第 2 撮像モードにおいて、第 2 スキャン方式の超音波スキャンを前記超音波プローブに実行させることで第 2 エコーデータを収集し、

40

前記第 1 撮像モードにおいて、前記第 1 エコーデータに基づいて B モード画像を含む第 1 画像を順次生成し、前記第 2 撮像モードにおいて、前記第 2 エコーデータに基づいて、B モード画像を含まない第 2 画像を順次生成し、

前記超音波プローブに設けられた位置センサにより収集された、前記モード切替時の位置情報と、前記モード切替後の位置情報に基づいて、前記超音波プローブの位置ずれを検出し、

50

前記検出した位置ずれを報知すること、
を実行させる制御プログラム。

【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、及び制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、一般的に、撮像対象からのエコーの強度を輝度で表現したBモード画像を収集する。通常、超音波診断装置は、Bモード画像を収集するための撮像モード（Bモード）が選択されている場合にBモード画像を収集する。

10

【0003】

ところで、超音波診断装置では、例えば、血液や組織の動きを示すドブラ画像や組織性状を示す組織性状画像など、Bモード画像以外の画像を収集するための撮像モードがある。超音波診断装置は、Bモードとは別の撮像モードが実行されているときにも、被検体内におけるエコーデータの収集位置を把握するためのリファレンス画像としてBモード画像を収集することがある。しかし、例えば高速で動く対象を撮像する場合や、1フレーム分の画像を収集するために長い時間を要する場合など、Bモード以外の画像の品質を確保するために、Bモード画像の収集を妥協しなければならない場合がある。Bモード画像の収集を妥協することにより、Bモード画像の更新頻度が低下するため、操作者にとって、エコーデータの収集位置を把握し辛い場合があった。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平10-151131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、Bモード画像を収集していないときにおけるエコーデータの収集位置の把握を支援することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態に係る超音波診断装置は、入力部と、送受信部と、画像生成部と、ボリュームデータ処理部と、表示制御部とを備える。入力部は、第1撮像モードから第2撮像モードへのモード切替を受け付ける。送受信部は、第1撮像モードにおいて、第1スキャン方式の超音波スキャンを超音波プローブに実行させることで第1エコーデータを収集し、第2撮像モードにおいて、第2スキャン方式の超音波スキャンを超音波プローブに実行させることで第2エコーデータを収集する。画像生成部は、第1撮像モードにおいて、第1エコーデータに基づいてBモード画像を含む第1画像を順次生成し、第2撮像モードにおいて、第2エコーデータに基づいて、Bモード画像を含まない第2画像を順次生成する。ボリュームデータ処理部は、超音波プローブに設けられた位置センサにより収集された位置情報に基づいて、予め取得されたボリュームデータから第3画像を順次生成する。表示制御部は、第1撮像モードにおいて、第1画像と第3画像を表示部に順次表示させ、第2撮像モードにおいて、第2画像と第3画像を表示部に順次表示させる。

40

【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図である。

【図2】図2は、図1の制御回路における、ドブラスペクトラム画像データを生成する際の動作を例示するフローチャートである。

【図3】図3は、図1の制御回路における、フュージョン画像データの生成およびフュー

50

ジョン画像の表示に関する動作を例示するフローチャートである。

【図４】図４は、第１の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像の一例である。

【図５】図５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図である。

【図６】図６は、図５の制御回路における、ドプラスペクトラム画像データを生成する際の動作を例示するフローチャートである。

【図７】図７は、図５の制御回路における、フュージョン画像データの生成およびフュージョン画像の表示に関する動作を例示するフローチャートである。

【図８】図８は、第２の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像の一例である。

10

【図９】図９は、他の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像の一例である。

【図１０】図１０は、他の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像の一例である。

【図１１】図１１は、他の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像の一例である。

【図１２】図１２は、他の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像の一例である。

【図１３】図１３は、他の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像の一例である。

20

【図１４】図１４は、他の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像の一例である。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

以下、図面を参照しながら、超音波診断装置、及び制御プログラムの実施形態について詳細に説明する。

【０００９】

（第１の実施形態）

図１に示されるように、超音波診断装置１は、装置本体１０、超音波プローブ７０、表示機器５０、及び入力装置６０を備える。装置本体１０は、ネットワーク５００を介して外部装置４０と接続される。また、装置本体１０は、位置センサシステム３０、表示機器５０、及び入力装置６０と接続される。

30

【００１０】

位置センサシステム３０は、超音波プローブ７０及び超音波画像の３次元の位置情報を取得するためのシステムである。位置センサシステム３０は、位置センサ３１と位置検出装置３２とを備える。

【００１１】

位置センサシステム３０は、例えば、磁気センサ、赤外線センサまたは赤外線カメラ用のターゲット等を位置センサ３１として超音波プローブ７０に装着させることで、超音波プローブ７０の３次元の位置情報を取得する。なお、位置センサシステム３０は、超音波プローブ７０にジャイロセンサ（角速度センサ）を内蔵させ、このジャイロセンサにより超音波プローブ７０の３次元の位置情報を取得してもよい。また、位置センサシステム３０は、超音波プローブ７０をカメラで撮影し、撮影した画像を画像認識処理することにより超音波プローブ７０の３次元の位置情報を取得してもよい。また、位置センサシステム３０は、超音波プローブ７０をロボットアームで保持し、ロボットアームの３次元空間の位置を超音波プローブ７０の３次元の位置情報として取得してもよい。

40

【００１２】

以下では、位置センサシステム３０が磁気センサを用いて超音波プローブ７０の位置情報を取得する場合を例に説明する。具体的には、位置センサシステム３０は、例えば磁気発生コイルなどを有する磁気発生器（図示せず）をさらに含む。磁気発生器は、磁気発生

50

器自身を中心として、外側に向かって磁場を形成する。形成された磁場には、位置精度が保証される磁場空間が定義される。よって、磁気発生器は、位置精度が保証される磁場空間内に検査の対象となる生体が包含されるように配置されればよい。超音波プローブ70に装着される位置センサ31は、磁気発生器によって形成される3次元の磁場の強度及び傾きを検出する。これにより、位置センサ31は、超音波プローブ70の位置と方向とを取得することができる。位置センサ31は、検出した磁場の強度及び傾きを位置検出装置32へ出力する。

【0013】

位置検出装置32は、位置センサ31で検出された磁場の強度及び傾きに基づき、例えば、所定の位置を原点とした3次元空間における超音波プローブ70の位置を算出する。このとき、所定の位置は、例えば、磁気発生器が配置される位置とする。超音波プローブの位置は、例えば、スキャン面の位置(x, y, z)及び回転角度($\theta x, \theta y, \theta z$)である。位置検出装置32は、算出した位置($x, y, z, \theta x, \theta y, \theta z$)に関する位置情報を装置本体10へ送信する。

10

【0014】

なお、上述のように取得した位置情報と超音波プローブ70から送受信された超音波の超音波画像データとを時刻同期などで対応付けることにより、超音波画像データに位置情報が付与される。

【0015】

超音波プローブ70は、複数の圧電振動子、圧電振動子に設けられる整合層、及び圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有する。超音波プローブ70は、装置本体10と着脱自在に接続される。複数の圧電振動子は、装置本体10が有する超音波送信回路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70には、後述するオフセット処理や、フリーズなどの際に押下されるボタンが配置されてもよい。フリーズとは、例えば、超音波画像を収集していない状態を示す。

20

【0016】

超音波プローブ70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る。体内組織で反射された超音波は、反射波信号(エコー信号)として超音波プローブ70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などの表面で反射された場合、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。超音波プローブ70は、被検体Pからの反射波信号を受信して電気信号に変換する。超音波プローブ70は、例えば、複数の圧電振動子が所定の方向に沿って配列された1Dアレイプローブ、複数の圧電振動子が二次元マトリックス状に配列された2Dアレイプローブ、又は圧電振動子列をその配列方向と直交する方向に機械的に煽りながら超音波走査を実行可能なメカニカル4Dプローブ等である。

30

【0017】

装置本体10は、超音波プローブ70が受信した反射波信号に基づいて超音波画像を生成する装置である。装置本体10は、超音波送信回路11、超音波受信回路12、Bモード処理回路13、ドプラ処理回路14、画像生成回路15、内部記憶回路17、第1のメモリ18-1(第1のシネメモリ)、第2のメモリ18-2(第2のシネメモリ)、画像データベース19、入力インタフェース20、通信インタフェース21及び制御回路22を含む。

40

【0018】

超音波送信回路11は、超音波プローブ70に駆動信号を供給するプロセッサである。超音波送信回路11は、例えば、トリガ発生回路、遅延回路、及びパルス回路等により実現される。トリガ発生回路は、制御回路22の制御の下、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、超音波プローブ7

50

0 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、トリガ発生回路が発生する各レートパルスに対し与える。パルス回路は、制御回路 22 の制御の下、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 70 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。遅延回路により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、圧電振動子面からの送信方向が任意に調整可能となる。

【0019】

超音波受信回路 12 は、超音波プローブ 70 によって受信した反射波信号に対して各種処理を施し、受信信号を生成するプロセッサである。超音波受信回路 12 は、例えば、アンプ回路、Analog - to - Digital (A/D) 変換器、受信遅延回路、及び加算器等により実現される。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられた複数のデジタル信号を加算する。加算器の加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調された受信信号が発生する。

10

【0020】

B モード処理回路 13 は、超音波受信回路 12 から受け取った受信信号に基づき、B モードデータを生成するプロセッサである。B モード処理回路 13 は、超音波受信回路 12 から受け取った受信信号に対して包絡線検波処理、及び対数増幅処理等を施し、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。生成された B モードデータは、2 次元的な超音波走査線上の B モード RAW データとして不図示の RAW データメモリに記憶される。

20

【0021】

ドブラ処理回路 14 は、超音波受信回路 12 から受け取った受信信号に基づき、ドブラスペクトラム画像データ、及びドブラデータを生成するプロセッサである。ドブラ処理回路 14 は、受信信号から血流信号を抽出し、抽出した血流信号からドブラ波形を示すドブラスペクトラム画像に対応するドブラスペクトラム画像データを生成すると共に、血流信号から平均速度、分散、及びパワー等の情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。ドブラ波形は、例えば観察部位として設定された範囲における血流速度が時系列に沿ってプロットされた波形である。すなわち、ドブラ波形は、血流速度の時間的変化を示す。生成されたドブラデータは、2 次元的な超音波走査線上のドブラ RAW データとして不図示の RAW データメモリに記憶される。

30

【0022】

画像生成回路 15 は、B モード処理回路 13、及びドブラ処理回路 14 により生成されたデータに基づき、各種超音波画像データを生成可能なプロセッサである。

【0023】

画像生成回路 15 は、RAW データメモリに記憶された B モード RAW データに基づいて B モード画像データを生成する。B モード画像データは、音波の集束などの超音波プローブの特性や超音波ビーム（例えば、送受信ビーム）の音場特性などが反映された画素値（輝度値）を有する。例えば、B モード画像データにおいて、被走査領域における超音波のフォーカス付近では、非フォーカス部分よりも相対的に高輝度となる。B モード画像データに基づく B モード画像は、例えば被検体 P 内の構造物の形態を示す。画像生成回路 15 は、例えば、予め設定されたフレームレートに従い、B モード画像データをフレーム単位で生成する。

40

【0024】

また、画像生成回路 15 は、RAW データメモリに記憶されたドブラ RAW データに基づいて、平均速度画像、分散画像、パワー画像等に係るドブラ画像データを生成する。画像生成回路 15 は、例えば、予め設定されたフレームレートに従い、ドブラ画像データをフレーム単位で生成する。

【0025】

50

また、画像生成回路 15 は、RAW データメモリに記憶された B モードデータに対し、空間的な位置情報を加味した補間処理を含む RAW - ボクセル変換を実行することにより、形態情報を示す B モードボリュームデータを生成する。B モードボリュームデータは、所望の範囲のボクセルから構成される。B モードボリュームデータの各ボクセルには、反射波信号の信号強度に応じて所定の画素値（ボクセル値）が割り当てられている。

【0026】

また、画像生成回路 15 は、RAW データメモリに記憶されたドブラデータに対し、空間的な位置情報を加味した補間処理を含む RAW - ボクセル変換を実行することにより、血流情報を示す血流ボリュームデータを生成する。血流ボリュームデータは、所望の範囲のボクセルから構成される。血流ボリュームデータの各ボクセルには、例えば血流の方向及び血流の速度の大きさに応じて所定の画素値が割り当てられている。

10

【0027】

また、画像生成回路 15 は、例えば各種ボリュームデータに対してレンダリング処理を施し、レンダリング画像データを生成する。また、画像生成回路 15 は、各種ボリュームデータに対して MPR (Multi Planar Reconstruction) 処理を施し、ボリュームデータにおける所定の断面画像 (MPR 画像) に対応する MPR 画像データを生成する。また、画像生成回路 15 は、発生した各種ボリュームデータに対して Curved MPR 処理を施し、ボリュームデータにおける所定の曲断面画像に対応する曲断面画像データを生成する。

【0028】

20

また、画像生成回路 15 は、生成した各種超音波画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度（ブライトネス）、コントラスト、γカーブ補正及び RGB 変換等の各種処理を実行する。画像生成回路 15 は、予め設定された解像度及び表示フレームレートに基づいて表示機器 50 に表示するための超音波画像に対応する表示用超音波画像データを生成する。表示フレームレートとは、例えば画像生成回路 15 が 1 秒あたりに生成する超音波画像の表示フレーム数である。なお、表示フレームレートは、超音波プローブ 70 を用いた被検体 P に対する走査周期により定まるアコースティックフレームレートと基本的には同じである。なお、表示フレームレートは、例えば 1 秒あたり 30 フレームといった固定値に設定されてもよい。

【0029】

30

なお、画像生成回路 15 は、操作者（例えば、術者）が入力インタフェース 20 により各種指示を入力するためのユーザインタフェース (GUI: Graphical User Interface) を生成し、GUI を表示機器 50 に表示させてもよい。表示機器 50 としては、例えば、CRT ディスプレイや液晶ディスプレイ、有機 EL ディスプレイ、LED ディスプレイ、プラズマディスプレイ、又は当技術分野で知られている他の任意のディスプレイが適宜利用可能である。表示機器 50 は、例えば報知部の機能を有する。

【0030】

内部記憶回路 17 は、例えば、磁氣的記録媒体、光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。内部記憶回路 17 は、超音波送受信を実現するための制御プログラム、画像処理を行うための制御プログラム、及び表示処理を行なうための制御プログラム等を記憶している。また、内部記憶回路 17 は、本実施形態に係る各種機能を実現するための制御プログラムを記憶している。また、内部記憶回路 17 は、診断情報（例えば、患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム、及び変換テーブルなどのデータ群を記憶している。変換テーブルには、例えば、映像化に用いるカラーデータが診断部位ごとに対応付けられている。また、内部記憶回路 17 は、生体内の臓器の構造に関する解剖学図譜である、いわゆるアトラスを記憶してもよい。

40

【0031】

また、内部記憶回路 17 は、入力インタフェース 20 を介して入力される操作に従い、

50

画像生成回路 15 で生成された各種超音波画像データ、ボリュームデータ、及びレンダリング画像データを記憶する。なお、内部記憶回路 17 は、入力インタフェース 20 を介して入力される操作に従い、画像生成回路 15 で生成された各種超音波画像データ、ボリュームデータ、及びレンダリング画像データを、操作順番及び操作時間を含めて記憶してもよい。内部記憶回路 17 は、記憶しているデータを、通信インタフェース 21 を介して外部装置へ転送することも可能である。

【0032】

第 1 のメモリ 18 - 1 は、例えば、磁氣的記録媒体、光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。第 1 のメモリ 18 - 1 には、表示機器 50 に表示される画像（表示画像）に対応する表示画像データが記憶される。尚、第 1 のメモリ 18 - 1 に記憶されるデータ量が当該第 1 のメモリ 18 - 1 の記憶容量を超過する場合、古いデータから順に削除され、新しいデータに更新される。

10

【0033】

例えば、第 1 のメモリ 18 - 1 は、入力インタフェース 20 を介して入力されるフリーズ操作直前の複数フレームに対応する画像データを記憶する。フリーズ操作とは、超音波画像の収集を中断することである。第 1 のメモリ 18 - 1 に記憶されている画像データは、例えば、連続表示（シネ表示）を行う際に利用される。当該画像には、超音波スキャンにより取得された超音波画像データに基づく画像、並びに、CT 画像データ、MRI 画像データ、X 線画像データ、及び核医学画像データ等の他のモダリティにより取得された医用画像データに基づく画像が含まれる場合がある。

20

【0034】

第 2 のメモリ 18 - 2 は、例えば、磁氣的記録媒体、光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。第 2 のメモリ 18 - 2 には、表示画像データの一部が記憶される。具体的には、第 2 のメモリ 18 - 2 に記憶される画像データは、例えば、第 1 のメモリ 18 - 1 に記憶される表示画像データの一部の画像データ（例えば、後述する MPR 画像データ）である。第 2 のメモリ 18 - 2 に記憶されている画像データは、例えば、連続表示（シネ表示）を行う際に利用される。

【0035】

画像データベース 19 は、外部装置 40 から転送される画像データを記憶する。例えば、画像データベース 19 は、過去の診察において取得された同一患者に関する過去画像データを、外部装置 40 から取得して記憶する。過去画像データには、超音波画像データ、CT (Computed Tomography) 画像データ、MR (Magnetic Resonance) 画像データ、PET (Positron Emission Tomography) - CT 画像データ、PET - MR 画像データ及び X 線画像データが含まれる。また、過去画像データは、例えばボリュームデータ、及びレンダリング画像データとして記憶されている。

30

【0036】

なお、画像データベース 19 は、MO、CD - R、DVD などの記録媒体（メディア）に記録された画像データを読み込むことで、所望の画像データを格納してもよい。

【0037】

入力インタフェース 20 は、入力装置 60 を介して、操作者からの各種指示を受け付ける。入力装置 60 には、例えば、マウス、キーボード、パネルスイッチ、スライダスイッチ、ダイヤルスイッチ、トラックボール、ロータリーエンコーダ、操作パネル及びタッチコマンドスクリーン (TCS) 等が含まれる。また、入力装置 60 には、超音波の送受信方式、及び受信信号の処理方式等を含む各種撮像モードを切り替えるためのスイッチ群 61 が含まれる。スイッチ群 61 は、ダイヤルスイッチ、及び / 又はトラックボール等の機械的なデバイスのみならず、TCS 上に表示される操作パネル画像、又は、外部装置 40 におけるセカンドコンソール上に表示される操作パネル画像等のいずれであってもよい。

40

【0038】

50

入力インタフェース 20 は、例えばバスを介して制御回路 22 に接続され、操作者から入力される操作指示を電気信号へ変換し、電気信号を制御回路 22 へ出力する。なお、本明細書において入力インタフェース 20 は、マウス及びキーボード等の物理的な操作部品と接続するものだけに限られない。例えば、超音波診断装置 1 とは別体に設けられた外部の入力機器から入力される操作指示に対応する電気信号を無線信号として受け取り、この電気信号を制御回路 22 へ出力する電気信号の処理回路も入力インタフェース 20 の例に含まれる。

【0039】

通信インタフェース 21 は、位置センサシステム 30 と例えば無線により接続し、位置検出装置 32 から送信される位置情報を受信する。また、通信インタフェース 21 は、ネットワーク 500 等を介して外部装置 40 と接続され、外部装置 40 との間でデータ通信を行う。外部装置 40 は、例えば、各種の医用画像のデータを管理するシステムである P A C S (P i c t u r e A r c h i v i n g a n d C o m m u n i c a t i o n S y s t e m) のデータベース、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベース等である。また、外部装置 40 は、例えば、X 線 C T 装置、及び M R I (M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g) 装置、核医学診断装置、及び X 線診断装置等、本実施形態に係る超音波診断装置 1 以外の各種医用画像診断装置である。なお、外部装置 40 との通信の規格は、如何なる規格であっても良いが、例えば、D I C O M が挙げられる。

10

【0040】

制御回路 22 は、例えば、超音波診断装置 1 の中枢として機能するプロセッサである。制御回路 22 は、内部記憶回路 17 に記憶されている制御プログラムを実行することで、この制御プログラムに対応する機能を実現する。具体的には、制御回路 22 は、ポリウムデータ処理機能 221、表示制御機能 223、及びシステム制御機能 225 を有する。

20

【0041】

ポリウムデータ処理機能 221 は、超音波プローブ 70 の位置情報に基づき、超音波スキンの走査断面に対応する断面画像に係る断面画像データを、ポリウムデータから生成する機能である。ポリウムデータ処理機能 221 が実行されると、制御回路 22 は、位置センサシステム 30 から供給される超音波プローブ 70 の位置情報を取得する。制御回路 22 は、取得した位置情報から超音波プローブ 70 の走査断面を算出する。制御回路 22 は、算出した走査断面に基づき、例えば画像データベース 19 に記憶されているポリウムデータに対して M P R 処理を施し、M P R 画像データを生成する。なお、位置センサシステム 30 から供給される位置情報に係る座標系と、画像データベース 19 に記憶されているポリウムデータに係る座標系とは、所定のレジストレーション手法により予め位置合わせされているものとする。

30

【0042】

表示制御機能 223 は、各種画像データに基づく画像を表示機器 50 に表示する機能である。表示制御機能 223 が実行されると、制御回路 22 は、例えば、超音波スキンにより生成された各種超音波画像データに基づく超音波画像、及び、ポリウムデータ処理機能 221 により生成された M P R 画像データに基づく M P R 画像を表示機器 50 に表示する。具体的には、制御回路 22 は、超音波スキンにより生成された各種超音波画像データ及びポリウムデータ処理機能 221 により生成された M P R 画像データに基づいて、フュージョン画像データを生成する。フュージョン画像データに基づくフュージョン画像には、超音波スキンによりリアルタイムで取得されるライブ画像としての超音波画像、及び、当該超音波画像の走査断面に対応する M P R 画像が含まれる。制御回路 22 は、生成したフュージョン画像データを第 1 のメモリ 18 - 1 に記憶する。尚、前述の表示画像およびフュージョン画像（或いは、表示画像データおよびフュージョン画像データ）は、相互に読み替えられてもよい。

40

【0043】

また、制御回路 22 は、第 1 のメモリ 18 - 1 に記憶されたフュージョン画像データに

50

基づいて、M P R 画像データを生成する。制御回路 2 2 は、生成した M P R 画像データを第 2 のメモリ 1 8 - 2 に記憶する。

【 0 0 4 4 】

また、制御回路 2 2 は、表示制御機能 2 2 3 により、M P R 画像に対して、各種撮像モードに応じた超音波画像に関する情報を重畳表示してもよい。超音波画像に関する情報とは、例えば、超音波を発信する方向を示す直線（或いは、点線）、ドブラ計測の方向および焦点を示すカーソル、ドブラ計測の方向およびゲートを示すカーソル、ドブラ計測の方向を示す直線（或いは、点線）、C W モードスキャンにおける焦点に関する円マーカ、P W モードスキャンにおけるサンプル位置を示すサンプルマーカおよび R O I (R e g i o n O f I n t e r e s t) マーカなどである。

10

【 0 0 4 5 】

システム制御機能 2 2 5 は、超音波診断装置 1 の入出力等の基本動作を制御する機能である。システム制御機能 2 2 5 が実行されると、制御回路 2 2 は、入力インタフェース 2 0 を介し、各種撮像モードを開始する開始指示を受け付ける。各種撮像モードには、例えば、B モード、カラードブラモード、C W (C o n t i n u o u s W a v e) モード、P W (P u l s e d W a v e) モード、M (M o t i o n) モード、及び S W E (S h e a r W a v e E l a s t o g r a p h y) モード等が含まれる。

【 0 0 4 6 】

B モードは、B モードスキャンにより、B モード画像データを生成する撮像モードである。カラードブラモードは、カラードブラモードスキャンにより、例えばパルス波を用いて収集された血流情報に色が割り当てられたカラードブラ画像データを生成する撮像モードである。カラードブラモードスキャンには、B モードスキャンが含まれる。そして、カラードブラモードでは、例えば、B モード画像データ、及びカラードブラ画像データの両方が生成される。そして、B モード画像データに基づく B モード画像上に、カラードブラ画像データに基づくカラードブラ画像が重畳表示される。

20

【 0 0 4 7 】

C W モードは、連続波を送信しながら反射波を受信する C W モードスキャン（C W 方式のスキャン）により 1 走査線上のドブラスペクトラム画像データを生成する撮像モードである。C W モードでは、連続波をターゲットに当て続ける必要があるため、B モードスキャンを併用できない。

30

【 0 0 4 8 】

P W モードは、走査線に対してパルス波を送信し、反射波を受信する P W モードスキャン（P W 方式のスキャン）により特定の計測部位に関するドブラスペクトラム画像データを生成する撮像モードである。P W モードでは、超音波プローブが 1 本の走査線に対して P W モードスキャンを実行することが一般的だが、複数の走査線に対して P W モードスキャンを実行することも可能である。その場合、超音波プローブは、複数の走査線に対して、順々にパルス波を送信し、反射波を受信する。P W モードでは、血流を画質よく観察するために、ドブラスペクトラム画像データのみ更新を行うことがある。この場合、B モードスキャンを併用できない。

40

【 0 0 4 9 】

M モードは、M モードスキャンにより、ある走査線に注目し、当該走査線からのエコーデータから生成された直線上の輝度画像を時系列に並べた M モード画像データを生成する撮像モードである。M モードにおいても、スキャンの性質上、B モードスキャンを併用できない場合がある。

【 0 0 5 0 】

S W E モードは、走査領域内での剪断波（シェアウェイブ）の伝播速度が組織の硬さに依存していることを利用した撮像モードである。S W E モードでは、まず被検体にプッシュパルスを送信することにより組織の一部を変形させ剪断波を生じさせる。そして、生じた剪断波が組織の中を伝播する様子を、プッシュパルスに続いて送信されるトラッキングパルスで観測し、S W E 画像データ（剪断波の速度を示す画像データ、又は剪断波の速度

50

から算出された硬さを示す画像データ)を生成する。SWEモードでは、1フレーム分のSWE画像データを生成するために比較的長い時間を要するため、Bモードスキャンを併用できない場合がある。

【0051】

Bモード、及びカラードブラモードは、特許請求の範囲に記載の第1撮像モードの一例である。また、CWモード、PWモード、Mモード、SWEモードは、特許請求の範囲に記載の第2撮像モードの一例である。また、Bモードスキャン、及びカラードブラモードスキャンは、特許請求の範囲に記載の第1スキャン方式の超音波スキャンの一例である。また、CWモードスキャン、PWモードスキャン、Mモードスキャン、及びSWEモードにおける超音波スキャンは、特許請求の範囲に記載の第2スキャン方式の超音波スキャンの一例である。

10

【0052】

また、制御回路22は、入力インタフェース20を介し、撮像モードを切り替える切替指示を受け付ける。例えば、制御回路22は、入力インタフェース20を介し、例えばカラードブラモード、又はBモードからCWモードへ切り替える切替指示を受け付ける。また、制御回路22は、入力インタフェース20を介し、例えばカラードブラモード、又はBモードからPWモードへ切り替える切替指示を受け付ける。また、制御回路22は、入力インタフェース20を介し、例えばカラードブラモード、又はBモードからMモードへ切り替える切替指示を受け付ける。また、制御回路22は、入力インタフェース20を介し、例えばBモードからSWEモードへ切り替える切替指示を受け付ける。尚、切替指示において、切り替える前後のモードが入れ替わってもよい。例えば、制御回路22は、CWモードからカラードブラモード、又はBモードへ切り替える切替指示を受け付けてもよい。

20

【0053】

ボリュームデータ処理機能221、表示制御機能223、及びシステム制御機能225は、制御プログラムとして組み込まれていてもよいし、制御回路22自体または装置本体10に制御回路22が参照可能な回路として、各機能を実行可能な専用のハードウェア回路が組み込まれていてもよい。

【0054】

次に、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の動作について、図2、及び図3のフローチャートを参照して説明する。図2は、図1の制御回路における、ドプラスペクトラム画像データを生成する際の動作を例示するフローチャートである。当該フローチャートの動作は、システム制御機能225により実現される。図3は、図1の制御回路における、フュージョン画像データの生成およびフュージョン画像の表示に関する動作を例示するフローチャートである。当該フローチャートの動作は、ボリュームデータ処理機能221、及び表示制御機能223により実現される。また、超音波プローブ70の位置を規定する座標系と、予め取得されるボリュームデータの断面位置を規定する座標系とは、予め位置合わせされているものとする。

30

【0055】

まず、図2を参照して第1の実施形態に係る超音波診断装置1がCWモードスキャンを実施する流れについて説明する。以下の説明では、カラードブラモードスキャンが実施された後に、CWモードスキャンが実施されるものとする。なお、カラードブラモードスキャンが実施された後に、PWモードスキャン又はMモードスキャン等が実施されてもよい。また、カラードブラモードスキャンの代わりにBモードスキャンを実施し、その後に、PWモードスキャン又はMモードスキャン等が実施されてもよい。

40

【0056】

制御回路22は、システム制御機能225を実行し、入力インタフェース20を介し、カラードブラモードを開始する開始指示を受け付ける(ステップSA1)。このとき、超音波プローブ70は、計測部位に向けて被検体Pに当接されている。

【0057】

50

制御回路 22 は、カラードブラモードを開始する開始指示を受け付けると、超音波送信回路 11、超音波受信回路 12、B モード処理回路 13、及び画像生成回路 15 を制御し、カラードブラモードスキャンを実施する（ステップ S A 2）。これにより、計測部位周辺の B モード画像に対応する B モード画像データ及びカラードブラ画像に対応するカラードブラ画像データが生成される。制御回路 22 は、生成した B モード画像データ及びカラードブラ画像データを合成し、合成画像データを生成する。合成画像データに基づく合成画像は、例えば、B モード画像上に、カラードブラ画像が重畳表示された画像である。制御回路 22 は、合成画像データに基づく合成画像をライブ画像として表示機器 50 に表示される。このとき、操作者は、例えば超音波のスキャン範囲中に正しくドブラスペクトラム画像の計測部位が含まれているか否かを B モード画像により確認する。なお、制御回路 22 は、カラードブラモードスキャンの代わりに B モードスキャンを行ってもよい。このとき、制御回路 22 は、B モード画像データを生成し、B モード画像データに基づく B モード画像をライブ画像として表示機器 50 に表示してもよい。

10

20

30

40

50

【0058】

制御回路 22 は、B モード画像、及びカラードブラ画像を表示機器 50 に表示すると、C W モードスキャンにおいて焦点を特定するマーカ（カーソル）が配置される B モード画像上の位置の設定を受け付ける（ステップ S A 3）。焦点を特定するマーカの位置が決定されると、入力インタフェース 20 を介し、C W モードを開始する開始指示が操作者により入力される。尚、操作者は、固定されたマーカの位置に対して、B モード画像を位置合わせしてもよい。

【0059】

制御回路 22 は、C W モードを開始する開始指示を受け付ける（ステップ S A 4）。

C W モードを開始する開始指示を受け付けられると、制御回路 22 は、カラードブラモードスキャンを停止した後、超音波送信回路 11、超音波受信回路 12、ドブラ処理回路 14、及び画像生成回路 15 を制御し、C W モードスキャンを実施する（ステップ S A 5）。これにより、設定された焦点を特定するマーカの位置を含む 1 走査線上のドブラスペクトラム画像データが取得される。

【0060】

次に、図 3 を参照して第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 がフュージョン画像データを生成し、生成したフュージョン画像データに基づくフュージョン画像を表示機器 50 に表示する流れについて説明する。以下、図 2 に示される超音波スキャンと並列して図 3 に示されるフュージョン画像データの生成が行われるものとする。具体的には、図 2 に示されるステップ S A 1 からステップ S A 3 までの処理が実行される間に、ステップ S B 2 からステップ S B 8 までの処理が並列して実行される。また、図 2 に示されるステップ S A 4 及びステップ S A 5 の処理が実行される間に、図 3 に示されるステップ S B 2 からステップ S B 5 まで、及びステップ S B 9 からステップ S B 11 までの処理が並列して実行される。

【0061】

また、予め画像データベース 19 に記憶されたボリュームデータは、3 次元の C T 画像データであるものとする。なお、ボリュームデータは、過去に取得された超音波画像データ、又は、他のモダリティにより取得された M R 画像データ、P E T - C T 画像データ、P E T - M R 画像データ、若しくは X 線画像データ等であってもよい。

【0062】

制御回路 22 は、ボリュームデータ処理機能 221 を実行し、入力インタフェース 20 を介してフュージョン画像を表示する表示指示を受け付ける（ステップ S B 1）。制御回路 22 は、フュージョン画像を表示する表示指示を受け付けると、位置センサシステム 30 から供給される超音波プローブ 70 の位置情報を取得する（ステップ S B 2）。

【0063】

制御回路 22 は、取得した位置情報から超音波プローブ 70 の走査断面を算出する（ステップ S B 3）。制御回路 22 は、算出した走査断面に基づき、例えば画像データベース

19に記憶されている予め取得されたボリュームデータに対してMPR処理を施し、MPR画像データを生成する(ステップSB4)。

【0064】

制御回路22は、撮像モードがCWモードであるか否かを判定する(ステップSB5)。制御回路22は、撮像モードがCWモードでない場合(ステップSB5のNo)、すなわち撮像モードがカラードブラモードである場合、表示制御機能223を実行する(ステップSB6)。

【0065】

表示制御機能223の実行により、制御回路22は、カラードブラモードスキャンにより取得されたBモード画像データ、及び、当該Bモード画像データに基づくBモード画像の走査断面(即ち、ステップSB3において算出された走査断面)を示すMPR画像に対応するMPR画像データに基づいてフュージョン画像データ(第1のフュージョン画像データ)を生成する。第1のフュージョン画像には、少なくともBモード画像、及び当該Bモード画像に対応するMPR画像が含まれる。

【0066】

制御回路22は、生成した第1のフュージョン画像データを第1のメモリ18-1に記憶する(ステップSB7)。制御回路22は、生成した第1のフュージョン画像データに基づく第1のフュージョン画像を表示機器50に表示する(ステップSB8)。

【0067】

制御回路22は、超音波スキャンが終了したか否かを判定する(ステップSB12)。制御回路22は、超音波スキャンが終了していない場合(ステップSB12のNo)、ステップSB2からステップSB5までの処理を再び実行する。制御回路22は、撮像モードがCWモードに切り替えられていない場合(ステップSB5のNo)、ステップSB6からステップSB8までの処理を再度実行する。このように、カラードブラモードにおいて、制御回路22は、ステップSB2からステップSB8までの処理を繰り返し実行し、表示機器50に表示される第1のフュージョン画像を更新し続ける。尚、「画像を更新し続ける」は、「画像を順次生成する」に読み替えてもよい。

【0068】

以下、入力装置60に含まれるスイッチ群61に対して所定の操作がされることにより、入力インタフェース20を介してCWモードを開始する開始指示が入力され、撮像モードがカラードブラモードからCWモードに切り替わった場合について説明する。

【0069】

図3に示されるステップSB5において、制御回路22は、撮像モードがCWモードであると判定し(ステップSB5のYes)、表示制御機能223を実行する。

【0070】

表示制御機能223の実行により制御回路22は、CWモードスキャンにより取得されたドプラスペクトラム画像データ、及び、当該ドプラスペクトラム画像データ取得時の超音波プローブ70の位置情報が示す走査断面(即ち、ステップSB3において算出された走査断面)を示すMPR画像に対応するMPR画像データに基づいてフュージョン画像データ(第2のフュージョン画像データ)を生成する(ステップSB9)。第2のフュージョン画像には、少なくともドプラスペクトラム画像、及びドプラスペクトラム画像に対応するMPR画像が含まれる。なお、カラードブラモード又はBモードから、Mモードに切り替える場合は、第2のフュージョン画像には、少なくともMモードスキャンにより生成されたMモード画像に基づくMモード画像、及びMモード画像に対応するMPR画像が含まれる。

【0071】

制御回路22は、生成した第2のフュージョン画像データを第1のメモリ18-1に記憶する(ステップSB10)。また、制御回路22は、第2のフュージョン画像データで用いたMPR画像データを第2のメモリ18-2に記憶する。具体的には、制御回路22は、例えば、第2のフュージョン画像データからMPR画像データを切り出し、切り出し

10

20

30

40

50

た M P R 画像データを第 2 のメモリ 1 8 - 2 に記憶する。

【 0 0 7 2 】

制御回路 2 2 は、生成した第 2 のフュージョン画像データに基づく第 2 のフュージョン画像を表示機器 5 0 に表示する（ステップ S B 1 1 ）。

【 0 0 7 3 】

制御回路 2 2 は、超音波スキャンが終了したか否か判定する（ステップ S B 1 2 ）。制御回路 2 2 は、超音波スキャンが終了していない場合（ステップ S B 1 2 の N o ）、ステップ S B 2 からステップ S B 5 までの処理、及びステップ S B 9 からステップ S B 1 1 までの処理を再び実行する。このように、C W モードにおいて、制御回路 2 2 は、ステップ S B 2 からステップ S B 5 までの処理、及びステップ S B 9 からステップ S B 1 1 までの処理を繰り返し実行し、表示機器 5 0 に表示される第 2 のフュージョン画像を更新し続ける。

10

【 0 0 7 4 】

制御回路 2 2 は、超音波スキャンが終了していると判定すると（ステップ S B 1 2 の Y e s ）、第 2 のフュージョン画像（或いは、第 1 のフュージョン画像）の更新を終了する。

【 0 0 7 5 】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る表示機器 5 0 に表示されるフュージョン画像（表示画像）の例である。図 4 の表示画像は、例えば、カラードブラモードスキャンが実施された後に、C W モードスキャンが開始された直後の画像に相当する。図 4 の表示画像は、例えば、画像領域 R 1 、画像領域 R 2 、及び画像領域 R 3 に分けられている。尚、表示画像は、4 つ以上の画像領域に分けられてもよい。また、それぞれの画像領域に表示される画像は、相互に入れ替えられてもよい。このことは、以下の実施形態でも同様である。

20

【 0 0 7 6 】

図 4 の画像領域 R 1 には、図 3 に示されるステップ S B 4 において生成された M P R 画像データに基づく M P R 画像が表示される。操作者は、この M P R 画像を視認することにより、B モード画像を収集していないときにおけるエコーデータの収集位置を把握することが可能となる。

【 0 0 7 7 】

M P R 画像には、スキャン範囲 1 0 0 およびカーソル 1 0 1 が重畳されている。スキャン範囲 1 0 0 は、超音波プローブ 7 0 の位置に基づく B モード画像の描画範囲を示す。カーソル 1 0 1 は、C W モードスキャンにおけるドブラ計測の方向および焦点を示す。具体的には、カーソル 1 0 1 は、例えば、ドブラ計測の方向を示す直線 1 0 2 と、当該直線 1 0 2 上に位置する円マーカ 1 0 3 とによって示される。円マーカ 1 0 3 の中心は、例えば C W モードスキャンにおける焦点を示す。カーソル 1 0 1 の位置は、C W モードスキャン中に取得される超音波プローブ 7 0 の位置情報に基づいて算出されている。

30

【 0 0 7 8 】

図 4 の画像領域 R 2 には、B モード画像 2 0 0 が表示される。B モード画像 2 0 0 には、カラードブラ画像 2 0 1 およびカーソル 2 0 2 が重畳されている。カーソル 2 0 2 は、カーソル 1 0 1 と同様である。B モード画像 2 0 0 は、例えばカラードブラモードスキャンが停止される直前に取得された B モード画像データに基づく B モード画像に相当する。

40

【 0 0 7 9 】

図 4 の画像領域 R 3 には、ドブラスペクトラム画像 3 0 0 および E C G (E l e c t r o C a r d i o G r a p h) 波形 3 0 1 が表示される。ドブラスペクトラム画像 3 0 0 は、例えば、C W モードスキャンにより取得される。E C G 波形は、ドブラスペクトラム画像 3 0 0 と時間軸を合わせて取得された E C G 波形データに基づいて生成される。E C G 波形データは、例えば超音波診断装置 1 が備える不図示の心電計により取得される。心電計は、例えば C W モードスキャンの対象となる被検体 P に取り付けられた電極から心拍に同期して発せられる電気信号を検出する計測装置である。なお、E C G 波形は、生体情報をグラフ化して得られる生体波形の一例であり、E C G 波形の代わりに被検体 P の周期性

50

を有する他の生体信号に基づく波形、例えば呼吸波形等を用いてもよい。また、ECG波形上における時相を指定する操作に応じて、第2のメモリ18-2から指定された時相に対応するMPR画像が読み出されてもよい。

【0080】

第2のメモリ18-2に記憶されたMPR画像データは、画質変更設定時、及びCWモードスキャンを停止した後に、ドプラスペクトラム画像を時系列に沿って個別確認する際に参照される。例えば、ドプラスペクトラム画像上における時相を指定する操作に応じて、第2のメモリ18-2から指定された時相に対応するMPR画像が読み出される。なお、カラードプラモード又はBモードから、Mモードに切り替える場合は、Mモードスキャンにより生成されたMモード画像データに基づくMモード画像上における時相を指定する操作に応じて、第2のメモリ18-2から指定された時相に対応するMPR画像が読み出されるようにしてもよい。

10

【0081】

以上説明したように、第1の実施形態によれば、制御回路22は、入力インタフェース20を介し、カラードプラモードからCWモードへのモード切替を受け付ける。制御回路22は、カラードプラモードにおいて、超音波送信回路11、超音波受信回路12、及びBモード処理回路13を制御し、カラードプラモードスキャンにより受信信号を生成する。また、制御回路22は、CWモードにおいて、超音波送信回路11、超音波受信回路12を制御し、CWモードスキャンにより受信信号を生成する。制御回路22は、カラードプラモードにおいて生成した受信信号に基づいて、Bモード画像データを順次生成する。また、制御回路22は、CWモードにおいて、生成した受信信号に基づいて、ドプラスペクトラム画像データを順次生成する。制御回路22は、ボリュームデータ処理機能221を実行し、位置センサシステム30から供給される超音波プローブ70の位置情報に基づいて、予め画像データベース19に記憶されたボリュームデータ（例えば、CT画像データ）からMPR画像データを順次生成する。制御回路22は、カラードプラモードにおいて、Bモード画像、及び当該Bモード画像に対応するMPR画像が含まれる第1のフュージョン画像を表示機器50に順次表示させる。制御回路22は、CWモードにおいて、ドプラスペクトラム画像、及び当該ドプラスペクトラム画像に対応するMPR画像が含まれる第2のフュージョン画像を表示機器50に順次表示させる。

20

【0082】

これにより、操作者は、例えばCWモードスキャン中にBモードスキャンが併用できない場合においても、順次更新されるMPR画像を視認することができる。MPR画像は、Bモード画像と同様に組織を形態的に示す画像であるため、表示されているMPR画像に含まれる形態学的構造を基準として超音波プローブ70の位置を把握することが可能となる。

30

【0083】

したがって、Bモード画像を収集していないときにおけるエコーデータの収集位置の把握を支援することが可能となる。

【0084】

〔第2の実施形態〕

第1の実施形態では、制御回路22は、超音波プローブ70の位置に対応するMPR画像をリアルタイムに表示し続けることにより、例えばBモード画像を収集していないときにおけるエコーデータの収集位置の把握を可能としていた。第2の実施形態では、超音波プローブ70の位置に対応するMPR画像をリアルタイムに表示し続けることに加え、モード切替後に超音波プローブ70の位置ずれを報知する場合について説明する。

40

【0085】

図5に示されるように、超音波診断装置1Aは、装置本体10A、超音波プローブ70、位置センサシステム30、表示機器50、及び入力装置60を備える。装置本体10Aは、ネットワーク500を介して外部装置40と接続される。また、装置本体10Aは、位置センサシステム30、表示機器50、及び入力装置60と接続される。

50

【 0 0 8 6 】

装置本体 1 0 A は、超音波プローブ 7 0 が受信した反射波信号に基づいて超音波画像を生成する装置である。装置本体 1 0 A は、超音波送信回路 1 1、超音波受信回路 1 2、B モード処理回路 1 3、ドブラ処理回路 1 4、画像生成回路 1 5、内部記憶回路 1 7、第 1 のメモリ 1 8 - 1 (第 1 のシネメモリ)、第 2 のメモリ 1 8 - 2 (第 2 のシネメモリ)、画像データベース 1 9、入力インタフェース 2 0、通信インタフェース 2 1 及び制御回路 2 2 A を含む。

【 0 0 8 7 】

制御回路 2 2 A は、例えば、超音波診断装置 1 A の中枢として機能するプロセッサである。制御回路 2 2 A は、内部記憶回路 1 7 に記憶されている制御プログラムを実行することで、この制御プログラムに対応する機能を実現する。具体的には、制御回路 2 2 A は、ボリュームデータ処理機能 2 2 1、表示制御機能 2 2 3 A、システム制御機能 2 2 5、及び位置ずれ検出機能 2 2 7 を有する。

10

【 0 0 8 8 】

位置ずれ検出機能 2 2 7 は、超音波プローブ 7 0 に設けられた位置センサ 3 1 により収集された、モード切替時の位置情報と、モード切替後の位置情報とに基づいて、超音波プローブ 7 0 の位置ずれを検出する機能である。位置ずれとは、例えば、モード切替後に超音波プローブ 7 0 の位置がずれることにより生じる超音波プローブ 7 0 から送信される超音波のフォーカス位置のずれである。超音波のフォーカス位置は、例えば P W モードスキャンが実行される前に設定されるサンプルゲートの中心の位置である。サンプルゲートは、ドブラスペクトラム画像を計測する部位を指定するためのマーカである。

20

【 0 0 8 9 】

具体的には、位置ずれ検出機能 2 2 7 が実行されると、制御回路 2 2 A は、例えば、P W モードスキャンが実行される前に設定された超音波のフォーカス位置を取得する。また、制御回路 2 2 A は、P W モードスキャン中に取得される超音波プローブ 7 0 の位置情報に基づいて、超音波のフォーカス位置を算出する。制御回路 2 2 A は、B モードスキャンが停止される直前の超音波のフォーカス位置と、算出した超音波のフォーカス位置との差分、例えばユークリッド空間上の距離を算出する。これにより、位置ずれが検出される。

【 0 0 9 0 】

表示制御機能 2 2 3 A は、第 1 の実施形態に係る表示制御機能 2 2 3 が備える機能に加えて、P W モードスキャン中において、B モードスキャン停止時からの超音波プローブ 7 0 の位置ずれを報知する機能を有する。表示制御機能 2 2 3 A が実行されると、制御回路 2 2 A は、例えば、位置ずれ検出機能 2 2 7 により検出された位置ずれに基づいて、位置ずれの度合いを示すガイド画像データを生成する。ガイド画像データに基づくガイド画像には、例えば、位置ずれ検出機能 2 2 7 により算出されたユークリッド空間上の距離が含まれる。また、制御回路 2 2 A は、P W モードスキャン中に生成されるドブラスペクトラム画像データ、ボリュームデータ処理機能 2 2 1 により生成された M P R 画像データ、及び生成したガイド画像データに基づいて、フュージョン画像データ (第 3 のフュージョン画像データ) を生成する。

30

【 0 0 9 1 】

第 3 のフュージョン画像データに基づく第 3 のフュージョン画像には、P W モードスキャンによりリアルタイムで取得されるドブラスペクトラム画像、当該ドブラスペクトラム画像取得時の走査断面に対応する M P R 画像、及びガイド画像が含まれる。制御回路 2 2 A は、生成した第 3 のフュージョン画像データを第 1 のメモリ 1 8 - 1 に記憶する。また、制御回路 2 2 A は、第 3 のフュージョン画像データの生成に用いた M P R 画像データ、及びガイド画像データを第 2 のメモリ 1 8 - 2 に記憶する。尚、第 2 のメモリ 1 8 - 2 に記憶される M P R 画像データには、ガイド画像データの情報が重畳されていてもよい。

40

【 0 0 9 2 】

次に、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 A の動作について、図 6、及び図 7 のフローチャートを参照して説明する。図 6 は、図 5 の制御回路における、ドブラスペクトラ

50

ム画像データを生成する際の動作を例示するフローチャートである。当該フローチャートの動作は、システム制御機能 225 により実現される。図 7 は、図 5 の制御回路における、フュージョン画像データの生成およびフュージョン画像の表示に関する動作を例示するフローチャートである。当該フローチャートの動作は、ボリュームデータ処理機能 221、表示制御機能 223A、及び位置ずれ検出機能 227 により実現される。

【0093】

まず、図 6 を参照して第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 が PW モードスキャンを実施する流れについて説明する。以下の説明では、カラードブラモードスキャンが実施された後に、PW モードスキャンが実施されるものとする。このとき、PW モードスキャンの計測位置の数は 1 つであるものとする。なお、カラードブラモードスキャンが実施された後に、CW モードスキャン又は M モードスキャン等が実施されてもよい。また、カラードブラモードスキャンの代わりに B モードスキャンを実施し、その後に、CW モードスキャン又は M モードスキャン等が実施されてもよい。

10

【0094】

ステップ SC 1、及びステップ SC 2 の処理は、図 2 に示されるステップ SA 1、及びステップ SA 2 と同様の処理であるため、説明を省略する。

【0095】

制御回路 22A は、B モード画像、及びカラードブラ画像を表示機器 50 に表示すると、サンプルゲートと呼ばれるマーカ（カーソル）が配置される B モード画像上の位置の設定を受け付ける（ステップ SC 3）。サンプルゲートの位置が決定されると、入力インタフェース 20 を介し、PW モードを開始する開始指示が操作者により入力される。

20

【0096】

制御回路 22A は、PW モードを開始する開始指示を受け付ける（ステップ SC 4）。PW モードを開始する開始指示を受け付けられると、制御回路 22A は、カラードブラモードスキャンを停止した後、超音波送信回路 11、超音波受信回路 12、ドブラ処理回路 14、及び画像生成回路 15 を制御し、PW モードスキャンを実施する（ステップ SC 5）。これにより、設定されたサンプルゲートの位置におけるドブラスペクトラム画像データが取得される。

【0097】

次に、図 7 を参照して第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1A がフュージョン画像データを生成し、生成したフュージョン画像データに基づくフュージョン画像を表示機器 50 に表示する流れについて説明する。以下、図 6 に示される超音波スキャンと並列して図 7 に示されるフュージョン画像データの生成が行われるものとする。具体的には、図 6 に示されるステップ SC 1 からステップ SC 3 までの処理が実行される間に、図 7 に示されるステップ SD 2 からステップ SD 8 までの処理が並列して実行される。また、図 6 に示されるステップ SC 4 及びステップ SC 5 の処理が実行される間に、図 7 に示されるステップ SD 2 からステップ SD 5 まで、及びステップ SD 9 からステップ SD 13 までの処理が並列して実行される。

30

【0098】

ステップ SD 1 からステップ SD 4 までの処理は、図 3 に示されるステップ SB 1 からステップ SB 4 までの処理と同様であるため、説明を省略する。

40

【0099】

制御回路 22A は、撮像モードが PW モードであるか否か判定する（ステップ SD 5）。制御回路 22A は、撮像モードが PW モードでない場合（ステップ SD 5 の No）、すなわち撮像モードがカラードブラモードである場合、表示制御機能 223A を実行する（ステップ SD 6）。

【0100】

図 7 に示されるステップ SD 7 及びステップ SD 8 の処理は、図 3 に示されるステップ SB 7 及びステップ SB 8 の処理と同様であるため、説明を省略する。

【0101】

50

以下、入力インタフェース 20 を介して P W モードを開始する開始指示が入力され、撮像モードがカラードブラモードから P W モードに切り替わった場合について説明する。

【 0 1 0 2 】

図 7 に示されるステップ S D 5 において、制御回路 2 2 A は、撮像モードが P W モードであると判定し（ステップ S D 5 の Y e s ）、位置ずれ検出機能 2 2 7 を実行する（ステップ S D 9 ）。

【 0 1 0 3 】

位置ずれ検出機能 2 2 7 の実行により制御回路 2 2 A は、P W モードスキャンが実行される前に設定された超音波のフォーカス位置を取得する。また、制御回路 2 2 A は、P W モードスキャン中に取得される超音波プローブ 7 0 の位置情報に基づいて、超音波のフォーカス位置を算出する。制御回路 2 2 A は、カラードブラモードスキャンが停止される直前の超音波のフォーカス位置と、算出した超音波のフォーカス位置との差分、例えばユークリッド空間上の距離を算出する（ステップ S D 9 ）。これにより、位置ずれが検出される。

【 0 1 0 4 】

制御回路 2 2 A は、位置ずれを検出すると、表示制御機能 2 2 3 A を実行し、算出したユークリッド空間上の距離に基づいて、ガイド画像データを生成する（ステップ S D 1 0 ）。

【 0 1 0 5 】

制御回路 2 2 A は、P W モードスキャン中に生成されるドブラスペクトラム画像データ、図 7 に示されるステップ S D 4 において生成された M P R 画像データ、及び生成したガイド画像データに基づいて、第 3 のフュージョン画像データを生成する（ステップ S D 1 1 ）。第 3 のフュージョン画像データに基づくフュージョン画像には、少なくともドブラスペクトラム画像、当該ドブラスペクトラム画像に対応する M P R 画像、及びステップ S D 1 0 において生成されたガイド画像データに基づくガイド画像が含まれる。

【 0 1 0 6 】

制御回路 2 2 A は、生成した第 3 のフュージョン画像データを第 1 のメモリ 1 8 - 1 に記憶する（ステップ S D 1 2 ）。また、制御回路 2 2 A は、第 3 のフュージョン画像データで用いた M P R 画像データ、及びガイド画像データを第 2 のメモリ 1 8 - 2 に記憶する。具体的には、制御回路 2 2 A は、第 3 のフュージョン画像データから、ガイド画像データが重畳された M P R 画像データを切り出し、切り出した M P R 画像データを第 2 のメモリ 1 8 - 2 に記憶する。

【 0 1 0 7 】

制御回路 2 2 A は、生成した第 3 のフュージョン画像データに基づく第 3 のフュージョン画像を表示機器 5 0 に表示する（ステップ S D 1 3 ）。

【 0 1 0 8 】

制御回路 2 2 A は、超音波スキャンが終了したか否かを判定する（ステップ S D 1 4 ）。制御回路 2 2 A は、超音波スキャンが終了していない場合（ステップ S D 1 4 の N o ）、ステップ S D 2 からステップ S D 5 までの処理、及びステップ S D 9 からステップ S D 1 3 までの処理を再び実行する。このように、P W モードにおいて、制御回路 2 2 A は、ステップ S D 2 からステップ S D 5 までの処理、及びステップ S D 9 からステップ S D 1 1 までの処理を繰り返し実行し、表示機器 5 0 に表示される第 3 のフュージョン画像を更新し続ける。

【 0 1 0 9 】

制御回路 2 2 は、超音波スキャンが終了していると判定すると（ステップ S D 1 4 の Y e s ）、第 3 のフュージョン画像（或いは、第 1 のフュージョン画像）の更新を終了する。

【 0 1 1 0 】

図 8 は、第 2 の実施形態に係る表示機器 5 0 に表示されるフュージョン画像（表示画像）の例である。図 8 の表示画像は、例えば、カラードブラモードスキャンが実施された後

10

20

30

40

50

に、PWモードスキャンが開始された直後の画像に相当する。図8の表示画像は、例えば、画像領域R1、画像領域R2、及び画像領域R3に分けられている。

【0111】

図8の画像領域R1には、図7に示されるステップSD4において生成されたMPR画像データに基づくMPR画像が表示される。操作者は、このMPR画像を視認することにより、Bモード画像を収集していないときにおけるエコーデータの収集位置を把握することが可能となる。

【0112】

MPR画像には、スキャン範囲100およびカーソル104（ドブラカーソル）が重畳されている。カーソル104は、PWモードスキャンにおけるドブラ計測の方向およびゲートを示す。具体的には、カーソル104は、例えば、パルスドブラ計測の方向を示す直線105と、計測部位を指定する短い直線の組（二重線）によって示されるゲート106とによって示される。カーソル104の位置は、PWモードスキャン中に取得される超音波プローブ70の位置情報に基づいて算出されている。

【0113】

また、MPR画像には、例えば、文字列「Distance: 3.5mm」が重畳されている。文字列「Distance: 3.5mm」は、表示機器50を視認する操作者に対し、超音波プローブ70の位置ずれが発生していることを報知するために表示されている。「3.5mm」は、図7に示されるステップSD9において制御回路22Aにより算出されたユークリッド空間上の距離を示す。「3.5mm」は、例えばゲート106の中心Oからの距離である。また、図8に示される文字列「Distance: 3.5mm」、及びゲート106には、算出されたユークリッド空間上の距離に応じて所定の表示色が割り当てられている。表示色は、例えば黄色である。これにより、操作者は、表示色に応じて位置ずれの度合いを把握することが可能となる。

【0114】

なお、制御回路22Aは、PWモードスキャンが開始される前に設定された第1のサンプルゲートと、PWモードスキャン中に取得される超音波プローブ70の位置情報に基づいて算出された位置に基づく第2サンプルゲートとを並列に表示するようにしてもよい。このとき、制御回路22Aは、例えば、第1のサンプルゲートに所定の表示色を割り当てる。また、制御回路22Aは、第2のサンプルゲートに第1のサンプルゲートに割り当てられる表示色とは異なる表示色を、算出されたユークリッド空間上の距離に応じて割り当てる。

【0115】

図8の画像領域R2には、Bモード画像200が表示される。Bモード画像200には、カラードブラ画像201およびカーソル203が重畳されている。カーソル203は、カーソル104と同様である。Bモード画像200は、例えばカラードブラモードスキャンが停止される直前に取得されたBモード画像データに基づくBモード画像に相当する。

【0116】

図8の画像領域R3には、ドブラスペクトラム画像300およびECG波形301が表示される。ドブラスペクトラム画像300は、例えば、PWモードスキャンにより取得される。

【0117】

以上説明したように、第2の実施形態によれば、制御回路22Aは、入力インタフェース20を介し、カラードブラモードからPWモードへのモード切替を受け付ける。制御回路22Aは、カラードブラモードにおいて、超音波送信回路11、超音波受信回路12を制御し、カラードブラモードスキャンにより受信信号を生成する。また、制御回路22Aは、PWモードにおいて、超音波送信回路11、超音波受信回路12を制御し、PWモードスキャンにより受信信号を生成する。制御回路22Aは、カラードブラモードにおいて生成したBモードデータに基づいて、Bモード画像データを順次生成する。また、制御回路22Aは、PWモードにおいて、生成したドブラデータに基づいて、ドブラスペクトラ

10

20

30

40

50

ム画像データを順次生成する。制御回路22Aは、PWモードスキャン中において、位置ずれ検出機能227を実行し、カラードブラモードスキャンが停止される直前の超音波プローブ70の位置情報と、PWモードスキャン中の超音波プローブ70の位置情報とに基づいて、超音波プローブ70の位置ずれを検出する。制御回路22Aは、表示制御機能223Aを実行し、検出した位置ずれをユークリッド空間上の距離として表示機器50に表示する。

【0118】

これにより、操作者は、Bモード画像を収集していないときにおいて超音波プローブ70の位置ずれが発生していることを明確に把握することが可能となる。

【0119】

10

(他の実施形態)

第1の実施形態では、制御回路22は、CWモードスキャン中に生成されたMPR画像データを第2のメモリ18-2に記憶していたがこれに限定されない。例えば、制御回路22は、CWモードを開始する開始指示を受け付けた際に、カラードブラモードスキャン中に第1のメモリ18-1に記憶されていた第1のフュージョン画像データに基づいてMPR画像データを生成し、当該MPR画像データを第2のメモリ18-2に記憶してもよい。これにより、撮像モード切替以前に生成されたMPR画像データについてもMPR画像のみを視認したい場合に参照することが可能となる。

【0120】

また、第2の実施形態では、制御回路22Aは、超音波プローブ70の位置情報に基づいてMPR画像データを生成していたがこれに限定されない。制御回路22Aは、例えばMPR画像データを生成せず、ガイド画像のみにより位置ずれを報知する。具体的には、制御回路22Aは、例えば図9に示される画像領域R2に表示されるBモード画像200に重畳させる形で文字列「Distance: 3.5mm」、及びサンプルゲート211を表示する。図9は、他の実施形態に係る表示機器50に表示されるフュージョン画像の例である。このとき、制御回路22Aは、図9に示されるように、画像領域R1には何も表示しない。これにより、MPR画像データを生成する負荷を軽減することが可能となる。

20

【0121】

また、第2の実施形態では、制御回路22Aは、位置ずれについて文字列によりユークリッド空間上の距離のみを表示していたがこれに限定されない。制御回路22Aは、例えば、図10に示されるように、平面で示される画像領域R2において奥行き方向のずれ量が分かる画像を表示してもよい。図10は、他の実施形態に係る表示機器50に表示されるフュージョン画像の例である。図10に示されるように、制御回路22Aは、例えば、サンプルゲート211の中心Oから所定の距離d離れた点の集合である円212を表示する。これにより、操作者は、例えば図10に示される奥行き方向(Z方向)に所定の距離dだけ位置ずれしていることを把握することが可能となる。

30

【0122】

また、第2の実施形態では、PWモードスキャンにおいて、例えば制御回路22Aは、1つの走査線に対してパルス波を送信し、反射波を受信してドブラスペクトラム画像データを生成していたがこれに限られない。例えば、制御回路22Aは、PWモードスキャンにおいて、複数の走査線に対し、順々にパルス波を送信し、反射波を受信してドブラスペクトラム画像データを生成してもよい。例えば、制御回路22Aは、それぞれ異なる走査線に位置する第1の計測位置及び第2の計測位置に対し、交互にパルス波を送信し、その反射波をそれぞれ受信する。これにより、制御回路22Aは、2つの計測位置におけるドブラスペクトラム画像データを生成し、当該生成された2つのドブラスペクトラム画像データに基づくドブラスペクトラム画像を同時に表示することが可能となる。

40

【0123】

また、上記実施形態では、例えば、制御回路22は、図3に示されるステップSB4において、1時相に対応するボリュームデータを前提として、当該ボリュームデータにMP

50

R 処理を施して M P R 画像データを生成していた。しかしながら、これに限定されない。制御回路 22 は、例えば、複数の時相それぞれに対応するボリュームデータに M P R 処理を施して M P R 画像データを生成してもよい。このとき、制御回路 22 は、生体波形に同期させて、M P R 画像データの基となるボリュームデータを切り替える。具体的には、制御回路 22 は、超音波プローブ 70 の位置情報だけでなく、例えばボリュームデータ取得時に時系列を合わせて取得された E C G 波形データ、及び、P W モードスキャン時に合わせて取得される E C G 波形データに基づき、P W モードスキャン中の心電時相に同期した M P R 画像データを生成し、M P R 画像の表示を切り替えるようにする。

【0124】

また、上記実施形態では、例えば、制御回路 22 は、図 4 に示される表示機器 50 の画面上に C T 画像データに係る M P R 画像を 1 つ表示していたがこれに限定されない。制御回路 22 は、例えば、異なるモダリティにより取得された複数のボリュームデータからそれぞれ生成された複数の M P R 画像を表示機器 50 に表示するようにしてもよい。

10

【0125】

また、上記実施形態において、B モードスキャン、及びカラードブラモードスキャンにより、超音波受信回路 12 において生成される受信信号は、特許請求の範囲に記載の第 1 エコーデータの一例である。また、C W モードスキャン、P W モードスキャン、M モードスキャン、及び P W E モードスキャンにより、超音波受信回路 12 において生成される受信信号は、特許請求の範囲に記載の第 2 エコーデータの一例である。また、B モード画像、及び B モード画像とカラードブラ画像とを合成した合成画像は、特許請求の範囲に記載の第 1 画像の一例である。また、ドプラスペクトラム画像、M モード画像、弾性画像データに基づく弾性画像は、第 2 画像の特許請求の範囲に記載の第 2 画像の一例である。また、M P R 画像は、特許請求の範囲に記載の第 3 画像の一例である。

20

【0126】

(表示例)

図 11 は、他の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像(表示画像)の一例を示す図である。図 11 の表示画像は、例えば、B モードスキャンが実施された後に、C W モードスキャンが開始された直後の画像に相当する。図 11 の表示画像は、例えば、画像領域 R1、画像領域 R2 および画像領域 R3 に分けられている。図 11 の表示画像は、円マーカを表示しない点において図 4 の表示画像と異なる。

30

【0127】

画像領域 R2 には、B モード画像 200 が表示される。B モード画像 200 には、カーソル 204 が重畳されている。カーソル 204 は、C W モードにおける超音波を発信する方向を示す。尚、画像領域 R2 には、B モード画像にカラードブラ表示を含めた合成画像が表示されてもよい。

【0128】

画像領域 R1 には、M P R 画像が表示される。M P R 画像には、スキャン範囲 100 およびカーソル 107 が重畳されている。カーソル 107 は、カーソル 204 と同様である。カーソル 107 の位置は、例えば、C W モードスキャン中に取得される超音波プローブ 70 の位置情報に基づいて算出される。

40

【0129】

画像領域 R3 には、ドプラスペクトラム画像 300 および E C G 波形 301 が表示される。ドプラスペクトラム画像 300 は、例えば、C W モードスキャンにより取得される。

【0130】

概括すると、図 11 の表示画像は、少なくとも M P R 画像および B モード画像を同時に表示するフュージョン画像と、少なくとも M P R 画像およびドプラスペクトラム画像を同時に表示するフュージョン画像とを含む。また、M P R 画像には、カーソル 107 が常に表示される。よって、M P R 画像上にカーソル 107 が常に表示されることにより、操作者は、エコーデータの収集位置を常に把握することができる。

【0131】

50

図 1 2 は、他の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像（表示画像）の一例を示す図である。図 1 2 の表示画像は、例えば、B モードスキャンが実施された後に、M モードスキャンを実施している画像に相当する。図 1 2 の表示画像は、例えば、画像領域 R 1、画像領域 R 2 および画像領域 R 3 に分けられている。

【 0 1 3 2 】

画像領域 R 2 には、B モード画像 2 0 0 が表示される。B モード画像 2 0 0 には、カーソル 2 0 5 が重畳されている。カーソル 2 0 5 は、M モードにおける超音波を発信する方向を示す。

【 0 1 3 3 】

画像領域 R 1 には、M P R 画像が表示される。M P R 画像には、スキャン範囲 1 0 0 およびカーソル 1 0 8 が重畳されている。カーソル 1 0 8 は、カーソル 2 0 5 と同様である。カーソル 1 0 8 の位置は、例えば、M モードスキャン中に取得される超音波プローブ 7 0 の位置情報に基づいて算出される。

【 0 1 3 4 】

画像領域 R 3 には、M モード画像 3 1 0 が表示される。M モード画像 3 1 0 は、例えば、M モードスキャンにより取得される。

【 0 1 3 5 】

概括すると、図 1 2 の表示画像は、少なくとも M P R 画像および B モード画像を同時に表示するフュージョン画像と、少なくとも M P R 画像および M モード画像を同時に表示するフュージョン画像とを含む。また、M P R 画像には、カーソル 1 0 8 が常に表示される。よって、M P R 画像上にカーソル 1 0 8 が常に表示されることにより、操作者は、エコーデータの収集位置を常に把握することができる。

【 0 1 3 6 】

図 1 3 は、他の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像（表示画像）の一例を示す図である。図 1 3 の表示画像は、例えば、B モードスキャンが実施された後に、S W E モードスキャンを実施している画像に相当する。図 1 3 の表示画像は、例えば、画像領域 R 1、画像領域 R 2 および画像領域 R 3 に分けられている。

【 0 1 3 7 】

画像領域 R 1 には、M P R 画像が表示される。M P R 画像には、スキャン範囲 1 0 0 および R O I マーカ 1 0 9 が重畳されている。R O I マーカ 1 0 9 は、例えば、S W E モードにおける、切断波伝播速度表示、弾性率表示および伝播表示などの範囲を示す。

【 0 1 3 8 】

画像領域 R 2 には、B モード画像 2 0 0 が表示される。尚、B モード画像 2 0 0 には、R O I マーカ 1 0 9 に相当する R O I マーカが重畳されてもよい。

【 0 1 3 9 】

画像領域 R 3 には、S W E 画像 3 2 0 が表示される。S W E 画像 3 2 0 には、伝播表示画像 3 3 0 が重畳されている。S W E 画像 3 2 0 は、例えば、S W E モードスキャンにより取得される。尚、S W E 画像 3 2 0 に重畳される画像は、例えば、切断波伝播速度表示画像や弾性率表示画像でもよい。

【 0 1 4 0 】

概括すると、図 1 3 の表示画像は、少なくとも M P R 画像および B モード画像を同時に表示するフュージョン画像と、少なくとも M P R 画像および S W E 画像を同時に表示するフュージョン画像とを含む。また、M P R 画像には、R O I マーカ 1 0 9 が常に表示される。よって、M P R 画像上に R O I マーカ 1 0 9 が常に表示される事により、操作者は、エコーデータの収集位置を常に把握することができる。

【 0 1 4 1 】

図 1 4 は、他の実施形態に係る表示機器に表示されるフュージョン画像（表示画像）の一例を示す図である。図 1 4 の表示画像は、例えば、B モードスキャンが実施された後に、S W E モードスキャンを実施している画像に相当する。図 1 4 の表示画像は、例えば、画像領域 R 1、画像領域 R 2、画像領域 R 3 および画像領域 R 4 に分けられている。

【0142】

画像領域 R 1 には、M P R 画像が表示される。M P R 画像には、スキャン範囲 1 0 0 および R O I マーカ 1 0 9 が重畳されている。画像領域 R 2 には、B モード画像 2 0 0 が表示される。画像領域 R 3 には、S W E 画像 3 2 0 が表示される。S W E 画像 3 2 0 には、伝播表示画像 3 3 0 が重畳されている。

【0143】

画像領域 R 4 には、S W E 画像 4 0 0 が表示される。S W E 画像 4 0 0 には、弾性率表示画像 4 1 0 が重畳されている。S W E 画像 4 0 0 は、例えば、S W E モードスキャンにより取得される。尚、S W E 画像 4 0 0 に重畳される画像は、剪断波伝播速度表示画像でもよい。

10

【0144】

概括すると、図 1 4 の表示画像は、少なくとも M P R 画像および B モード画像を同時に表示するフュージョン画像と、少なくとも M P R 画像および複数の S W E 画像を同時に表示するフュージョン画像とを含む。また、M P R 画像には、R O I マーカ 1 0 9 が常に表示される。よって、M P R 画像上に R O I マーカ 1 0 9 が常に表示される事により、操作者は、エコーデータの収集位置を常に把握することができる。

【0145】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、B モード画像を収集していないときにおけるエコーデータの収集位置の把握を支援することができる。

【0146】

20

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、C P U (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t)、G P U (G r a p h i c s P r o c e s s i n g U n i t)、或いは、特定用途向け集積回路 (A p p l i c a t i o n S p e c i f i c I n t e g r a t e d C i r c u i t : A S I C)、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 (S i m p l e P r o g r a m m a b l e L o g i c D e v i c e : S P L D)、複合プログラマブル論理デバイス (C o m p l e x P r o g r a m m a b l e L o g i c D e v i c e : C P L D)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (F i e l d P r o g r a m m a b l e G a t e A r r a y : F P G A)) 等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、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。さらに、図 1、及び図 5 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

【0147】

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。これら新規な実施形態は、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ともに、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。

40

【符号の説明】

【0148】

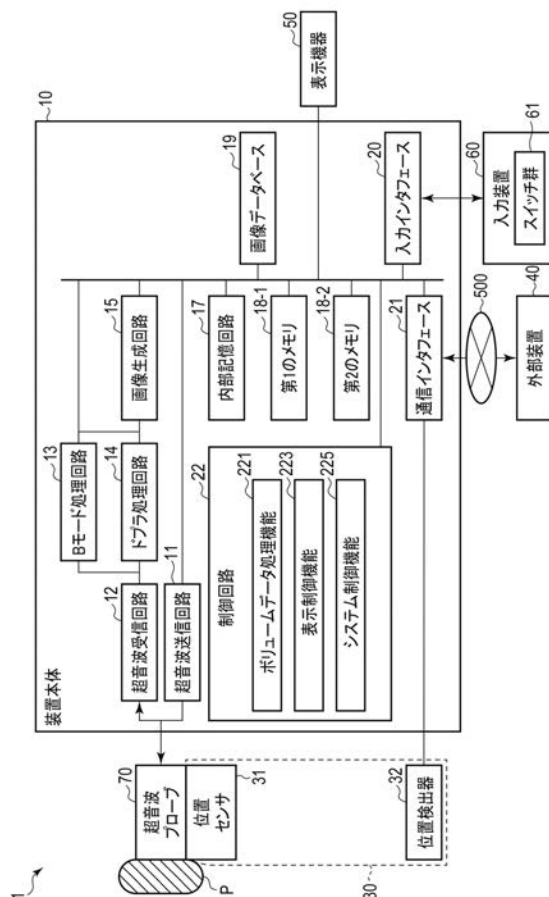
- 1, 1 A ... 超音波診断装置
- 1 1 ... 超音波送信回路
- 1 2 ... 超音波受信回路
- 1 3 ... B モード処理回路
- 1 4 ... ドブラ処理回路
- 1 5 ... 画像生成回路
- 1 7 ... 内部記憶回路

50

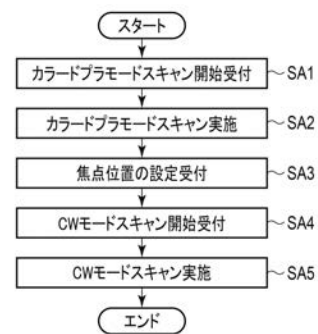
- 18 - 1 ... 第1のメモリ
- 18 - 2 ... 第2のメモリ
- 19 ... 画像データベース
- 20 ... 入力インタフェース
- 21 ... 通信インタフェース
- 22, 22A ... 制御回路
- 30 ... 位置センサシステム
- 40 ... 外部装置
- 50 ... 表示機器
- 60 ... 入力装置
- 70 ... 超音波プローブ
- 221 ... ボリュームデータ処理機能
- 223, 223A ... 表示制御機能
- 225 ... システム制御機能
- 227 ... 位置ずれ検出機能

10

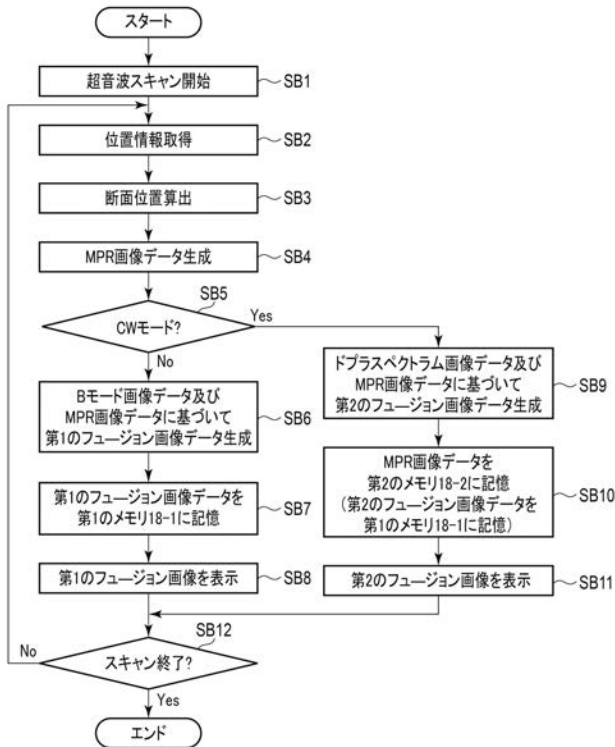
【図1】



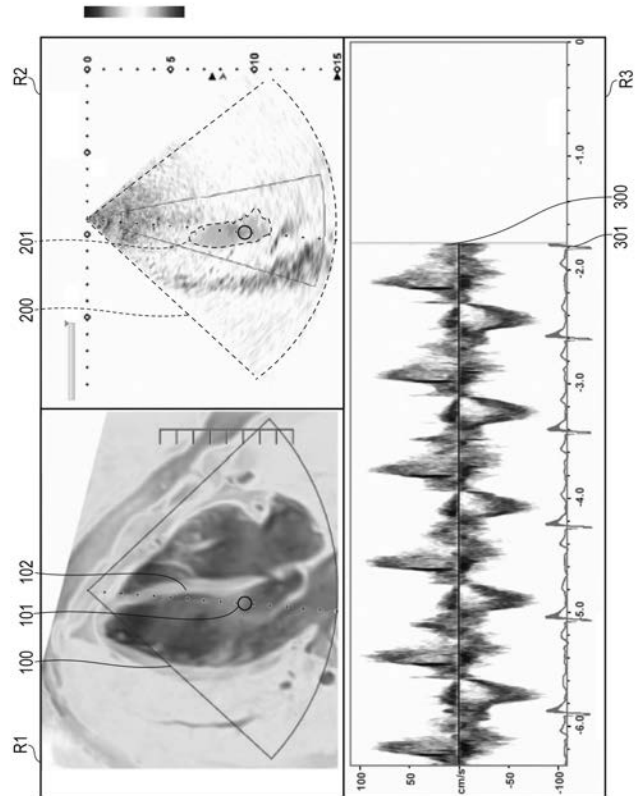
【図2】



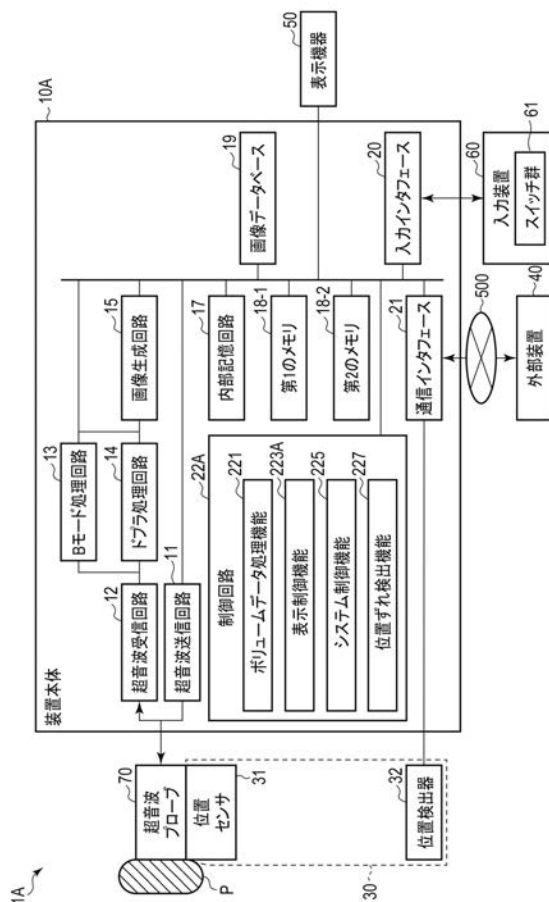
【図 3】



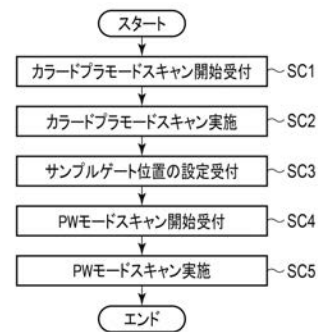
【図 4】



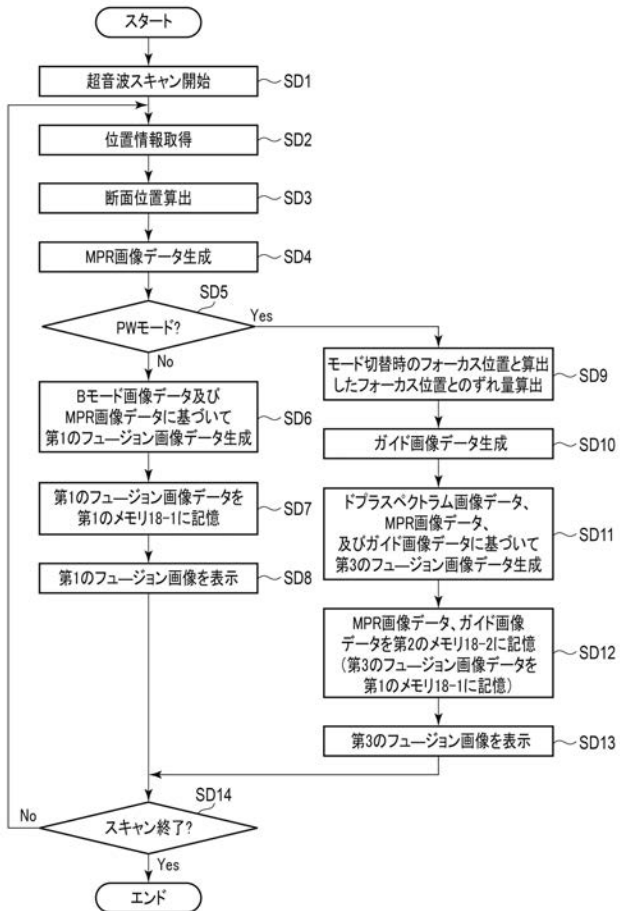
【図 5】



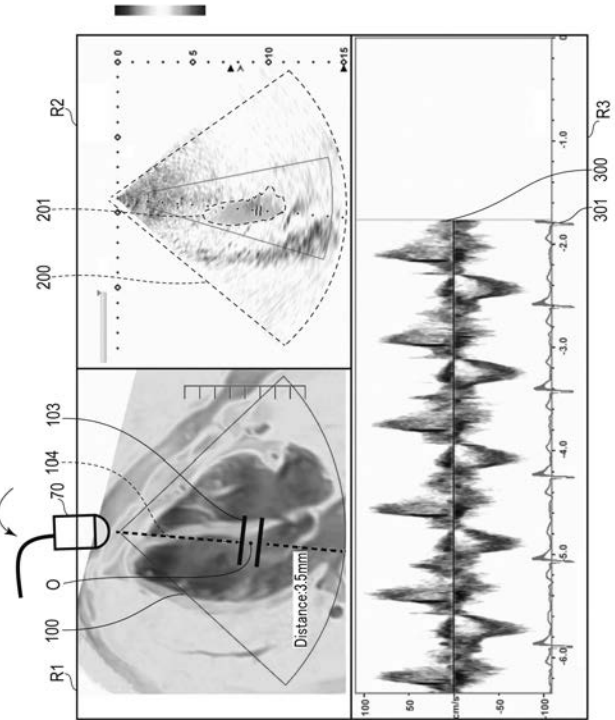
【図 6】



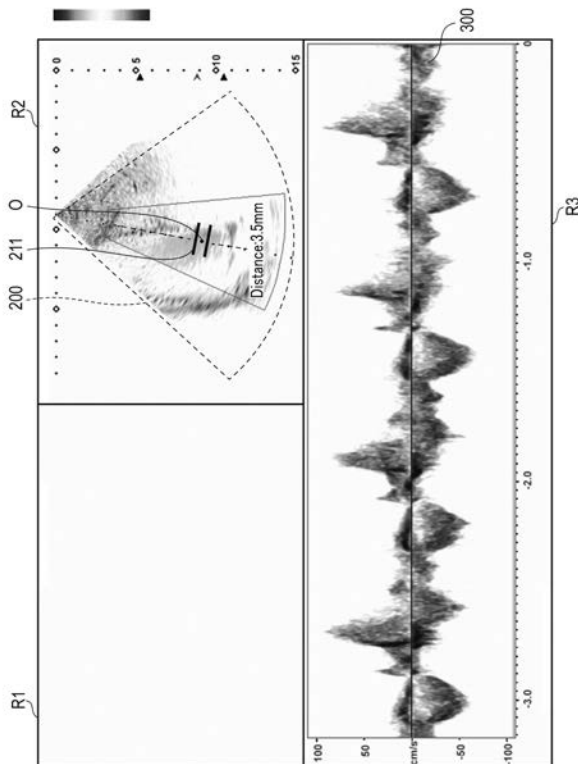
【図 7】



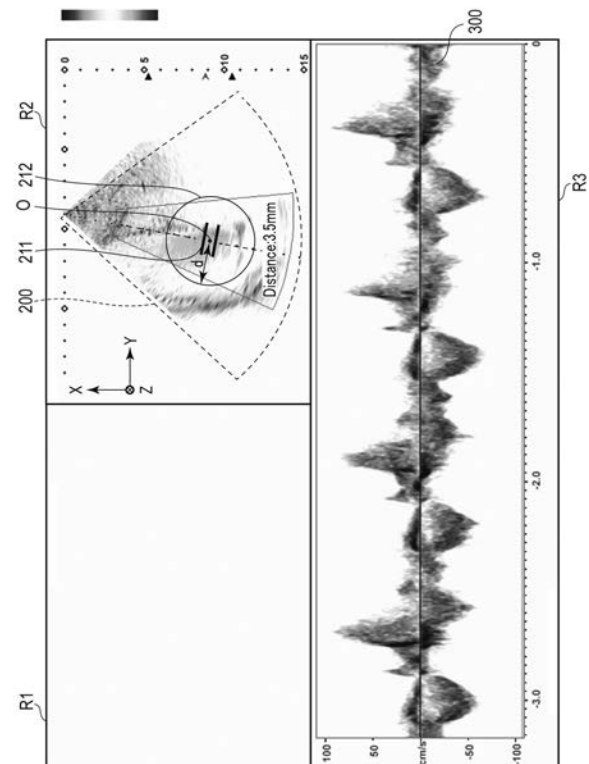
【図 8】



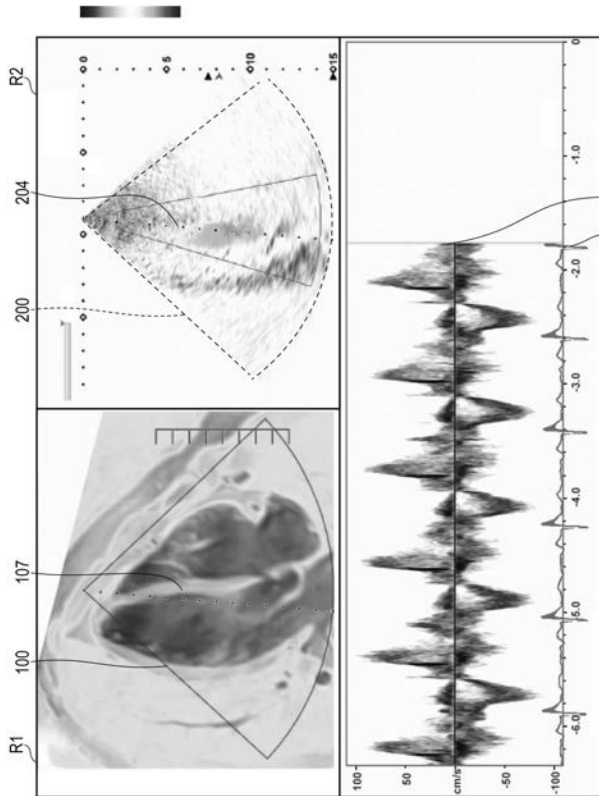
【図 9】



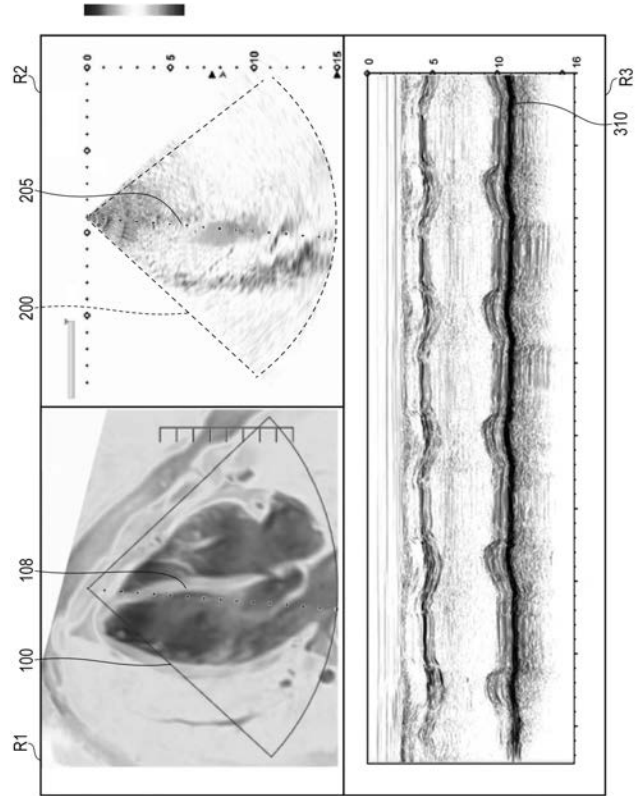
【図 10】



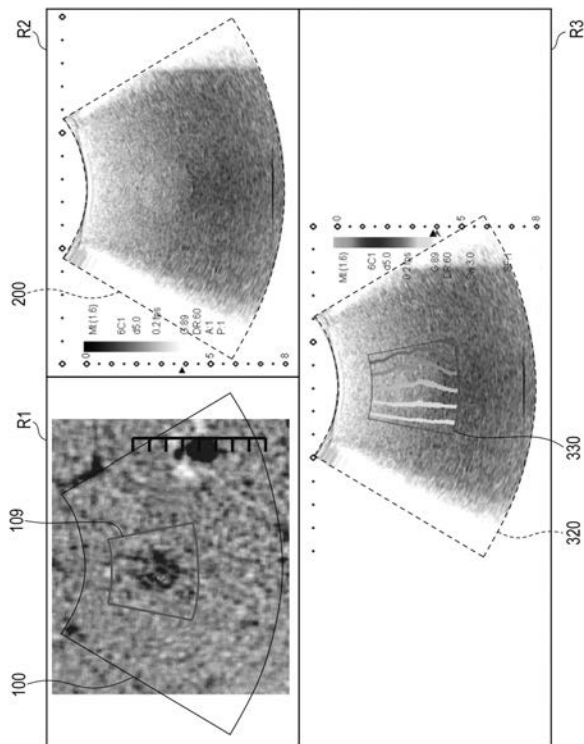
【図 1 1】



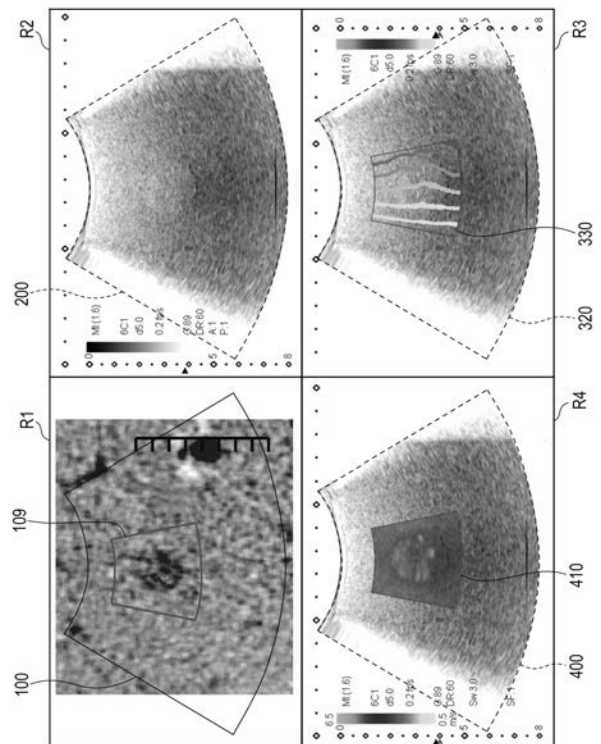
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(72)発明者 小林 幸史

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 栗田 康一郎

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 小林 豊

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 DD19 DE02 DE03 DE04 EE10 EE11 GA18 GA21 GA22 GA25

KK12 KK13 KK17 KK19 KK24 KK25 KK31 KK36 LL16 LL33

LL38

专利名称(译)	超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2019063508A	公开(公告)日	2019-04-25
申请号	JP2018179989	申请日	2018-09-26
[标]发明人	小林幸史 栗田康一郎 小林豊		
发明人	小林 幸史 栗田 康一郎 小林 豊		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA22 4C601/GA25 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/LL16 4C601/LL33 4C601/LL38		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
优先权	2017189150 2017-09-28 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是在不获取B模式图像时支持对回波数据获取位置的掌握。根据实施例的超声诊断设备包括输入单元，发送/接收单元，图像生成单元，体数据处理单元和显示控制单元。输入单元接收从第一成像模式到第二成像模式的模式切换。发送和接收单元收集第一回波数据并收集第二回波数据。图像生成单元在第一成像模式中顺序地生成包括B模式图像的第一图像，并且在第二成像模式中顺序地生成不包括B模式图像的第二图像。体数据处理单元顺序地生成第三图像。显示控制单元使显示单元在第一成像模式中顺序显示第一图像和第三图像，并使显示单元在第二成像模式中顺序显示第二图像和第三图像。[选图]图1

