

(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2018-110851

(P2018-110851A)

(43) 公開日 平成30年7月19日 (2018.7.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2017-251159 (P2017-251159)
 (22) 出願日 平成29年12月27日 (2017.12.27)
 (31) 優先権主張番号 特願2017-2058 (P2017-2058)
 (32) 優先日 平成29年1月10日 (2017.1.10)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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
 (74) 代理人 110001771
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
 (72) 発明者 小林 豊
 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 小林 幸史
 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 松永 智史
 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

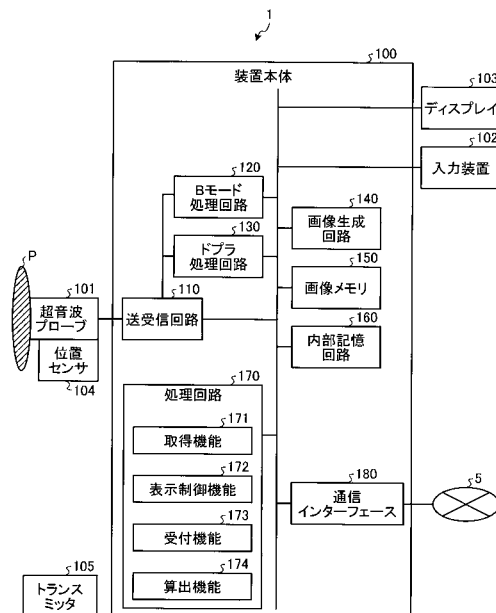
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】血流情報の正確性及び定量性を向上させることである。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブと、取得部と、受付部と、表示制御部とを備える。超音波プローブは、被検体の3次元領域に対して超音波走査を行って、前記被検体から反射波を受信する。取得部は、前記反射波に基づく前記3次元領域の超音波画像データにおける位置と、他の医用画像診断装置によって前記被検体が撮像されたボリュームデータにおける位置との対応関係を取得する。受付部は、前記超音波画像データの走査領域において血流情報を抽出する位置を示す位置マーカを設定する操作を操作者から受け付ける。表示制御部は、前記対応関係に基づいて、少なくとも前記ボリュームデータに基づく表示画像上の対応する位置に前記位置マーカを表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の 3 次元領域に対して超音波走査を行って、前記被検体から反射波を受信する超音波プローブと、

前記反射波に基づく前記 3 次元領域の超音波画像データにおける位置と、他の医用画像診断装置によって前記被検体が撮像されたボリュームデータにおける位置との対応関係を取得する取得部と、

前記超音波画像データの走査領域において血流情報を抽出する位置を示す位置マーカを設定する操作を操作者から受け付ける受付部と、

前記対応関係に基づいて、少なくとも前記ボリュームデータに基づく表示画像上の対応する位置に前記位置マーカを表示させる表示制御部と
を備える、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

被検体に対して超音波走査を行って、前記被検体から反射波を受信する超音波プローブと、

前記反射波に基づく超音波画像データにおける位置と、他の医用画像診断装置によって前記被検体が撮像されたボリュームデータにおける位置との対応関係を取得する取得部と、

前記被検体の心時相を取得する心時相取得部と、

前記超音波画像データの走査領域において血流情報を抽出する位置を示す位置マーカを設定する操作を操作者から受け付ける受付部と、

前記心時相に基づいて、前記ボリュームデータの心時相と略同一の心時相である超音波画像を表示させるとともに、前記対応関係に基づいて、少なくとも前記ボリュームデータに基づく表示画像上の対応する位置に前記位置マーカを表示させる表示制御部と
を備える、超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記受付部は、前記表示画像上で前記位置マーカの位置を設定する操作を受け付ける、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示制御部は、前記操作により設定された前記位置マーカの位置で抽出された血流情報を表示させる、

請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記表示制御部は、更に、前記対応関係に基づいて、前記血流情報の角度補正を行うための角度マーカを、前記表示画像上の対応する位置に表示させる、

請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記受付部は、更に、前記表示画像上で前記角度マーカの角度を変更する角度変更操作を受け付け、

前記表示制御部は、前記角度変更操作に応じて、前記角度マーカの角度を変更する、
請求項 5 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記表示制御部は、前記角度マーカの角度が変更されるごとに、変更された角度で角度補正された前記血流情報の計測値を表示させる、

請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波画像データ又は前記血流情報から計測される第 1 計測値と、前記ボリュームデータから計測される第 2 計測値とを用いて、前記被検体に関する指標値を算出する算出部を更に備える、

請求項 1 ~ 7 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

50

【請求項 9】

前記表示制御部は、
前記超音波走査が行われる走査断面に対応する第 1 断面像を表示させ、
前記表示画像として、前記第 1 断面像に対応する位置の第 2 断面像を表示させる、
請求項 1 ~ 8 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示制御部は、
更に、前記ボリュームデータに対するレンダリング処理により生成されるレンダリング
画像を表示させ、
前記レンダリング画像上に、前記第 1 断面像に対応する断面位置と、前記第 2 断面像に
対応する断面位置とを表示させる、
請求項 9 に記載の超音波診断装置。 10

【請求項 11】

前記表示制御部は、更に、前記レンダリング画像上に、前記位置マーカと、前記血流情
報の角度補正を行うための角度マーカとを表示させる、
請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記超音波プローブは、前記被検体の冠動脈を含む領域に対する超音波走査を行い、
前記表示制御部は、前記冠動脈が描出された超音波画像を表示させる、
請求項 1 ~ 11 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。 20

【請求項 13】

前記表示制御部は、前記ボリュームデータの心時相と略同一の心時相である超音波画像
とは別に、略リアルタイムで生成される超音波画像を表示させる、
請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

2 次元アレイプローブである前記超音波プローブによって走査される走査断面の方向を
変更する制御を行う制御部を更に備え、
前記表示制御部は、前記ボリュームデータに対するレンダリング処理により生成される
レンダリング画像を表示させ、
前記受付部は、前記レンダリング画像上で前記位置マーカの位置を変更する操作を受け
付け、
前記制御部は、前記操作により変更された前記位置マーカの位置が前記走査断面に含ま
れるように、前記走査断面の方向を変更する制御を行う、
請求項 1 ~ 13 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。 30

【請求項 15】

前記超音波プローブは、前記被検体の脳を含む領域に対する超音波走査を行い、
前記表示制御部は、前記脳が描出された超音波画像を前記表示画像とともに表示させる
、
請求項 1 ~ 14 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。 40

【請求項 16】

前記表示制御部は、前記表示画像として、第 1 時相において撮像されたボリュームデー
タに基づく第 1 表示画像と、前記第 1 時相とは異なる第 2 時相において撮像されたボリュ
ームデータに基づく第 2 表示画像とを同時に表示させる、
請求項 1 ~ 15 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。 40

【請求項 17】

前記受付部は、更に、前記位置マーカの位置を確定する確定操作を操作者から受け付け
た場合に、前記確定操作が行われた時点の前記位置マーカの位置を示す確定位置を記憶回
路に格納し、
前記表示制御部は、前記超音波画像データとは異なる新たな超音波画像データが取得さ
れた場合に、前記新たな超音波画像データ及び前記ボリュームデータのうち少なくとも一 50

方に基づく表示画像上に、前記確定位置に基づく新たな位置マーカを表示させる、
請求項 1 ~ 16 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記受付部は、更に、前記確定操作を操作者から受け付けた場合に、前記確定操作が行われた時点の角度マーカの角度を示す確定角度を記憶回路に格納し、

前記表示制御部は、前記超音波画像データとは異なる新たな超音波画像データが取得された場合に、前記新たな超音波画像データ及び前記ボリュームデータのうち少なくとも一方に基づく表示画像上に、前記確定角度に基づく新たな角度マーカを表示させる、

請求項 17 に記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

超音波プローブを用いて被検体の 3 次元領域から受信された反射波に基づく前記 3 次元領域の超音波画像データにおける位置と、超音波診断装置とは異なる他の医用画像診断装置によって前記被検体が撮像されたボリュームデータにおける位置との対応関係を取得する取得部と、

前記超音波画像データの走査領域において血流情報を抽出する位置を示す位置マーカを設定する操作を操作者から受け付ける受付部と、

前記対応関係に基づいて、少なくとも前記ボリュームデータに基づく表示画像上の対応する位置に前記位置マーカを表示させる表示制御部と

を備える、画像処理装置。

【請求項 20】

超音波プローブを用いて被検体の 3 次元領域から受信された反射波に基づく前記 3 次元領域の超音波画像データにおける位置と、超音波診断装置とは異なる他の医用画像診断装置によって前記被検体が撮像されたボリュームデータにおける位置との対応関係を取得し、

前記超音波画像データの走査領域において血流情報を抽出する位置を示す位置マーカを設定する操作を操作者から受け付け、

前記対応関係に基づいて、少なくとも前記ボリュームデータに基づく表示画像上の対応する位置に前記位置マーカを表示させる、

各処理をコンピュータに実行させる、画像処理プログラム。

【請求項 21】

超音波プローブを用いて被検体から受信された反射波に基づく超音波画像データにおける位置と、超音波診断装置とは異なる他の医用画像診断装置によって前記被検体が撮像されたボリュームデータにおける位置との対応関係を取得する取得部と、

前記被検体の心時相を取得する心時相取得部と、

前記超音波画像データの走査領域において血流情報を抽出する位置を示す位置マーカを設定する操作を操作者から受け付ける受付部と、

前記心時相に基づいて、前記ボリュームデータの心時相と略同一の心時相である超音波画像を表示させるとともに、前記対応関係に基づいて、少なくとも前記ボリュームデータに基づく表示画像上の対応する位置に前記位置マーカを表示させる表示制御部と

を備える、画像処理装置。

【請求項 22】

超音波プローブを用いて被検体から受信された反射波に基づく超音波画像データにおける位置と、超音波診断装置とは異なる他の医用画像診断装置によって前記被検体が撮像されたボリュームデータにおける位置との対応関係を取得し、

前記被検体の心時相を取得し、

前記超音波画像データの走査領域において血流情報を抽出する位置を示す位置マーカを設定する操作を操作者から受け付け、

前記心時相に基づいて、前記ボリュームデータの心時相と略同一の心時相である超音波画像を表示させ、

前記対応関係に基づいて、少なくとも前記ボリュームデータに基づく表示画像上の対応

10

20

30

40

50

する位置に前記位置マーカを表示させる、

各処理をコンピュータに実行させる、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、超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置において、超音波の反射波から抽出されるドプラ情報（ドプラ信号）を用いて血流情報を表すドプラスペクトラム（ドプラ波形）を表示することが行われている。ドプラ波形は、観察部位として操作者が設定した位置における血流速度を時系列に沿ってプロットした波形である。例えば、操作者は、2次元の超音波画像（2次元Bモード画像、又は、2次元カラードプラ画像）上で血流情報を抽出する位置を設定する。

10

【0003】

例えば、パルス波ドプラ（PWD：Pulsed Wave Doppler）法でドプラ波形を収集するPWDモードでは、操作者は、2次元超音波画像に描出された血管の走行に合わせて、血管内の特定の部位にサンプルボリューム（若しくはサンプリングゲート）の位置を示す位置マーカを配置する。PWDモードでは、サンプルボリューム内の血流情報を示すドプラ波形が表示される。また、例えば、連続波ドプラ（CWD：Continuous Wave Doppler）法でドプラ波形を収集するCWDモードでは、操作者は、2次元超音波画像に描出された血管を通るように、ライン状のサンプリング位置を示す位置マーカを配置する。CWDモードでは、サンプリング位置に設定された走査線（ビームライン）上の全ての血流情報を示すドプラ波形が表示される。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】再公表WO2005/117712号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、血流情報の正確性及び定量性を向上させることができる超音波診断装置、画像処理装置及び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】

実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブと、取得部と、受付部と、表示制御部とを備える。超音波プローブは、被検体の3次元領域に対して超音波走査を行って、前記被検体から反射波を受信する。取得部は、前記反射波に基づく前記3次元領域の超音波画像データにおける位置と、他の医用画像診断装置によって前記被検体が撮像されたボリュームデータにおける位置との対応関係を取得する。受付部は、前記超音波画像データの走査領域において血流情報を抽出する位置を示す位置マーカを設定する操作を操作者から受け付ける。表示制御部は、前記対応関係に基づいて、少なくとも前記ボリュームデータに基づく表示画像上の対応する位置に前記位置マーカを表示させる。

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ブロック図である。

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

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

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

50

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

【図５】図５は、第１の実施形態の変形例１に係る受付機能の処理を説明するための図である。

【図６】図６は、第１の実施形態の変形例２に係る表示制御機能の処理を説明するための図である。

【図７】図７は、第２の実施形態に係る表示制御機能の処理を説明するための図である。

【図８】図８は、第２の実施形態に係る表示制御機能の処理を説明するための図である。

【図９】図９は、第３の実施形態に係る表示制御機能の処理を説明するための図である。

【図１０】図１０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。

10

【図１１】図１１は、第４の実施形態に係る表示制御機能の処理を説明するための図である。

【図１２】図１２は、第５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１３Ａ】図１３Ａは、第５の実施形態に係る受付機能の処理を説明するための図である。

【図１３Ｂ】図１３Ｂは、第５の実施形態に係る受付機能の処理を説明するための図である。

【図１４】図１４は、第６の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための図である。

20

【図１５】図１５は、その他の実施形態に係る表示制御機能の処理を説明するための図である。

【図１６】図１６は、その他の実施形態に係る表示制御機能の処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムを説明する。なお、以下で説明する実施形態は一例であり、本実施形態に係る超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムは、以下の説明に限定されるものではない。

30

【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、位置センサ１０４と、トランスミッタ１０５とを有する。超音波プローブ１０１、入力装置１０２、ディスプレイ１０３、及びトランスミッタ１０５は、装置本体１００と通信可能に接続される。

【００１０】

超音波プローブ１０１は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、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。すなわち、超音波プローブ１０１は、被検体Ｐに対して超音波走査を行って、被検体Ｐから反射波を受信する。また、超音波プローブ１０１は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックリング材等を有する。なお、超音波プローブ１０１は、装置本体１００と着脱自在に接続される。

40

【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、反射波信号として超音波プローブ１０１が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射

50

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】

第1の実施形態では、超音波により被検体Pを2次元で走査する超音波プローブ101が用いられる。例えば、超音波プローブ101は、複数の圧電振動子が一行に配列された1Dアレイプローブである。1Dアレイプローブは、例えば、セクタ型超音波プローブ、リニア型超音波プローブ、コンベックス型超音波プローブ等である。ただし、第1の実施形態において、超音波プローブ101は、例えば、超音波により被検体Pを2次元で走査するとともに、被検体Pを3次元で走査することが可能なメカニカル4Dプローブや2Dアレイプローブであっても良い。メカニカル4Dプローブは、一行に配列された複数の圧電振動子により2次元走査が可能であるとともに、一行に配列された複数の圧電振動子を所定の角度（揺動角度）で揺動させることで3次元走査が可能である。また、2Dアレイプローブは、マトリックス状に配置された複数の圧電振動子により3次元走査が可能であるとともに、超音波を集束して送受信することで2次元走査が可能である。なお、2Dアレイプローブは、複数断面の2次元走査を同時に行うことも可能である。

10

【0013】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置1は、後述するように、パルス波ドプラ（PWD：Pulsed Wave Doppler）法、又は、連続波ドプラ（CWD：Continuous Wave Doppler）法により、ドプラ波形の収集を行う。本実施形態において、装置本体100に接続される超音波プローブ101は、Bモード画像データ及びカラードプラ画像データの撮影用の超音波送受信とともに、PWDプラ法によるPWモード、又は、CWDプラ法によるCWモードのドプラ波形の収集用の超音波送受信を実行可能な超音波プローブである。

20

【0014】

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、ホイール、ダイヤル、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。

【0015】

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。また、ディスプレイ103は、装置本体100の処理状況を操作者に通知するために、各種のメッセージを表示する。また、ディスプレイ103は、スピーカーを有し、音声を出力することもできる。例えば、ディスプレイ103のスピーカーは、装置本体100の処理状況を操作者に通知するために、ピープ音などの所定の音声を出力する。

30

【0016】

位置センサ104及びトランスミッタ105は、超音波プローブ101の位置情報を取得するための装置（位置検出システム）である。例えば、位置センサ104は、超音波プローブ101に取り付けられる磁気センサである。また、例えば、トランスミッタ105は、任意の位置に配置され、自装置を中心として外側に向かって磁場を形成する装置である。

40

【0017】

位置センサ104は、トランスミッタ105によって形成された3次元の磁場を検出する。そして、位置センサ104は、検出した磁場の情報に基づいて、トランスミッタ105を原点とする空間における自装置の位置（座標）及び方向（角度）を算出し、算出した位置及び方向を後述する処理回路170に送信する。処理回路170に送信された位置センサ104の3次元的位置情報（位置及び方向）は、超音波プローブ101の位置情報、或いは超音波プローブ101により走査される走査範囲の位置情報に適宜変換されて利

50

用される。例えば、位置センサ 104 の位置情報は、位置センサ 104 と超音波プローブ 101 との位置関係により超音波プローブ 101 の位置情報に変換される。また、超音波プローブ 101 の位置情報は、超音波プローブ 101 と走査範囲との位置関係により走査範囲の位置情報に変換される。なお、走査範囲の位置情報は、走査範囲と走査線上のサンプル点との位置関係により、各画素位置にも変換可能である。つまり、位置センサ 104 の 3 次元的位置情報は、超音波プローブ 101 により撮像される超音波画像データの各画素位置に変換可能である。

【0018】

なお、本実施形態は、上記の位置検出システム以外のシステムにより、超音波プローブ 101 の位置情報を取得する場合であっても適用可能である。例えば、本実施形態は、ジャイロセンサや加速度センサ等を用いて、超音波プローブ 101 の位置情報を取得する場合であっても良い。

10

【0019】

装置本体 100 は、超音波プローブ 101 が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。図 1 に示す装置本体 100 は、超音波プローブ 101 が受信した 2 次元の反射波データに基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。

【0020】

装置本体 100 は、図 1 に示すように、送受信回路 110 と、B モード処理回路 120 と、ドプラ処理回路 130 と、画像生成回路 140 と、画像メモリ 150 と、内部記憶回路 160 と、処理回路 170 とを有する。送受信回路 110、B モード処理回路 120、ドプラ処理回路 130、画像生成回路 140、画像メモリ 150、内部記憶回路 160、及び処理回路 170 は、互いに通信可能に接続される。また、装置本体 100 は、院内のネットワーク 5 に接続される。

20

【0021】

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。

30

【0022】

なお、送受信回路 110 は、後述する処理回路 170 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発振回路、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。

【0023】

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。

40

【0024】

送受信回路 110 は、被検体 P を 2 次元走査する場合、超音波プローブ 101 から 2 次

50

元の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 2 次元の反射波信号から 2 次元の反射波データを生成する。また、本実施形態に係る送受信回路 110 は、被検体 P を 3 次元走査する場合、超音波プローブ 101 から 3 次元の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 3 次元の反射波信号から 3 次元の反射波データを生成する。

【0025】

ここで、送受信回路 110 からの出力信号の形態は、RF (Radio Frequency) 信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

【0026】

B モード処理回路 120 は、送受信回路 110 から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行って、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。

【0027】

ドブラ処理回路 130 は、送受信回路 110 から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、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 (ドブラデータ) を生成する。

【0028】

なお、図 1 に例示する B モード処理回路 120 及びドブラ処理回路 130 は、2 次元の反射波データ及び 3 次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、B モード処理回路 120 は、2 次元の反射波データから 2 次元の B モードデータを生成し、3 次元の反射波データから 3 次元の B モードデータを生成する。また、ドブラ処理回路 130 は、2 次元の反射波データから 2 次元のドブラデータを生成し、3 次元の反射波データから 3 次元のドブラデータを生成する。

【0029】

画像生成回路 140 は、B モード処理回路 120 及びドブラ処理回路 130 が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成回路 140 は、B モード処理回路 120 が生成した 2 次元の B モードデータから反射波の強度を輝度で表した 2 次元 B モード画像データを生成する。また、画像生成回路 140 は、ドブラ処理回路 130 が生成した 2 次元のドブラデータから移動体情報を表す 2 次元ドブラ画像データを生成する。2 次元ドブラ画像データは、速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらを組み合わせた画像である。また、画像生成回路 140 は、B モード処理回路 120 が生成した 1 走査線上の B モードデータの時系列データから、M モード画像データを生成することも可能である。また、画像生成回路 140 は、ドブラ処理回路 130 が生成したドブラデータから、血流や組織の速度情報を時系列に沿ってプロットしたドブラ波形を生成することも可能である。

【0030】

ここで、画像生成回路 140 は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換 (スキャンコンバート) し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成回路 140 は、超音波プローブ 101 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行うことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成回路 140 は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理 (平滑化処理) や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理 (エッジ強調処理) 等を行う。また、画像生成回路 140 は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

【0031】

すなわち、B モードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成回路 140 が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、B モードデータ及びドブラデータは、生データ

10

20

30

40

50

(Raw Data)とも呼ばれる。画像生成回路140は、スキャンコンバート処理前の2次元超音波画像データである「2次元Bモードデータや2次元ドブラデータ」から、表示用の2次元超音波画像データである「2次元Bモード画像データや2次元ドブラ画像データ」を生成する。

【0032】

更に、画像生成回路140は、超音波ボリュームデータをディスプレイ103にて表示するための各種の2次元画像データを生成するために、超音波ボリュームデータに対してレンダリング処理を行う。画像生成回路140が行うレンダリング処理としては、断面再構成法(MPR:Multi Planer Reconstruction)を行って超音波ボリュームデータからMPR画像データを生成する処理がある。また、画像生成回路140が行うレンダリング処理としては、超音波ボリュームデータに対して「Curved MPR」を行う処理や、超音波ボリュームデータに対して「Maximum Intensity Projection」を行う処理がある。また、画像生成回路140が行うレンダリング処理としては、3次元の情報を反映した2次元画像データを生成するボリュームレンダリング(VR:Volume Rendering)処理及びサーフェスレンダリング(SR:Surface Rendering)処理がある。

10

【0033】

画像メモリ150は、画像生成回路140が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ150は、Bモード処理回路120やドブラ処理回路130が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ150が記憶するBモードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成回路140を経由して表示用の超音波画像データとなる。

20

【0034】

内部記憶回路160は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための制御プログラムや、診断情報(例えば、患者ID、医師の所見等)や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶回路160は、必要に応じて、画像メモリ150が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶回路160が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部装置へ転送することができる。なお、外部装置は、例えば、画像診断を行う医師が使用するPC(Personal Computer)や、CDやDVD等の記憶媒体、プリンター等である。

30

【0035】

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

【0036】

通信インターフェース180は、ネットワーク5を経由して院内の各種の装置と通信を行うためのインターフェースである。通信インターフェース180により、処理回路170は、外部装置と通信を行う。例えば、処理回路170は、超音波診断装置1以外の医用画像診断装置により撮像された医用画像データ(X線CT(Computed Tomography)画像データやMRI(Magnetic Resonance Imaging)画像データ等)をネットワーク5経由で受信する。そして、処理回路170は、受信した医用画像データを、自装置が撮像した超音波画像データとともにディスプレイ103に表示させる。なお、表示される医用画像データは、画像生成回路140により画像処理(レンダリング処理)された画像であってもよい。また、超音波画像データとともに表示される医用画像データは、CD-ROM、MO、DVD等の記憶媒体を介して取得される場合であっても良い。

40

【0037】

また、処理回路170は、取得機能171と、受付機能173と、算出機能174と、表示制御機能172とを実行する。なお、処理回路170が実行する取得機能171、受

50

付機能 173、算出機能 174、及び表示制御機能 172 の処理内容については、後述する。

【0038】

ここで、例えば、図 1 に示す処理回路 170 の構成要素である受付機能 173、算出機能 174、及び表示制御機能 172 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内部記憶回路 160 に記録されている。処理回路 170 は、各プログラムを内部記憶回路 160 から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 170 は、図 1 の処理回路 170 内に示された各機能を有することとなる。

【0039】

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

【0040】

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

【0041】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、血流情報の正確性及び定量性を向上させるために、以下の各処理機能を実行する。

【0042】

以下、図面を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の各処理機能について説明する。なお、以下の説明では一例として、超音波画像データと、予め撮像された X 線 CT 画像データとが同時に表示される場合を例示するが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、実施形態は、超音波画像データと、MRI 画像データとが同時に表示される場合にも適用可能である。また、以下の説明では一例として、実施形態が PWD 法によるドプラ波形の収集に適用される場合を説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、実施形態は、CWD 法によるドプラ波形の収集にも適用可能である。

【0043】

取得機能 171 は、被検体 P の反射波に基づく超音波画像データにおける位置と、他の医用画像診断装置によって被検体 P が撮像されたボリュームデータにおける位置との対応関係を取得する。例えば、取得機能 171 は、位置検出システム (位置センサ 104 及びトランスミッタ 105) から、3 次元空間における B モード画像データの位置情報を取得する。そして、取得機能 171 は、2 次元の B モード画像データと、予め撮像された 3 次元の X 線 CT 画像データとの位置合わせを行う。具体的には、取得機能 171 は、3 次元

空間における B モード画像データの位置情報と、X 線 CT 画像データの座標情報との変換関数を、対応関係として生成する。なお、取得機能 171 は、取得部の一例である。

【0044】

図 2 は、第 1 の実施形態に係る取得機能 171 の処理を説明するための図である。図 2 では、2 次元の B モード画像データと 3 次元の X 線 CT 画像データとの位置合わせについて説明する。

【0045】

まず、操作者は、被検体 P の体内が予め撮像された X 線 CT 画像データを他装置から受信する要求を行う。これにより、取得機能 171 は、図 2 の左図に示すように、位置合わせの対象となる X 線 CT 画像データ（ボリュームデータ）を取得する。また、操作者は、表示対象となる被検体 P の体内を撮像するための超音波走査を行う。例えば、操作者は、超音波プローブ 101 を用いて、所定の断面で被検体 P の 2 次元超音波走査を行う。

【0046】

そして、操作者は、ディスプレイ 103 に表示された超音波画像（図 2 に示す UL 2 D 画像）を参照しながら、目印となる特徴部位（ランドマーク部位）が超音波画像内に描出されるように、位置センサ 104 が取り付けられた超音波プローブ 101 を操作する。また、操作者は、特徴部位が描出された X 線 CT 画像データの断面像がディスプレイ 103 に表示されるように、入力装置 102 を介して MPR（Multi Planar Reconstructions）処理用の断面位置を調整する。

【0047】

そして、操作者は、X 線 CT 画像データの断面像に描出された特徴部位と同一の部位が UL 2 D 画像上に描出されると、確定ボタンを押下する。これにより、ディスプレイ 103 に表示される超音波画像が一時的にフリーズ（静止）されるとともに、フリーズされた超音波画像の各画素位置の情報が位置センサ 104 の 3 次元的な位置情報に基づいて取得される。

【0048】

そして、操作者は、固定された UL 2 D 画像及び X 線 CT 画像データの断面像のそれぞれにおいて、特徴部位の中心位置を、例えばマウスを用いて指定する。これにより、取得機能 171 は、UL 2 D 画像において指定された特徴部位と、X 線 CT 画像データにおいて指定された特徴部位とが同一座標であると特定する。つまり、取得機能 171 は、UL 2 D 画像において指定された特徴部位の座標を、X 線 CT 画像データにおいて指定された特徴部位の座標として特定する。

【0049】

同様に、操作者は、他の特徴部位を用いて、X 線 CT 画像データにおける他の特徴部位の座標を特定する。そして、複数（3 点以上）の特徴部位について X 線 CT 画像データ上の座標が特定されると、取得機能 171 は、特定された各座標を用いて、3 次元空間における超音波画像データの位置情報と X 線 CT 画像データの座標情報との変換関数を生成する。これにより、例えば、超音波プローブ 101 の位置が移動して新たな超音波画像データが生成された場合であっても、取得機能 171 は、当該超音波画像データと X 線 CT 画像データとの座標を対応づけることができる。

【0050】

このように、取得機能 171 は、2 次元の B モード画像データと、3 次元の X 線 CT 画像データとの位置合わせを行う。なお、上述した取得機能 171 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、取得機能 171 は、3 次元の B モード画像データと、3 次元の X 線 CT 画像データとの位置合わせを行ってもよい。また、取得機能 171 が位置合わせを行う方法は、上記の方法に限定されるものではなく、例えば、相互相関法を用いた位置合わせ等の公知の技術を用いても良い。

【0051】

表示制御機能 172 は、超音波走査が行われる走査断面に対応する B モード画像（断面像）を表示させ、X 線 CT 画像データにおいて B モード画像に対応する位置の断面像を表

10

20

30

40

50

示させる。例えば、表示制御機能 172 は、取得機能 171 により生成される変換関数を用いて、X 線 CT 画像データにおいて B モード画像の断面に対応する断面位置を特定する。そして、表示制御機能 172 は、特定した断面位置に対応する 2 次元の画像データ（「2 D C T 画像」とも表記）を M P R 処理により生成し、ディスプレイ 104 に表示させる。

【0052】

また、表示制御機能 172 は、対応関係に基づいて、少なくとも X 線 CT 画像データに基づく表示画像上の対応する位置にレンジゲートマーカを表示させる。例えば、表示制御機能 172 は、サンプルボリュームの位置を示すレンジゲートマーカを、超音波画像及び 2 D C T 画像上に表示させる。なお、特に指示が無い場合、レンジゲートマーカは、初期設定された位置（例えば、超音波画像の中心の走査線位置）に配置される。レンジゲートマーカの位置は、受付機能 173 の処理により変更されるが、この処理については図 3 A 及び図 3 B を用いて後述する。

10

【0053】

また、表示制御機能 172 は、対応関係に基づいて、血流情報の角度補正（Angle Correct）を行うための角度補正マーカを、X 線 CT 画像データに基づく表示画像上の対応する位置に表示させる。例えば、表示制御機能 172 は、走査線方向に対する角度を示す角度補正マーカを、超音波画像及び 2 D C T 画像上に表示させる。なお、特に指示が無い場合、角度補正マーカは、初期設定された角度（例えば、走査線に対して直角）で配置される。角度補正マーカの角度は、受付機能 173 の処理により変更されるが、この処理については図 3 A 及び図 3 B を用いて後述する。

20

【0054】

受付機能 173 は、超音波画像データの走査領域において血流情報を抽出する位置を示すレンジゲートマーカを設定する操作を操作者から受け付ける。また、受付機能 173 は、表示画像上で角度補正マーカの角度を変更する角度変更操作を受け付ける。なお、レンジゲートマーカは、位置マーカの一例である。また、角度補正マーカは、角度マーカの一例である。

【0055】

図 3 A 及び図 3 B は、第 1 の実施形態に係る受付機能 173 の処理を説明するための図である。図 3 A には、レンジゲートマーカを設定する操作が行われる前の表示画面の一例を例示する。また、図 3 B には、レンジゲートマーカを設定する操作が行われた後の表示画面の一例を例示する。

30

【0056】

図 3 A 及び図 3 B に示すように、表示制御機能 172 は、超音波画像 10、2 D C T 画像 20、ドプラ波形 30、及び計測結果 40 をディスプレイ 103 上に表示させる。表示制御機能 172 は、超音波画像 10 上に、レンジゲートマーカ 11 及び角度補正マーカ 12 を表示させる。また、表示制御機能 172 は、2 D C T 画像 20 上に、レンジゲートマーカ 21、角度補正マーカ 22、及び走査領域マーカ 23 を表示させる。なお、走査領域マーカ 23 は、2 D C T 画像 20 における超音波画像 10 の位置を示す枠線である。また、ドプラ波形 30 は、レンジゲートマーカ 11 の位置に設定されたサンプルボリュームにおいて抽出された血流情報の一例である。また、計測結果 40 は、ドプラ波形 30 の波形に基づいて計測された計測値のリストである。

40

【0057】

ここで、表示制御機能 172 は、レンジゲートマーカ 11 及びレンジゲートマーカ 21 を、互いに対応する位置（同一位置）に配置する。つまり、表示制御機能 172 は、超音波画像 10 上にレンジゲートマーカ 11 を配置すると、取得機能 171 により取得された対応関係を用いて、レンジゲートマーカ 11 の配置位置に対応する 2 D C T 画像 20 上の位置を算出する。そして、表示制御機能 172 は、算出した位置にレンジゲートマーカ 21 を配置する。また、表示制御機能 172 は、角度補正マーカ 12 及び角度補正マーカ 22 を、互いに対応する位置及び角度で配置する。つまり、表示制御機能 172 は、超音波

50

画像 10 上に角度補正マーカ 12 を配置すると、取得機能 171 により取得された位置関係を用いて、角度補正マーカ 12 の配置位置に対応する 2DCT 画像 20 上の位置を算出する。そして、表示制御機能 172 は、算出した位置に角度補正マーカ 22 を配置する。また、表示制御機能 172 は、角度補正マーカ 12 と同一の角度で角度補正マーカ 22 を配置する。

【0058】

ここで、受付機能 173 は、レンジゲートマーカ 11, 21 を設定する操作を受け付ける。例えば、レンジゲートマーカ 11, 21 の位置と、操作パネルに設置されたホイールの回転位置とが対応づけられている。この場合、操作者がホイールを左方向に回転させると、受付機能 173 は、レンジゲートマーカ 11, 21 の位置を左方向に移動させる操作として受け付ける。そして、図 3B に示すように、表示制御機能 172 は、受付機能 173 が受け付けた操作に応じて、レンジゲートマーカ 11, 21 の位置を左方向に移動させる。一方、操作者がホイールを右方向に回転させると、受付機能 173 は、レンジゲートマーカ 11, 21 の位置を右方向に移動させる操作として受け付ける。そして、表示制御機能 172 は、受付機能 173 が受け付けた操作に応じて、レンジゲートマーカ 11, 21 の位置を右方向に移動させる。このように、表示制御機能 172 は、所定の入力装置 102 の操作に応じて、2つのレンジゲートマーカ 11, 21 の位置を連動して移動させる。

10

【0059】

また、受付機能 173 は、角度補正マーカ 12, 22 の角度を変更する操作（角度変更操作）を受け付ける。例えば、角度補正マーカ 12, 22 の角度と、操作パネルに設置されたダイヤルの回転とが対応づけられている。この場合、操作者がダイヤルを右方向に回転させると、受付機能 173 は、角度補正マーカ 12, 22 の角度を右に回転させる操作として受け付ける。そして、表示制御機能 172 は、受付機能 173 が受け付けた操作に応じて、角度補正マーカ 12, 22 の角度を右に回転させる。一方、操作者がダイヤルを左方向に回転させると、受付機能 173 は、角度補正マーカ 12, 22 の角度を左に回転させる操作として受け付ける。そして、表示制御機能 172 は、受付機能 173 が受け付けた操作に応じて、角度補正マーカ 12, 22 の角度を左に回転させる。このように、表示制御機能 172 は、所定の入力装置 102 の操作に応じて、2つの角度補正マーカ 12, 22 の角度を連動して回転させる。

20

30

【0060】

このように、受付機能 173 は、レンジゲートマーカ 11, 21 及び角度補正マーカ 12, 22 を調整する。なお、レンジゲートマーカ 11, 21 が調整されると、調整された位置でドブラ波形 30 の収集が行われる。また、角度補正マーカ 12, 22 が調整されると、計測結果 40 が再計算される。

【0061】

なお、図 3A 及び図 3B に示した内容はあくまで一例であり、図示の例に限定されるものではない。例えば、受付機能 173 は、操作者からの操作を受け付ける入力装置 102 は、必ずしもホイールやダイヤルに限らず、任意の入力装置 102 が適用可能である。

【0062】

算出機能 174 は、血流情報から計測値を算出する。例えば、算出機能 174 は、ドブラ波形のオートトレース機能（若しくはマニュアルトレース機能）により、最大流速（VP: Velocity Peak）や時間速度積分値（VTI: Velocity Time Integral）を算出する。算出機能 174 により算出された計測値は、表示制御機能 172 により計測結果 40 としてディスプレイ 103 に表示される。

40

【0063】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理手順を示すフローチャートである。図 4 に示す処理手順は、例えば、予め撮像された X 線 CT 画像データと超音波画像データとを同時に表示させる同時表示機能を開始する旨の指示を受け付けた場合に、開始される。

50

【 0 0 6 4 】

ステップ S 1 0 1 において、処理回路 1 7 0 は、処理を開始するか否かを判定する。例えば、処理回路 1 7 0 は、同時表示機能を開始する旨の指示を操作者から受け付けた場合に、処理を開始すると判定し（ステップ S 1 0 1 肯定）、ステップ S 1 0 2 以降の処理を開始する。なお、処理を開始しない場合（ステップ S 1 0 1 否定）、ステップ S 1 0 2 以降の処理は開始されず、処理回路 1 7 0 の各処理機能は待機状態である。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 1 0 1 が肯定されると、ステップ S 1 0 2 において、処理回路 1 7 0 は、B モード画像の撮像を開始する。例えば、操作者は、被検体 P の体表に超音波プローブ 1 0 1 を当接させ、被検体 P の体内の超音波走査を行う。処理回路 1 7 0 は、送受信回路 1 1 0、B モード処理回路 1 2 0、ドブラ処理回路 1 3 0、及び画像生成回路 1 4 0 の制御を行って、略リアルタイムによる超音波画像の撮像を行う。

10

【 0 0 6 6 】

ステップ S 1 0 3 において、取得機能 1 7 1 は、X 線 C T 画像と B モード画像との位置合わせを行う。例えば、取得機能 1 7 1 は、3 次元空間における B モード画像データ的位置情報と、X 線 C T 画像データの座標情報との変換関数を、位置関係として生成する。なお、X 線 C T 画像は、参照画像として予め読み込まれ、ディスプレイ 1 0 3 上に表示されている。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 0 4 において、表示制御機能 1 7 2 は、B モード画像の断面に対応する位置の 2 D C T 画像を表示させる。例えば、表示制御機能 1 7 2 は、取得機能 1 7 1 により生成される変換関数を用いて、X 線 C T 画像データにおいて B モード画像の断面に対応する断面位置を特定する。そして、表示制御機能 1 7 2 は、特定した断面位置に対応する 2 D C T 画像を M P R 処理により生成し、ディスプレイ 1 0 3 に表示させる。

20

【 0 0 6 8 】

ステップ S 1 0 5 において、表示制御機能 1 7 2 は、B モード画像及び 2 D C T 画像上に、レンジゲートマーカ及び角度補正マーカを表示させる。例えば、表示制御機能 1 7 2 は、B モード画像及び 2 D C T 画像の互いに対応する位置に、レンジゲートマーカ及び角度補正マーカをそれぞれ表示させる。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 1 0 6 において、処理回路 1 7 0 は、P W D モードに撮像モードを切り替える。例えば、操作者が撮像モードを P W D モードに切り替える操作を行うことにより、処理回路 1 7 0 は、P W D モードでの血流情報の収集を開始する。

30

【 0 0 7 0 】

ステップ S 1 0 7 において、受付機能 1 7 3 は、レンジゲートマーカ及び角度補正マーカを調整する。例えば、操作パネルに設置されたホイールが操作者により所定方向に回転されると、受付機能 1 7 3 は、レンジゲートマーカを所定方向に移動させる。また、操作パネルに設置されたダイヤルが操作者により所定方向に回転されると、受付機能 1 7 3 は、角度補正マーカを所定角度回転させる。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 1 0 8 において、送受信回路 1 1 0 及びドブラ処理回路 1 3 0 は、レンジゲートマーカの位置でドブラ波形を収集する。例えば、処理回路 1 7 0 は、レンジゲートマーカの位置が調整（変更）されるごとに、調整された位置を送受信回路 1 1 0 及びドブラ処理回路 1 3 0 に通知する。そして、送受信回路 1 1 0 及びドブラ処理回路 1 3 0 は、通知された位置に対して超音波パルスの送受信を行い、受信される反射波データからドブラ波形を抽出する。抽出されたドブラ波形は、表示制御機能 1 7 2 によりディスプレイ 1 0 3 上に表示される。

40

【 0 0 7 2 】

ステップ S 1 0 9 において、算出機能 1 7 4 は、角度補正マーカを用いてドブラ波形から任意の指標値（計測値）を算出する。例えば、算出機能 1 7 4 は、角度補正マーカの角

50

度が変更されるごとに、角度補正マーカの角度（走査線に対する角度補正マーカの角度）を用いてドブラ波形を補正する。そして、算出機能 174 は、補正したドブラ波形に基づいて、計測対象となっている計測値を再計算する。再計算された計測値は、表示制御機能 172 によりディスプレイ 103 上に表示される。

【0073】

ステップ S 110 において、処理回路 170 は、処理を終了させるか否かを判定する。例えば、処理回路 170 は、同時表示機能を終了する旨の指示を操作者から受け付けた場合に、処理を終了すると判定し（ステップ S 110 肯定）、図 4 の処理手順を終了する。なお、処理を終了しない場合（ステップ S 110 否定）、処理回路 170 は、ステップ S 107 の処理へ移行する。つまり、処理回路 170 は、処理が終了するまで、レンジゲートマーカ及び角度補正マーカの調整を受け付け可能である。

10

【0074】

なお、図 4 に例示した内容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。上記の処理手順では、PWD モードによる血流情報の収集を開始してからレンジゲートマーカの調整を行う場合を示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、レンジゲートマーカの位置を適切な位置に調整した後に、PWD モードによる血流情報の収集を開始してもよい。

【0075】

上述してきたように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 101 と、取得機能 171 と、受付機能 173 と、表示制御機能 172 とを備える。超音波プローブ 101 は、被検体 P に対して超音波走査を行って、被検体 P から反射波を受信する。取得機能 171 は、反射波に基づく超音波画像データにおける位置と、他の医用画像診断装置によって被検体 P が撮像されたボリュームデータにおける位置との対応関係を取得する。受付機能 173 は、超音波画像データの走査領域において血流情報を抽出する位置を示す位置マーカを設定する操作を操作者から受け付ける。表示制御機能 172 は、対応関係に基づいて、少なくともボリュームデータに基づく表示画像上の対応する位置に位置マーカを表示させる。これによれば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、例えば、血流情報の正確性及び定量性を向上させることができる。

20

【0076】

例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波画像及び 2DCT 画像に表示された 2 つのレンジゲートマーカの位置を連動して調整することができる。このため、操作者は、例えば、2DCT 画像上でレンジゲートマーカの位置を確認しつつ、入力装置 102 を操作してレンジゲートマーカの位置を調整することができる。一般的に、形態情報としての正確性は 2DCT 画像が優れていると言われている。したがって、操作者は、レンジゲートマーカの位置をより正確に調整することができ、所望の位置の血流情報を正確に収集することが可能となる。

30

【0077】

また、例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波画像及び 2DCT 画像に表示された 2 つの角度補正マーカの角度を連動して調整することができる。このため、操作者は、例えば、2DCT 画像上で角度補正マーカの角度を確認しつつ、入力装置 102 を操作して角度補正マーカの角度を調整することができる。したがって、操作者は、角度補正マーカの角度を適切に調整することができ、定量性の高い血流情報を得ることができる。

40

【0078】

これにより、超音波診断装置 1 は、例えば、僧帽弁の逆流、心房中隔欠損、大動脈弁の逆流、冠動脈の塞栓、総動脈幹症などの症例において、正確性かつ定量性に優れた血流情報を提供することができる。

【0079】

なお、第 1 の実施形態にて説明した内容はあくまで一例であり、必ずしも上述した内容に限定されるものではない。以下、第 1 の実施形態の変形例について、図面を参照しつつ

50

説明する。

【 0 0 8 0 】

(第 1 の実施形態の変形例 1)

第 1 の実施形態では、入力装置 1 0 2 の操作に応じてレンジゲートマーカや角度補正マーカを調整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、実施形態は、レンジゲートマーカや角度補正マーカを X 線 C T 画像データの表示画像上で変更するための U I を備え、この U I を用いて調整する場合であってもよい。

【 0 0 8 1 】

図 5 は、第 1 の実施形態の変形例 1 に係る受付機能 1 7 3 の処理を説明するための図である。図 5 には、2 D C T 画像上でレンジゲートマーカや角度補正マーカを調整するための U I が用いられる場合を例示する。なお、図 5 に示す超音波画像 1 0、ドブラ波形 3 0、及び計測結果 4 0 については、図 3 A と同様であるので説明を省略する。

10

【 0 0 8 2 】

図 5 に示すように、表示制御機能 1 7 2 は、2 D C T 画像 2 0 上に、レンジゲートマーカ 2 1、角度補正マーカ 2 2、走査領域マーカ 2 3、位置調整用マーカ 2 4、及び角度調整用マーカ 2 5 を表示させる。ここで、レンジゲートマーカ 2 1、角度補正マーカ 2 2、及び走査領域マーカ 2 3 については、図 3 A と同様であるので説明を省略する。

【 0 0 8 3 】

ここで、位置調整用マーカ 2 4 は、レンジゲートマーカ 1 1，2 1 の位置を調整するために用いられるマーカである。また、角度調整用マーカ 2 5 は、角度補正マーカ 1 2，2 2 の角度を調整するために用いられるマーカである。

20

【 0 0 8 4 】

例えば、操作者が、レンジゲートマーカ 1 1，2 1 の位置、若しくは、角度補正マーカ 1 2，2 2 の角度を調整する旨の指示を入力すると、受付機能 1 7 3 は、位置調整用マーカ 2 4 及び角度調整用マーカ 2 5 を 2 D C T 画像 2 0 上に表示させる。そして、操作者は、任意の入力装置 1 0 2 (ホイール、ダイヤル、マウス、キーボードなど) を操作して、位置調整用マーカ 2 4 の位置や角度調整用マーカ 2 5 の角度を変更する。この段階では、レンジゲートマーカ 1 1，2 1 の位置や角度補正マーカ 1 2，2 2 の角度は変更されず、位置調整用マーカ 2 4 の位置と角度調整用マーカ 2 5 の角度のみが 2 D C T 画像 2 0 上で変更される。操作者は、レンジゲートマーカの位置として適切な位置に位置調整用マーカ 2 4 が設定されたと判断し、かつ、角度補正マーカの角度として適切な角度に角度調整用マーカ 2 5 が設定されたと判断した場合に、確定ボタンを押下する。これにより、受付機能 1 7 3 は、位置調整用マーカ 2 4 の位置にレンジゲートマーカ 1 1，2 1 を移動させ、角度調整用マーカ 2 5 の角度まで角度補正マーカ 1 2，2 2 を回転させる。

30

【 0 0 8 5 】

このように、受付機能 1 7 3 は、X 線 C T 画像データの表示画像上でレンジゲートマーカの位置を設定する操作を受け付ける。また、受付機能 1 7 3 は、X 線 C T 画像データの表示画像上で角度補正マーカの角度を設定する操作を受け付ける。したがって、操作者は、例えば、レンジゲートマーカや角度補正マーカを X 線 C T 画像データの表示画像上で変更することが可能となる。これにより、操作者は、形態情報としての正確性に優れている 2 D C T 画像上でレンジゲートマーカ及び角度補正マーカを調整することができるので、所望の位置の血流情報を正確に収集することが可能となる。

40

【 0 0 8 6 】

なお、図 5 に示した内容はあくまで一例であり、図示した内容に限定されるものではない。例えば、図 5 では、位置調整用マーカ 2 4 及び角度調整用マーカ 2 5 の両方が同時に確定される場合を説明したが、これに限らず、例えば、位置調整用マーカ 2 4 及び角度調整用マーカ 2 5 が個別に確定される (確定ボタンが押下される) 場合であってもよい。

【 0 0 8 7 】

(第 1 の実施形態の変形例 2)

また、例えば、表示制御機能 1 7 2 は、角度補正マーカの角度が変更されるごとに、変

50

更された角度で角度補正された血流情報の計測値を、異なる表示領域に表示させてもよい。

【 0 0 8 8 】

図 6 は、第 1 の実施形態の変形例 2 に係る表示制御機能 1 7 2 の処理を説明するための図である。図 6 には、表示制御機能 1 7 2 の処理によりディスプレイ 1 0 3 上に表示される表示画面の一例を示す。なお、図 6 の超音波画像 1 0、2 D C T 画像 2 0、ドブラ波形 3 0、及び計測結果 4 0 については、図 3 B と同様であるので、説明を省略する。

【 0 0 8 9 】

例えば、操作者は、角度補正マーカ 1 2、2 2 の角度が何度の場合に正確な計測値が得られたかを判断し難い場合がある。このような場合に、操作者は、正確と思われる角度で計測結果をホールドする操作を行う。例えば、角度補正マーカ 1 2、2 2 の角度が 2 0 度の場合に正確な計測値が得られたと判断すると、操作者は、ホールドボタンを押下する（1 回目の押下）。これにより、表示制御機能 1 7 2 は、計測結果 4 1 をディスプレイ 1 0 3 上に表示させる。計測結果 4 1 は、角度補正マーカ 1 2、2 2 の角度が 2 0 度である場合の計測値と、角度補正マーカ 1 2、2 2 のアイコンを含む。

10

【 0 0 9 0 】

また、例えば、角度補正マーカ 1 2、2 2 の角度が 6 0 度の場合に正確な計測値が得られたと判断すると、操作者は、ホールドボタンを押下する（2 回目の押下）。これにより、表示制御機能 1 7 2 は、計測結果 4 2 をディスプレイ 1 0 3 上に表示させる。計測結果 4 2 は、角度補正マーカ 1 2、2 2 の角度が 6 0 度である場合の計測値と、角度補正マーカ 1 2、2 2 のアイコンを含む。

20

【 0 0 9 1 】

このように、算出機能 1 7 4 は、角度補正マーカの角度が変更されるごとに、変更された角度で角度補正された血流情報の計測値を、異なる表示領域に表示させる。これにより、操作者は、正確な計測値が得られたかの判断を事後的に行うことが可能となる。

【 0 0 9 2 】

なお、図 6 に示した内容はあくまで一例であり、図示した内容に限定されるものではない。例えば、図 6 では、2 つの計測結果がホールドされる場合を例示したが、これに限らず、ホールドされる計測結果の数は任意に設定可能である。

【 0 0 9 3 】

30

（第 1 の実施形態の変形例 3）

また、例えば、算出機能 1 7 4 は、超音波画像データ又は血流情報から計測される第 1 計測値と、ポリウムデータから計測される第 2 計測値とを用いて、被検体 P に関する指標値を算出してもよい。

【 0 0 9 4 】

例えば、算出機能 1 7 4 は、下記の式（1）を用いて、左室流出路の一回拍出量 L V O T S V [m L] を算出する。なお、式（1）において、L V O T D i a m は、左室流出路を示す。また、L V O T V T I は、左室流出路での血流波形の時間速度積分値を示す。

【 0 0 9 5 】

40

【 数 1 】

$$LVOTSV = \frac{\pi}{4} (LVOTDiam)^2 \times \frac{|LVOTVTI|}{100} \quad \dots (1)$$

【 0 0 9 6 】

ここで、算出機能 1 7 4 は、2 D C T 画像 2 0 から算出される左室流出路を、式（1）の L V O T D i a m として用いる。また、算出機能 1 7 4 は、血流情報から算出される左室流出路での血流波形の時間速度積分値を、式（1）の L V O T V T I として用いる。

50

【 0 0 9 7 】

このように、算出機能 174 は、血流情報から計測される L V O T V T I と、2 D C T 画像 20 から計測される L V O T D i a m とを式 (1) に適用することで、左室流出路の一回拍出量 L V O T S V を算出する。例えば、超音波画像から L V O T D i a m を計測する場合には、円形の断面を推定して算出している。これに対し、2 D C T 画像から L V O T D i a m を計測する場合には、正確に画像中の断面積を算出することが可能である。したがって、算出機能 174 は、左室流出路の一回拍出量 L V O T S V をより正確に算出することができる。

【 0 0 9 8 】

なお、算出機能 174 は、左室流出路の一回拍出量 L V O T S V に限らず、他の指標値を算出することも可能である。例えば、算出機能 174 は、下記の式 (2) を用いて、僧帽弁の一回拍出量 M V S V [m L] を算出する。なお、式 (2) において、M V D i s t A は、僧帽弁弁口径 A を示す。M V D i s t B は、僧帽弁弁口径 B を示す。また、M V V T I は、僧帽弁での血流波形の時間速度積分値を示す。

【 0 0 9 9 】

【 数 2 】

$$MVSV = \frac{\pi}{4} \times \frac{(MV DistA)}{10} \times \frac{(MV DistB)}{10} \times |MV VTI| \dots (2)$$

【 0 1 0 0 】

ここで、算出機能 174 は、2 D C T 画像 20 から算出される僧帽弁弁口径 A 及び僧帽弁弁口径 B を、式 (2) の M V D i s t A 及び M V D i s t B として用いる。また、算出機能 174 は、血流情報から算出される僧帽弁での血流波形の時間速度積分値を、式 (2) の M V V T I として用いる。

【 0 1 0 1 】

このように、算出機能 174 は、血流情報から計測される M V V T I と、2 D C T 画像 20 から計測される M V D i s t A 及び M V D i s t B とを式 (2) に適用することで、僧帽弁の一回拍出量 M V S V を算出することができる。

【 0 1 0 2 】

なお、第 1 の実施形態の変形例 3 では、被検体 P に関する指標値として、拍出量が計測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。

【 0 1 0 3 】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態では、2 次元の X 線 C T 画像データである 2 D C T 画像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、超音波診断装置 1 は、3 次元の X 線 C T 画像データであるボリュームデータからレンダリング処理により生成される他のレンダリング画像を表示してもよい。

【 0 1 0 4 】

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、表示制御機能 172 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、説明を省略する。

【 0 1 0 5 】

第 2 の実施形態に係る表示制御機能 172 は、3 次元の X 線 C T 画像データであるボリュームデータに対するレンダリング処理により生成されるレンダリング画像を表示させる。また、表示制御機能 172 は、レンダリング画像上に、B モード画像に対応する断面位置と、2 D C T 画像に対応する断面位置とを表示させる。また、表示制御機能 172 は、レンダリング画像上に、レンジゲートマーカと、角度補正マーカとを表示させる。

【 0 1 0 6 】

図 7 及び図 8 は、第 2 の実施形態に係る表示制御機能 172 の処理を説明するための図である。図 7 には、ボリュームデータに対して予め行われるセグメンテーションデータ作成時の処理の一例を示す。また、図 8 には、ディスプレイ 103 上に表示される表示画面の一例を示す。

【0107】

図 7 に示すように、画像メモリ 150 に記憶されるボリュームデータは、予めセグメンテーションが実行され、診断目的に応じて各種組織が色分けされた画像として生成される。例えば、図 7 の左図に示すように、操作者は、複数の選択肢の中から所望の組織が表示される表示態様を選択する。これにより、図 7 の右図に示すように、ボリュームデータは、例えば、心臓及び冠動脈を含む組織が色づけされたボリュームレンダリング画像（若しくはサーフェスレンダリング画像）として生成される。

10

【0108】

図 8 に示すように、表示制御機能 172 は、超音波画像 10、2DCT 画像 20、及びボリュームレンダリング画像 50 をディスプレイ 103 上に表示させる。ここで、表示制御機能 172 は、超音波画像 10 上に、レンジゲートマーカ 11、角度補正マーカ 12、及びカラー ROI (Region Of Interest) 13 を表示させる。このカラー ROI 13 は、カラードブラ法により描出される血流画像が表示される領域であり、図 8 の例では冠動脈血流が表示される。すなわち、超音波プローブ 101 は、被検体 P の冠動脈を含む領域に対する超音波走査を行う。そして、表示制御機能 172 は、冠動脈が描出された超音波画像を表示させる。

20

【0109】

また、表示制御機能 172 は、2DCT 画像 20 上に、レンジゲートマーカ 21 及び角度補正マーカ 22 を表示させる。なお、2DCT 画像 20 は、ボリュームデータにおいて超音波画像 10 に対応する位置の断面像である。

【0110】

ここで、表示制御機能 172 は、ボリュームレンダリング画像 50 上に、走査領域マーカ 51 及び断面位置マーカ 52 を表示させる。走査領域マーカ 51 は、ボリュームレンダリング画像 50 における超音波画像 10 の位置を示す枠線である。また、断面位置マーカ 52 は、ボリュームレンダリング画像 50 における 2DCT 画像 20 の位置を示す枠線である。なお、図 8 に示すように、表示制御機能 172 は、ボリュームレンダリング画像 50 上に、レンジゲートマーカ 11 に対応するマーカや角度補正マーカ 12 に対応するマーカを表示させることも可能である。

30

【0111】

このように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、3次元の X 線 CT 画像データであるボリュームデータから生成されるボリュームレンダリング画像を表示させ、更に、ボリュームレンダリング画像上に、レンジゲートマーカ、角度補正マーカ、走査領域マーカ、及び断面位置マーカを表示させることができる。これにより、操作者は、立体的に表示された画像上で、レンジゲートマーカの位置や角度補正マーカの角度、走査領域の位置、2DCT 画像の位置を把握することが可能となる。

【0112】

なお、図 8 に示した内容はあくまで一例であり、図示した内容に限定されるものではない。例えば、図 8 では、レンダリング画像として心臓全体が描出されたボリュームレンダリング画像 50 が表示される場合を説明したが、これに限らず、例えば、冠動脈のみが描出されたボリュームレンダリング画像が表示されてもよい。また、表示制御機能 172 は、図 8 に示した画像に加えて、ドブラ波形 30 や計測結果 40 を表示させてもよい。

40

【0113】

なお、第 2 の実施形態にて説明した内容は、表示制御機能 172 が断面像以外のレンダリング画像を表示させる点を除き、第 1 の実施形態にて説明した内容と同様である。つまり、第 1 の実施形態にて説明した構成及び変形例は、表示制御機能 172 が断面像以外のレンダリング画像を表示させる点を除き、第 2 の実施形態においても適用可能である。

50

【 0 1 1 4 】

(第 3 の実施形態)

上記の実施形態では、2次元の超音波画像を表示させ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、3次元領域に対する超音波走査が行われる場合には、超音波診断装置1は、3次元の超音波画像データに対するレンダリング処理により生成される超音波のレンダリング画像を表示可能である。

【 0 1 1 5 】

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、超音波プローブ101及び表示制御機能172の処理の一部が相違する。そこで、第3の実施形態では、上述した実施形態と相違する点を中心に説明することとし、上述した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、説明を省略する。

10

【 0 1 1 6 】

第3の実施形態に係る超音波プローブ101は、被検体Pの3次元領域に対する超音波走査を行う。この場合、送受信回路110は、超音波プローブ101から3次元の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3次元の反射波信号から3次元の反射波データを生成する。そして、Bモード処理回路120は、3次元の反射波データから3次元のBモードデータを生成する。また、ドブラ処理回路130は、3次元の反射波データから3次元のドブラデータを生成する。そして、画像生成回路140は、3次元のBモードデータから3次元のBモード画像データを生成し、3次元のドブラデータから3次元のドブラ画像データを生成する。

20

【 0 1 1 7 】

第3の実施形態に係る表示制御機能172は、3次元領域の超音波画像データに対するレンダリング処理により生成される超音波のレンダリング画像を表示させる。例えば、表示制御機能172は、超音波のレンダリング画像として、ボリュームレンダリング画像やサーフェスレンダリング画像をディスプレイ103上に表示させる。

【 0 1 1 8 】

図9は、第3の実施形態に係る表示制御機能172の処理を説明するための図である。図9には、ディスプレイ103上に表示される表示画面の一例を示す。なお、図9のドブラ波形30は、図3A等と同様であるので、説明を省略する。

30

【 0 1 1 9 】

図9に示すように、表示制御機能172は、超音波画像10及び2DCT画像20をディスプレイ103上に表示させる。一例として、表示制御機能172は、超音波画像10として、肝臓の門脈が撮像されたカラードブラ画像のボリュームレンダリング画像と、A面、B面、及びC面の断面像とを表示させる。なお、A面、B面、及びC面の断面像には、背景画像としてBモード画像が描出される。また、表示制御機能172は、A面の断面像にレンジゲートマーカ11及び角度補正マーカ12を表示させる。

【 0 1 2 0 】

また、表示制御機能172は、2DCT画像20上に、レンジゲートマーカ21、角度補正マーカ22、及び走査領域マーカ23を表示させる。なお、レンジゲートマーカ21及び角度補正マーカ22は、2DCT画像20においてレンジゲートマーカ11及び角度補正マーカ12の位置及び角度に対応するマーカである。また、走査領域マーカ23は、2DCT画像20におけるA面の断面像の位置を示す枠線である。

40

【 0 1 2 1 】

このように、第3の実施形態に係る超音波診断装置1は、更に、3次元の超音波画像データに対するレンダリング処理により生成される超音波のレンダリング画像を表示可能である。

【 0 1 2 2 】

なお、図9に例示した内容はあくまで一例であり、図示の内容に限定されるものではない。例えば、表示制御機能172は、ボリュームレンダリング画像（若しくはサーフェス

50

レンダリング画像)上にレンジゲートマーカ11及び角度補正マーカ12を表示させてもよい。この場合、ボリュームレンダリング画像は、任意の断面で切断された生体組織を表すボリュームレンダリング画像(若しくはサーフェスレンダリング画像)であり、当該断面上にレンジゲートマーカ11及び角度補正マーカ12が表示されるのが好適である。

【0123】

なお、第3の実施形態にて説明した内容は、表示制御機能172が超音波のレンダリング画像を表示させる点を除き、上述した実施形態にて説明した内容と同様である。つまり、上述した実施形態にて説明した構成及び変形例は、表示制御機能172が超音波のレンダリング画像を表示させる点を除き、第3の実施形態においても適用可能である。

【0124】

(第4の実施形態)

上記の実施形態では、略リアルタイムの超音波画像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、被検体Pの心電信号を検出可能な場合には、超音波診断装置1は、X線CT画像データの心時相と略同一の心時相の超音波画像を表示させることが可能である。

【0125】

図10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。図10に示すように、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と同様の構成に加え、心電計106を更に備える。第4の実施形態では、上述した実施形態と相違する点を中心に説明することとし、上述した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、説明を省略する。

【0126】

第4の実施形態に係る心電計106は、被検体Pの心電信号を検出する装置である。例えば、心電計106は、超音波走査される被検体Pの生体信号として、被検体Pの心電波形(Electrocardiogram: ECG)を取得する。心電計106は、取得した心電波形を装置本体100に送信する。なお、心電計106により検出された心電信号は、超音波画像データの撮像時間(当該超音波画像データを生成するために行われた超音波走査の実施時刻)と対応付けられて内部記憶回路160に格納される。これにより、撮像される超音波画像データの各フレームと、被検体Pの心時相とが対応付けられる。

【0127】

なお、本実施形態では、被検体Pの心臓の心時相に関する情報を取得する手段の一つとして、心電計106を用いる場合を説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置1は、心音図の第II音(第二音)の時間若しくはスペクトラムドブラによる心臓の駆出血流の計測により求まる大動脈弁閉鎖(Aortic Valve Closure: AVC)時間を取得することで、被検体Pの心臓の心時相に関する情報を取得してもよい。また、例えば、超音波診断装置1は、撮像した超音波画像データに対する画像処理により、心臓弁の開閉のタイミングを抽出し、このタイミングに基づいて、被検体の心時相を取得しても良い。言い換えると、超音波診断装置1の処理回路170は、被検体の心時相を取得する心時相取得機能を実行可能である。なお、心時相取得機能は、心時相取得部の一例である。また、心電計106は、検出部の一例である。

【0128】

第4の実施形態に係る表示制御機能172は、心電信号に基づいて、他の医用画像診断装置により撮像された医用画像データの心時相と略同一の心時相である超音波画像を表示させる。例えば、表示制御機能172は、略リアルタイムで生成されるBモード画像を表示させるとともに、X線CT画像データの心時相(例えば、拡張末期など)と略同一の心時相であるBモード画像を表示させる。

【0129】

図11は、第4の実施形態に係る表示制御機能172の処理を説明するための図である。図11には、表示制御機能172の処理によりディスプレイ103上に表示される表示画面の一例を示す。なお、図11では、X線CT画像データの心時相が拡張末期(ED:

10

20

30

40

50

End Diastole)である場合を例示する。

【0130】

図11に示すように、表示制御機能172は、超音波画像10、2DCT画像20、及びドプラ波形30を表示させる。ここで、超音波画像10は、略リアルタイムの画像であり、2DCT画像20は、拡張末期(ED)の画像である。なお、超音波画像10、2DCT画像20、及びドプラ波形30の詳細については、図3Aと同様であるので、説明を省略する。

【0131】

ここで、X線CT画像データの心時相が拡張末期(ED)である場合、表示制御機能172は、心電信号に基づいて、心時相が拡張末期(ED)である超音波画像60を表示させる。例えば、表示制御機能172は、心電計106により検出された心電信号(心電波形)を参照し、拡張末期に対応する時刻を特定する。そして、表示制御機能172は、特定した時刻に対応する超音波画像データを用いて、表示用の超音波画像60を生成し、ディスプレイ103上に表示させる。以後、表示制御機能172は、拡張末期を示す心電信号が検出されるごとに、検出された時刻に対応する超音波画像60を生成し、ディスプレイ103上に表示される超音波画像60を更新する。

10

【0132】

また、表示制御機能172は、拡張末期(ED)の超音波画像60上に、レンジゲートマーカ61及び角度補正マーカ62を表示させる。具体的には、表示制御機能172は、レンジゲートマーカ11, 21に対応する位置にレンジゲートマーカ61を表示させ、角度補正マーカ12, 22に対応する角度で角度補正マーカ62を表示させる。

20

【0133】

このように、表示制御機能172は、同時表示機能により表示される他の医用画像データの心時相と略同一の心時相の超音波画像を表示させる。これによれば、例えば、操作者は、心時相が揃っている2DCT画像及び超音波画像を同時に参照しながらレンジゲートマーカ及び角度補正マーカの調整を行うことが可能となる。

【0134】

なお、図11に例示した内容はあくまで一例であり、図示の内容に限定されるものではない。例えば、表示制御機能172は、必ずしも略リアルタイムの超音波画像10を表示させなくてもよい。略リアルタイムの超音波画像10が表示されない場合においても、操作者は、心時相が揃っている2DCT画像及び超音波画像を同時に参照しながらレンジゲートマーカ及び角度補正マーカの調整を行うことが可能である。また、表示制御機能172は、拡張末期(ED)の超音波画像60に代えて収縮末期(ES:End Systole)の超音波画像を表示させることも可能であり、3つ以上の異なる時相の超音波画像をディスプレイ103上に同時に表示させることも可能である。

30

【0135】

なお、第4の実施形態にて説明した内容は、表示制御機能172がX線CT画像データの心時相と略同一の心時相の超音波画像を表示させる点を除き、上述した実施形態にて説明した内容と同様である。つまり、上述した実施形態にて説明した構成及び変形例は、表示制御機能172がX線CT画像データの心時相と略同一の心時相の超音波画像を表示させる点を除き、第4の実施形態においても適用可能である。

40

【0136】

(第5の実施形態)

上記の実施形態では、断面像(超音波画像又は2DCT画像)上でレンジゲートマーカ及び角度補正マーカの調整が行わ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、超音波診断装置1は、立体的に表示されたレンダリング画像上で、レンジゲートマーカを調整するための操作を受け付けることが可能である。

【0137】

図12は、第5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12に示すように、第5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

50

診断装置 1 と同様の構成に加え、処理回路 170 が送受信制御機能 175 を更に有する。そこで、第 5 の実施形態では、上述した実施形態と相違する点を中心に説明することとし、上述した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、説明を省略する。

【0138】

第 5 の実施形態に係る超音波プローブ 101 は、2 次元アレイプローブである。超音波プローブ 101 は、例えば、2 次元の走査断面を走査する場合、超音波プローブ 101 に対する走査断面の方向を変更可能である。つまり、操作者は、被検体 P の体表に当接させた超音波プローブ 101 の位置や方向を変えることなく、走査断面の方向を変更（偏向）することが可能である。

10

【0139】

第 5 の実施形態に係る送受信制御機能 175 は、超音波プローブ 101 によって走査される走査断面の方向を変更する制御を行う。例えば、操作者が走査断面を仰角方向に 5 度傾ける旨の指示を行うと、送受信制御機能 175 は、走査断面を仰角方向に 5 度傾ける旨の指示を超音波プローブ 101 へ送信する。これにより、超音波プローブ 101 は、走査断面を仰角方向に 5 度傾ける。

【0140】

第 5 の実施形態に係る表示制御機能 172 は、3 次元の X 線 CT 画像データであるボリュームデータに対するレンダリング処理により生成されるレンダリング画像を表示させる。なお、第 5 の実施形態に係る表示制御機能 172 は、第 2 の実施形態に係る表示制御機能 172 の処理と同様であるので、説明を省略する。

20

【0141】

第 5 の実施形態に係る受付機能 173 は、レンダリング画像上で位置マーカの位置を変更する操作を受け付ける。例えば、受付機能 173 は、表示制御機能 172 により生成されたレンダリング画像上で、レンジゲートマーカを設定する設定操作を受け付ける。

【0142】

図 13A 及び図 13B は、第 5 の実施形態に係る受付機能 173 の処理を説明するための図である。図 13A には、操作者による設定操作が行われる前の表示画面の一例を例示する。また、図 13B には、操作者による設定操作が行われた後の表示画面の一例を例示する。

30

【0143】

図 13A に示すように、表示制御機能 172 は、超音波画像 10、2DCCT 画像 20、及びボリュームレンダリング画像 50 を表示させる。なお、超音波画像 10 及び 2DCCT 画像 20 の詳細については、図 8 と同様であるので、説明を省略する。

【0144】

ここで、表示制御機能 172 は、ボリュームレンダリング画像 50 上でレンジゲートマーカを調整するための UI として、位置調整用マーカ 53 を表示させる。

【0145】

例えば、操作者が、レンジゲートマーカ 11, 21 の位置を調整する旨の指示を入力すると、受付機能 173 は、位置調整用マーカ 53 をボリュームレンダリング画像 50 上に表示させる。そして、操作者は、任意の入力装置 102（ホイール、ダイヤル、マウス、キーボードなど）を操作して、位置調整用マーカ 53 の位置を変更する。例えば、マウスカーソルでボリュームレンダリング画像 50 上の任意の座標を指定することで、位置調整用マーカ 53 の先端の座標を指定する。この段階では、レンジゲートマーカ 11, 21 の位置は変更されず、位置調整用マーカ 53 の位置のみがボリュームレンダリング画像 50 上で変更される。操作者は、レンジゲートマーカ 11, 21 の位置として適切な位置に位置調整用マーカ 53 が設定されたと判断した場合に、確定ボタンを押下する。確定ボタンが押下されると、受付機能 173 は、操作者により指定された座標（以下、「指定座標」とも表記）にレンジゲートマーカ 11, 21 を設定する操作として受け付ける。

40

【0146】

50

そして、受付機能 173 は、指定座標が走査断面上（超音波画像 10 上）に存在するかどうかを判定する。指定座標が走査断面上に存在しない場合、受付機能 173 は、指定座標を送受信制御機能 175 に通知する。

【0147】

送受信制御機能 175 は、受付機能 173 により指定座標が通知されると、通知された指定座標が走査断面に含まれるように、走査断面の方向を変更する。例えば、送受信制御機能 175 は、指定座標を通る走査断面の角度（仰角若しくは俯角）を算出する。そして、送受信制御機能 175 は、算出した角度まで走査断面を傾ける制御を行う。これにより、超音波プローブ 101 は、走査断面が指定座標を通るように走査断面を傾ける。その後、受付機能 173 は、図 13B に示すように、傾けられた走査断面（超音波画像 10）上で、指定座標を通る位置にレンジゲートマーカ 11, 21 を移動させる。

10

【0148】

一方、受付機能 173 は、指定座標が走査断面上（超音波画像 10 上）に存在する場合には、走査断面上で、指定座標を通る位置にレンジゲートマーカ 11, 21 を移動させる。この場合、送受信制御機能 175 は、走査断面の方向を変更する制御を行わない。

【0149】

このように、受付機能 173 は、ボリュームレンダリング画像 50 上でレンジゲートマーカ 11, 21 の位置を変更する操作を受け付ける。そして、送受信制御機能 175 は、操作により変更されたレンジゲートマーカ 11, 21 の位置が走査断面に含まれるように、走査断面の方向を変更する制御を行う。その後、受付機能 173 は、方向が変更された走査断面上で、指定座標を通る位置にレンジゲートマーカ 11, 21 を移動させる。これにより、操作者は、形態情報としての正確性に優れているボリュームレンダリング画像 50 上で、レンジゲートマーカを調整することができるので、所望の位置の血流情報を正確かつ容易に収集することが可能となる。

20

【0150】

なお、図 13A 及び図 13B に示した内容はあくまで一例であり、図示した内容に限定されるものではない。例えば、図 13A 及び図 13B では、レンダリング画像として心臓全体が描出されたボリュームレンダリング画像 50 が表示される場合を説明したが、これに限らず、例えば、冠動脈のみが描出されたボリュームレンダリング画像が表示されてもよい。また、表示制御機能 172 は、図 13A 及び図 13B に示した画像に加えて、ドプラ波形 30 や計測結果 40 を表示させてもよい。

30

【0151】

なお、第 5 の実施形態にて説明した内容は、受付機能 173 がレンダリング画像上でレンジゲートマーカを調整するための操作を受け付ける点を除き、上述した実施形態にて説明した内容と同様である。つまり、上述した実施形態にて説明した構成及び変形例は、受付機能 173 がレンダリング画像上でレンジゲートマーカを調整するための操作を受け付ける点を除き、第 5 の実施形態においても適用可能である。

【0152】

（第 6 の実施形態）

上述した実施形態では、超音波検査による血流測定が 1 回行われる場合を説明したが、例えば、実施形態は、2 回以上の超音波検査が個別に行われる場合にも適用可能である。この場合、1 回目の超音波検査で用いたレンジゲートマーカ及び角度補正マーカを、2 回目以降の超音波検査で利用可能である。そこで、第 6 の実施形態では、1 回目の超音波検査で用いたレンジゲートマーカ及び角度補正マーカを、2 回目以降の超音波検査で利用する場合を説明する。

40

【0153】

図 14 は、第 6 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の処理を説明するための図である。図 14 には、X 線 CT 画像データの撮影（S11）と、1 回目の超音波検査（S12）と、2 回目の超音波検査（S13）とが順番に行われる場合を例示する。

【0154】

50

なお、図 1 4 のように複数回の超音波検査が行われる場合の一例としては、冠動脈の狭窄部位をステントにより拡張する冠動脈ステント留置術が行われる場合が挙げられる。この場合、ステントを留置する前後において合計 2 回の超音波検査を行うことで、冠動脈ステント留置術による血流改善効果の評価が行われる。なお、冠動脈ステント留置術はあくまで一例であり、これに限定されるものではない。本実施形態は、2 以上の異なる時点において、同一の血管位置における血流情報を評価する場合に広く適用可能である。

【0155】

図 1 4 に示すように、S 1 1 において、X 線 C T 画像データの撮影が行われる。なお、X 線 C T 画像データの撮影は、1 回目の超音波検査の前であれば、任意の時点で実行可能である。例えば、X 線 C T 画像データの撮影は、1 回目の超音波検査の直前であってもよいし、数日前、数週間前等、任意の時点で実行可能である。

10

【0156】

S 1 2 において、1 回目の超音波検査が行われる。例えば、表示制御機能 1 7 2 は、第 1 の実施形態にて説明した処理と同様の処理により、超音波画像 1 0 及び 2 D C T 画像 2 0 をディスプレイ 1 0 3 上に表示させる。ここで、超音波画像 1 0 は、S 1 2 の 1 回目の超音波検査で撮像された B モード画像に対応する。また、2 D C T 画像 2 0 は、S 1 1 で撮影された X 線 C T 画像データに対応する。また、表示制御機能 1 7 2 は、超音波画像 1 0 上に、レンジゲートマーカ 1 1 及び角度補正マーカ 1 2 を表示させる。また、表示制御機能 1 7 2 は、2 D C T 画像 2 0 上に、レンジゲートマーカ 2 1 及び角度補正マーカ 2 2 を表示させる。

20

【0157】

また、第 1 の実施形態にて説明した処理と同様の処理により、レンジゲートマーカ 1 1 及びレンジゲートマーカ 2 1 の位置は互いに連動している。また、第 1 の実施形態にて説明した処理と同様の処理により、角度補正マーカ 1 2 及び角度補正マーカ 2 2 の角度は、互いに連動している。このため、操作者は、例えば、2 D C T 画像 2 0 上でレンジゲートマーカ 2 1 の位置及び角度補正マーカ 2 2 の角度を調整することで、超音波画像 1 0 上におけるレンジゲートマーカ 1 1 の位置及び角度補正マーカ 1 2 の角度を調整することができる。これにより、操作者は、所望の位置及び角度にレンジゲートマーカ 1 1 及び角度補正マーカ 1 2 を調整し、1 回目の超音波検査における血流情報を収集することができる。

【0158】

30

ここで、第 6 の実施形態に係る受付機能 1 7 3 は、更に、表示画像上における位置マーカの位置を確定する確定操作を操作者から受け付けた場合に、確定操作が行われた時点の位置マーカの位置を示す確定位置を内部記憶回路 1 6 0 に格納する。つまり、S 1 2 において、2 D C T 画像 2 0 上でレンジゲートマーカ 2 1 の位置を確定する操作（確定操作）が操作者により実行された場合には、受付機能 1 7 3 は、S 1 2 におけるレンジゲートマーカ 2 1 の位置を「確定位置」として内部記憶回路 1 6 0 に格納する。

【0159】

また、第 6 の実施形態に係る受付機能 1 7 3 は、更に、確定操作を操作者から受け付けた場合に、確定操作が行われた時点の角度マーカの角度を示す確定角度を内部記憶回路 1 6 0 に格納する。つまり、S 1 2 において、2 D C T 画像 2 0 上で角度補正マーカ 2 2 の角度を確定する操作（確定操作）が操作者により実行された場合には、受付機能 1 7 3 は、S 1 2 における角度補正マーカ 2 2 の角度を「確定角度」として内部記憶回路 1 6 0 に格納する。

40

【0160】

S 1 3 において、2 回目の超音波検査が行われる。なお、2 回目の超音波検査は、1 回目の超音波検査の後であれば、任意の時点で実行可能である。例えば、冠動脈ステント留置術が行われた場合には、その直後に 2 回目の超音波検査が行われるのが好適であるが、これに限定されるものではない。例えば、定期的に血流情報を評価する場合には、2 回目の超音波検査は、数日後、数週間後、数ヶ月後等、任意の時点で実行可能である。

【0161】

50

例えば、表示制御機能 172 は、第 1 の実施形態にて説明した処理と同様の処理により、超音波画像 90 及び 2DCT 画像 20 をディスプレイ 103 上に表示させる。ここで、超音波画像 90 は、S13 の 2 回目の超音波検査で撮像された B モード画像に対応する。また、2DCT 画像 20 は、S11 で撮影された X 線 CT 画像データに対応する。また、表示制御機能 172 は、超音波画像 90 上に、レンジゲートマーカ 91 及び角度補正マーカ 92 を表示させる。また、表示制御機能 172 は、2DCT 画像 20 上に、レンジゲートマーカ 21 及び角度補正マーカ 22 を表示させる。

【0162】

ここで、第 6 の実施形態に係る表示制御機能 172 は、更に、1 回目の超音波検査における超音波画像データとは異なる新たな超音波画像データが取得された場合に、新たな超音波画像データ及びボリュームデータのうち少なくとも一方に基づく表示画像上に、確定位置に基づく新たな位置マーカを表示させる。

10

【0163】

例えば、表示制御機能 172 は、内部記憶回路 160 から確定位置を読み出す。この確定位置は、S12 において内部記憶回路 160 に格納された情報である。そして、表示制御機能 172 は、超音波画像 90 上に、確定位置に基づく新たなレンジゲートマーカ 93 を表示させる。また、表示制御機能 172 は、2DCT 画像 20 上に、確定位置に基づく新たなレンジゲートマーカ 26 を表示させる。

【0164】

つまり、レンジゲートマーカ 93 及びレンジゲートマーカ 26 は、S12 (1 回目の超音波検査) において確定されたレンジゲートマーカ 11, 21 の位置を示すマーカである。このため、操作者は、レンジゲートマーカ 93, 26 の位置を確認するだけで、前回の超音波検査におけるレンジゲートマーカの位置を容易に把握することができる。したがって、操作者は、S13 (2 回目の超音波検査) において、レンジゲートマーカ 93, 26 の位置に一致するようにレンジゲートマーカ 91, 21 の位置を調整することで、今回のレンジゲートマーカの位置を前回のレンジゲートマーカの位置に容易に合わせることができる。

20

【0165】

また、第 6 の実施形態に係る表示制御機能 172 は、更に、1 回目の超音波検査における超音波画像データとは異なる新たな超音波画像データが取得された場合に、新たな超音波画像データ及びボリュームデータのうち少なくとも一方に基づく表示画像上に、確定角度に基づく新たな角度マーカを表示させる。

30

【0166】

例えば、表示制御機能 172 は、内部記憶回路 160 から確定角度を読み出す。この確定角度は、S12 において内部記憶回路 160 に格納された情報である。そして、表示制御機能 172 は、超音波画像 90 上に、確定角度に基づく新たな角度補正マーカ 94 を表示させる。また、表示制御機能 172 は、2DCT 画像 20 上に、確定角度に基づく新たな角度補正マーカ 27 を表示させる。

【0167】

つまり、角度補正マーカ 94 及び角度補正マーカ 27 は、S12 (1 回目の超音波検査) において確定された角度補正マーカ 12, 22 の角度を示すマーカである。このため、操作者は、角度補正マーカ 94, 27 の角度を確認するだけで、前回の超音波検査における角度補正マーカの角度を容易に把握することができる。したがって、操作者は、S13 (2 回目の超音波検査) において、角度補正マーカ 94, 27 の角度に一致するように角度補正マーカ 92, 22 の角度を調整することで、今回の角度補正マーカの角度を前回の角度補正マーカの角度に容易に合わせることができる。

40

【0168】

このように、第 6 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、1 回目の超音波検査で用いたレンジゲートマーカ及び角度補正マーカを、2 回目の超音波検査で利用することができる。なお、図 14 では、2 回の超音波検査が行われる場合を説明したが、3 回以上の超音波

50

検査が行われる場合にも同様である。つまり、3回以上の超音波検査が行われる場合には、超音波診断装置1は、1回目の超音波検査で用いたレンジゲートマーカ及び角度補正マーカを、3回目以降の超音波検査でも利用することができる。

【0169】

また、図示の都合上、図14では、超音波画像及び2DCT画像のみを例示したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、図3A等に図示したように、表示制御機能172は、ドブラ波形30や計測結果40をディスプレイ103上に表示させることもかのうである。

【0170】

また、図14では、確定済みのレンジゲートマーカ及び角度補正マーカを表示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、表示制御機能172は、確定済みのレンジゲートマーカの位置と、今回設定中のレンジゲートマーカの位置との差分に基づいて、ナビゲーション用の情報を表示してもよい。この場合、表示制御機能172は、レンジゲートマーカを調整すべき方向を示す画像（矢印形状の画像等）や、調整量を示す情報（距離を示す数値等）を表示することができる。なお、表示制御機能172は、角度補正マーカについても同様に、差分に基づくナビゲーション用の情報を表示可能である。

10

【0171】

（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。

20

【0172】

（CWD法への適用）

例えば、上述した実施形態及び変形例では、PWD法による血流情報（ドブラ波形）の収集に適用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、上述した実施形態及び変形例は、CWD法による血流情報の収集にも適用可能である。例えば、CWDモードでは、受付機能173は、ライン状のサンプリング位置を示す位置マーカを設定する操作を操作者から受け付ける。また、表示制御機能172は、対応関係に基づいて、少なくとも他の医用画像診断装置により撮像されたボリュームデータに基づく表示画像上の対応する位置に位置マーカを表示させる。

30

【0173】

（他の医用画像診断装置による医用画像データとの同時表示）

また、例えば、上述した実施形態及び変形例では、超音波診断装置1とは異なる医用画像診断装置により撮像された医用画像データの例として、X線CT画像データが適用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、超音波診断装置1は、MRI画像データとBモード画像データとが同時に表示される場合にも適用可能である。

【0174】

図15は、その他の実施形態に係る表示制御機能172の処理を説明するための図である。図15に示すように、表示制御機能172は、超音波画像10、MRI画像70、及びドブラ波形30を表示させる。なお、ドブラ波形30については、図3Aと同様であるので説明を省略する。

40

【0175】

例えば、表示制御機能172は、被検体Pの脳を含む領域が撮像されたMRI画像70を表示させる。図15に示す例では、MRI画像70には、ウィリス動脈輪が描出されている。また、表示制御機能172は、MRI画像70上に、レンジゲートマーカ71、角度補正マーカ72、及び走査領域マーカ73を表示させる。なお、レンジゲートマーカ71及び角度補正マーカ72は、MRI画像70においてレンジゲートマーカ11及び角度補正マーカ12の位置及び角度に対応するマーカである。また、走査領域マーカ73は、MRI画像70における超音波画像10の位置を示す枠線である。

【0176】

50

また、表示制御機能 172 は、MRI 画像 70 とともに、被検体 P の脳が描出された超音波画像 10 を表示させる。この超音波画像 10 は、超音波プローブ 101 が被検体 P の脳を含む領域に対する超音波走査を行うことにより撮像される。

【0177】

このように、超音波診断装置 1 は、超音波画像データを、X 線 CT 画像データ以外の医用画像データと同時に表示される場合にも、上述した実施形態及び変形例を適用可能である。

【0178】

(他の医用画像診断装置による医用画像データの 2 時相表示)

また、例えば、図 11 では、異なる 2 時相の超音波画像データを同時に表示させ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、超音波診断装置 1 は、超音波診断装置 1 とは異なる他の医用画像診断装置による医用画像データを、互いに異なる 2 時相で表示可能である。

【0179】

図 16 は、その他の実施形態に係る表示制御機能 172 の処理を説明するための図である。図 16 には、表示制御機能 172 の処理によりディスプレイ 103 上に表示される表示画面の一例を示す。なお、図 16 において、X 線 CT 画像データは、所定のフレームレート（ポリウムレート）で 3 次元のポリウムデータが複数回撮影されたダイナミックポリウムデータ（4DCCT 画像データ）である。

【0180】

図 16 に示すように、表示制御機能 172 は、拡張末期（ED）の 2DCCT 画像 20 と、収縮末期（ES）の 2DCCT 画像 80 とを同時に表示させる。なお、超音波画像 10 及びドプラ波形 30 については、図 3A と同様であるので、説明を省略する。

【0181】

このように、表示制御機能 172 は、異なる 2 時相（2つのタイミング）の 2DCCT 画像 20、80 を表示させる。これによれば、操作者は、レンジゲートマーカや角度補正マーカの調整に適切な時相の 2DCCT 画像を選択することが可能となる。例えば、頻脈や不整脈の患者では、必ずしも適切なタイミングの画像が特定されるわけではない。また、画像ブレが激しい場合にも、どのタイミングの画像が適切か見分けるのは困難である。そこで、超音波診断装置 1 は、異なる 2 時相（2つのタイミング）の 2DCCT 画像 20、80 を表示させることにより、適切な時相の 2DCCT 画像を操作者に選択可能に提示する。このため、操作者は、頻脈や不整脈の患者や画像ブレが激しい場合にも、適切な時相の 2DCCT 画像を選択することが可能となる。また、例えば、操作者は、適切と思われる時相の 2DCCT 画像を一方に保持し、もう一方で時相を手動的又は自動的に切り替えながら 2DCCT 画像を表示させることにより、より適切な時相を選択することが可能となる。

【0182】

なお、図 16 に示した内容はあくまで一例であり、図示した内容に限定されるものではない。例えば、図 16 に示した内容は、異なる 2 時相の超音波画像データを同時に表示させる場合（図 11）と組み合わせて実現されても良い。

【0183】

(医用画像処理装置)

例えば、上述した実施形態及び変形例では、処理回路 170 の構成要素である取得機能 171、表示制御機能 172、及び受付機能 173 が実行する各処理機能が、超音波診断装置 1 において実行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、上記の各処理機能は、ワークステーションなどの医用画像処理装置において実行されてもよい。なお、この場合、取得機能 171 は、位置検出システムから超音波画像データの位置情報を取得するのではなく、予め超音波画像データに対応づけて記憶された位置情報を取得することが可能である。また、取得機能 171 は、超音波画像データにおける位置と、超音波診断装置 1 とは異なる他の医用画像診断装置によって撮像されたポリウムデータにおける位置との対応関係が既に生成され、所定の記憶回路に格納されてい

10

20

30

40

50

る場合、この対応関係を取得することも可能である。

【0184】

また、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。更に、各装置にて行われる各処理機能は、その全部又は任意の一部が、CPU及び当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0185】

また、上述した実施形態及び変形例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。

【0186】

また、上述した実施形態及び変形例で説明した画像処理方法は、予め用意された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、この超音波イメージング方法は、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

【0187】

また、上記の実施形態及び変形例において、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意味する。例えば、略リアルタイムで画像を表示する処理は、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、画像処理などの各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概念である。

【0188】

また、上記の実施形態及び変形例において、略同一の心時相とは、ある心時相と完全に一致する心時相のみならず、実施形態に影響の無い範囲でずれた心時相や、心電波形の検出誤差によりずれた心時相も含まれる概念である。例えば、所望の心時相(例えばR波)のBモード画像を得る場合、超音波診断装置1のフレームレート次第では、R波に完全に一致するBモード画像が存在しない場合がある。この場合、R波の前後のフレームのBモード画像を用いて補間処理を行うことで、R波として推定されるBモード画像を生成しても良いし、R波に近い時刻のBモード画像をR波のBモード画像として選択しても良い。なお、ここで選択されるBモード画像は、R波に最も近いものが好適であるが、実施形態に影響の無い範囲であれば最も近いものでなくとも選択可能である。

【0189】

以上説明した少なくともひとつの実施形態によれば、血流情報の正確性及び定量性を向上させることができる。

【0190】

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。

10

20

30

40

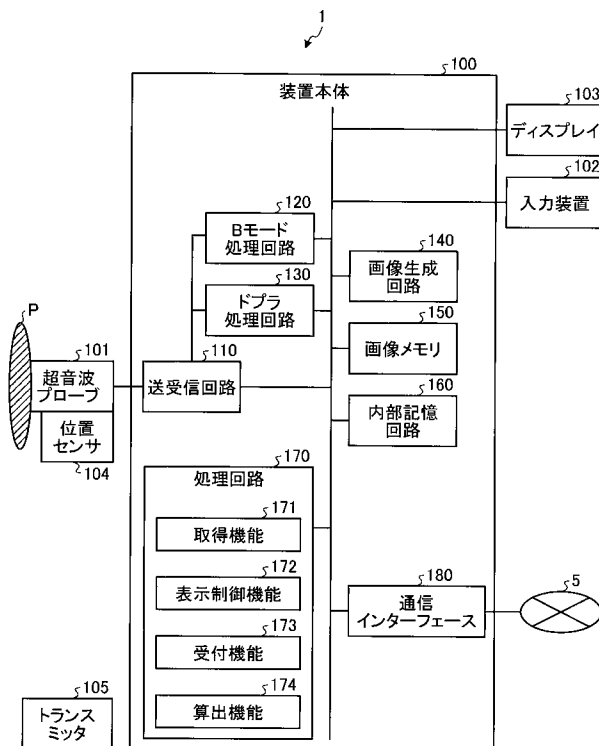
50

【符号の説明】

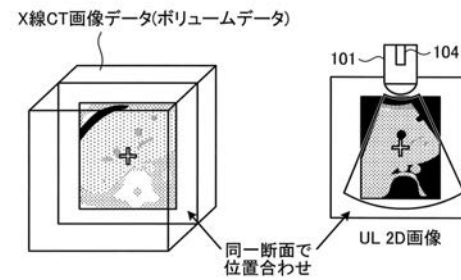
【 0 1 9 1 】

1	超音波診断装置
101	超音波プローブ
170	処理回路
171	取得機能
172	表示制御機能
173	受付機能
174	算出機能

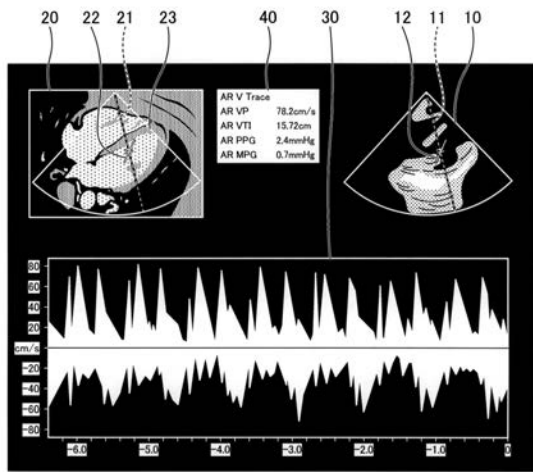
【図1】



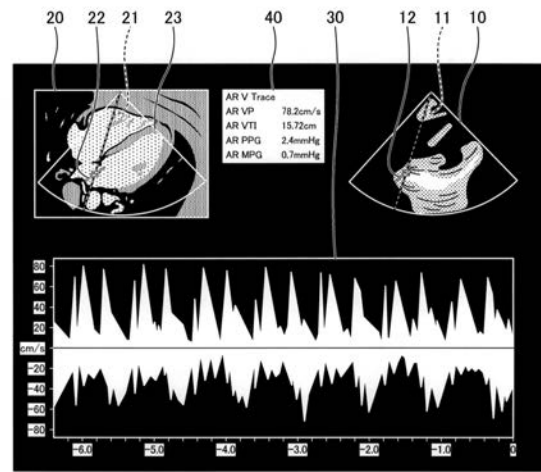
【図2】



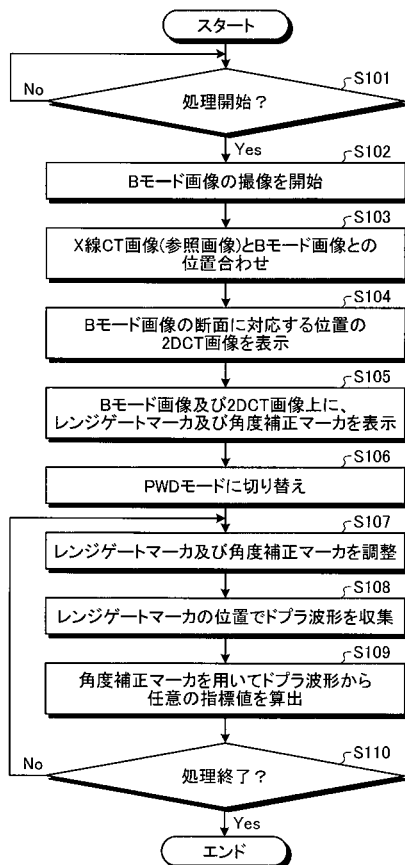
【図 3 A】



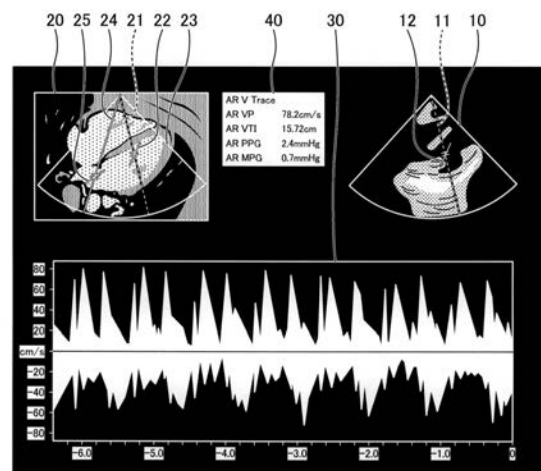
【図 3 B】



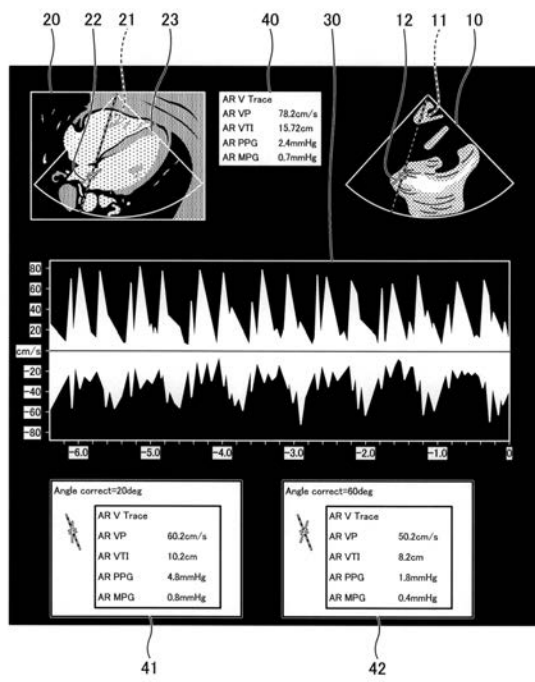
【図 4】



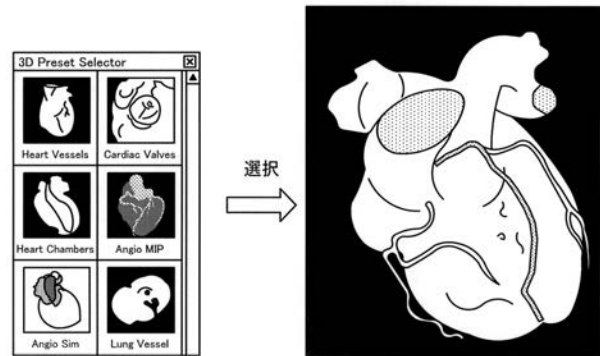
【図 5】



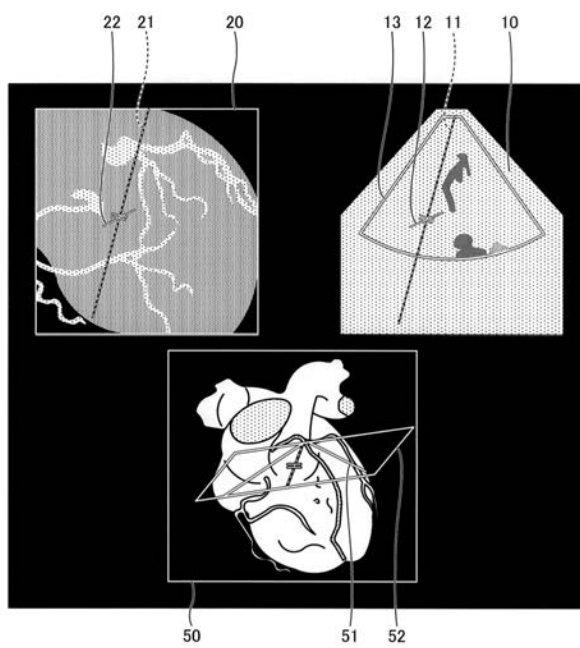
【図 6】



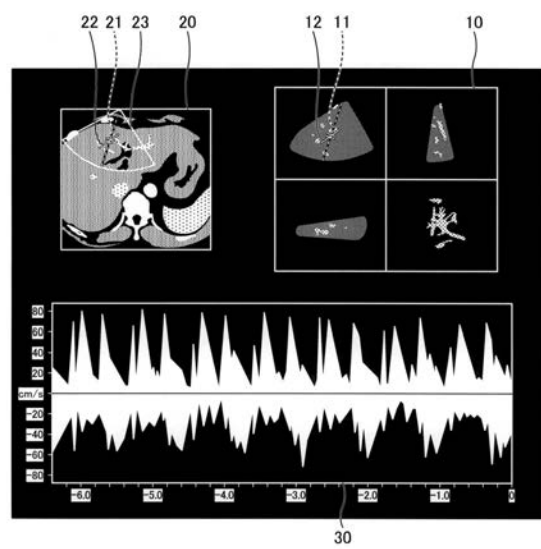
【図 7】



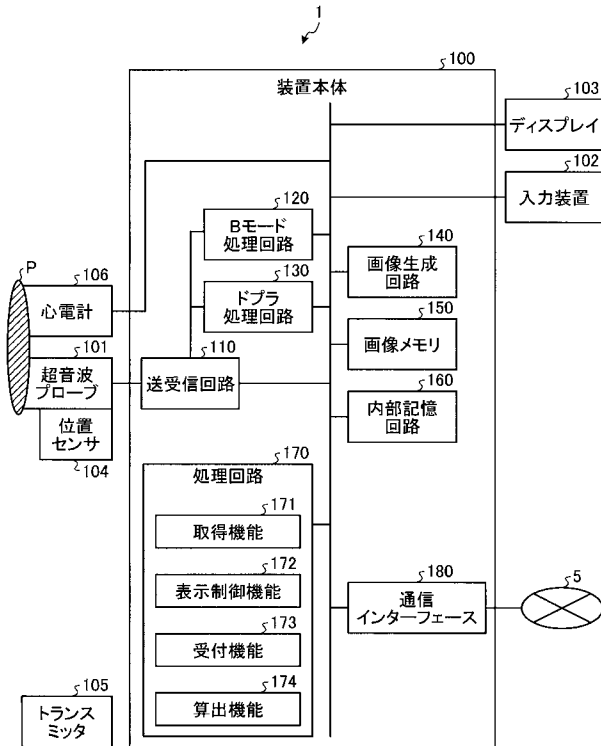
【図 8】



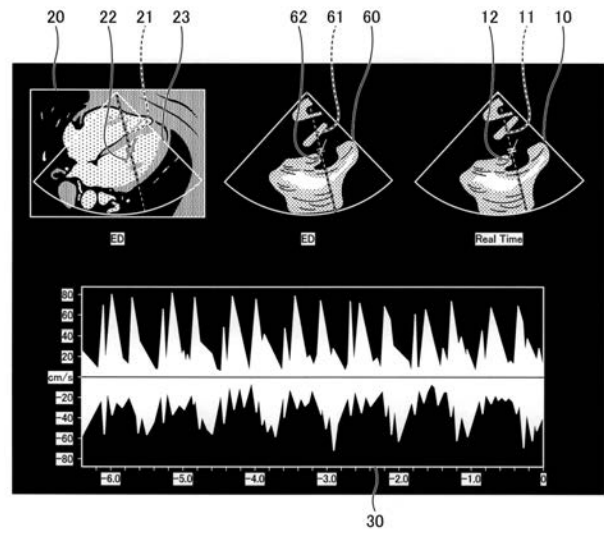
【図 9】



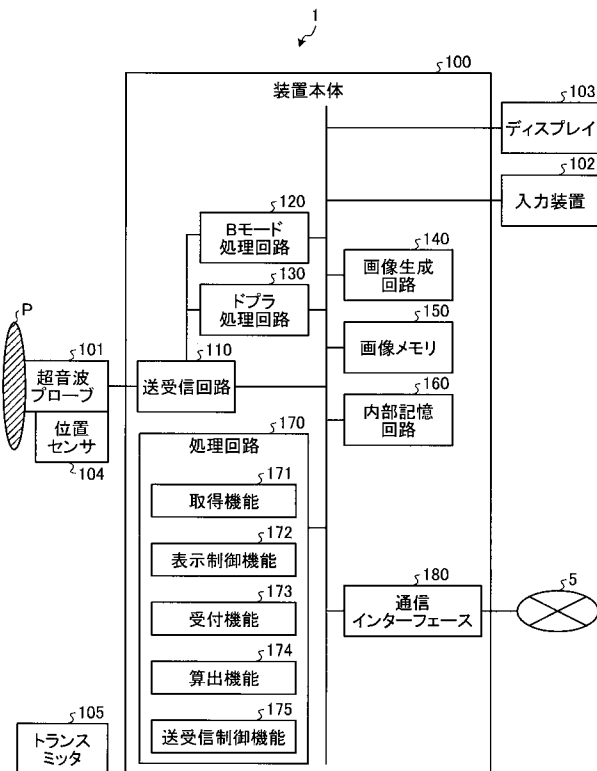
【図 10】



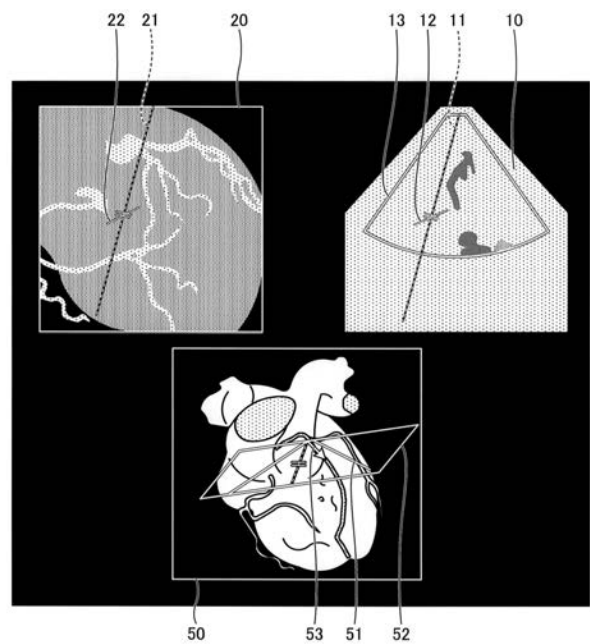
【図 11】



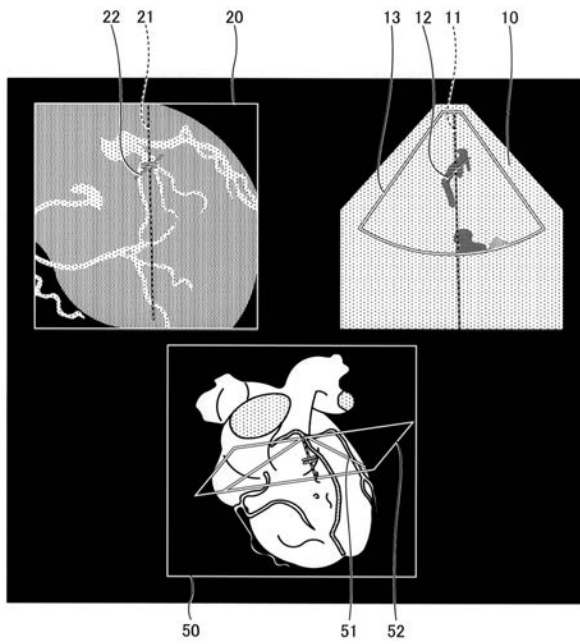
【図 12】



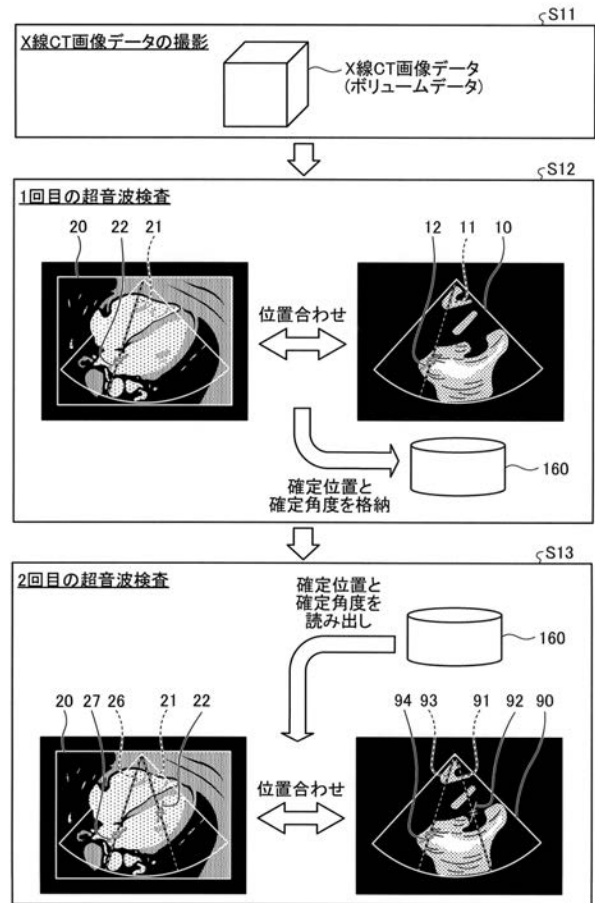
【図 13 A】



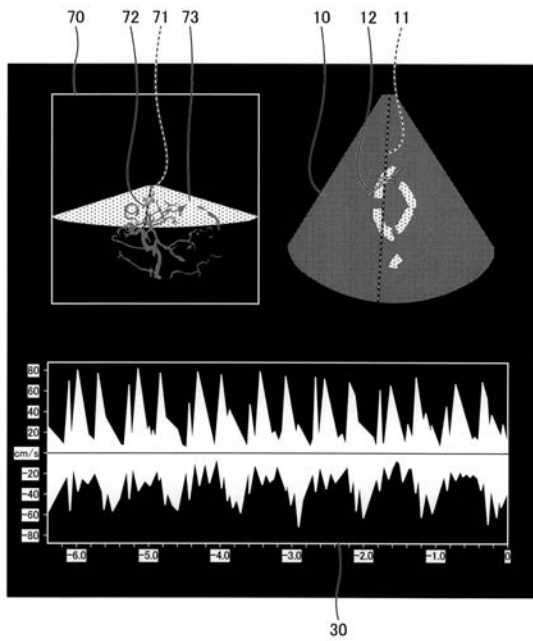
【図 13 B】



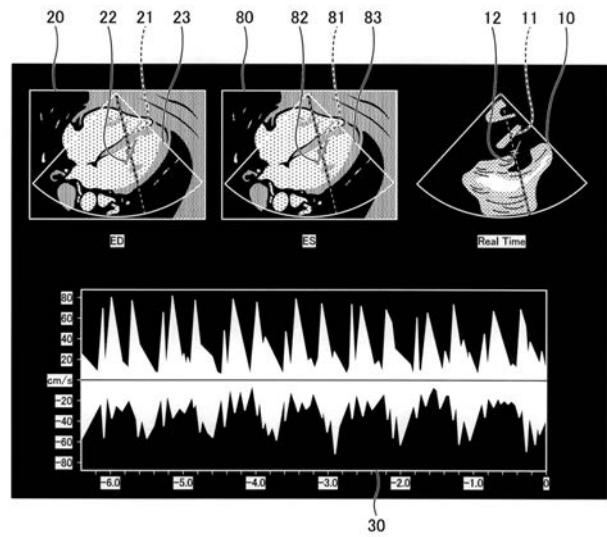
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

- (72)発明者 嶺 喜隆
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 中井 淳
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 樋口 治郎
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 手塚 和男
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 中屋 重光
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 DD11 DE01 EE09 EE10 FF08 GA19 GA25 GB06 JB34
JB54 JC26 KK25 KK31 LL33

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理程序		
公开(公告)号	JP2018110851A	公开(公告)日	2018-07-19
申请号	JP2017251159	申请日	2017-12-27
[标]发明人	小林豊 小林幸史 松永智史 嶺喜隆 中井淳 樋口治郎 手塚和男 中屋重光		
发明人	小林 豊 小林 幸史 松永 智史 嶺 喜隆 中井 淳 樋口 治郎 手塚 和男 中屋 重光		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD11 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FF08 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/GB06 4C601/JB34 4C601/JB54 4C601/JC26 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL33		
优先权	2017002058 2017-01-10 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高血流信息的准确性和定量性。根据实施例的超声诊断设备包括超声探头，获取单元，接收单元和显示控制单元。超声波探头相对于对象的三维区域执行超声波扫描，并接收来自对象的反射波。获取单元，基于所述反射波的三维区域的超声图像数据的被摄体位置，其它医用图像诊断装置取得在成像的体数据的位置之间的对应关系。接收单元从操作者接收设置位置标记的操作，该位置标记指示在超声图像数据的扫描区域中提取血流信息的位置。

