

(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2013-143978

(P2013-143978A)

(43) 公開日 平成25年7月25日(2013.7.25)

| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード (参考) |
|--------------------------------|----------------------|-------------|
| A 6 1 B 8/00 (2006.01) | A 6 1 B 8/00 | 4 C 0 9 3 |
| A 6 1 B 5/055 (2006.01) | A 6 1 B 5/05 3 9 0 | 4 C 0 9 6 |
| A 6 1 B 6/03 (2006.01) | A 6 1 B 6/03 3 7 7 | 4 C 6 0 1 |
| | A 6 1 B 6/03 3 6 0 G | |
| | A 6 1 B 6/03 3 6 0 P | |

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2012-4737 (P2012-4737)
 (22) 出願日 平成24年1月13日 (2012.1.13)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 車 俊昊
 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 貞光 和俊
 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

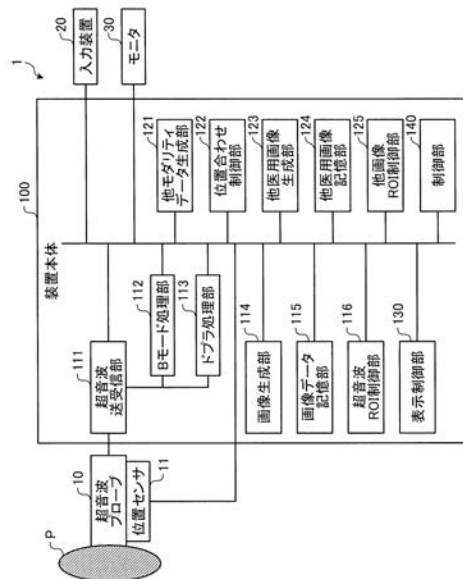
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】時間変化画像の元となる部位の観察を容易にすることができる超音波診断装置を提供することである。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、第1の画像生成部と、他医用画像生成部と、第2の画像生成部と、表示制御部とを備える。第1の画像生成部は、超音波プローブによって送信された超音波の反射波信号を用いて、被検体の超音波断面画像を生成する。他医用画像生成部は、超音波診断装置以外の医用画像診断装置によって生成されたボリュームデータを用いて、前記超音波の走査面に対応する位置の他医用断面画像を生成する。第2の画像生成部は、前記超音波断面画像又は前記他医用断面画像に設定された関心領域における時間変化画像を前記反射波信号から生成する。表示制御部は、前記他医用断面画像及び前記時間変化画像を表示装置に表示制御する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブによって被検体に送信された超音波の反射波信号を用いて、前記被検体の断面画像である超音波断面画像を生成する第 1 の画像生成部と、

超音波診断装置以外の医用画像診断装置によって生成された前記被検体のボリュームデータを用いて、前記超音波プローブによって前記被検体に超音波が送信された走査面に対応する位置の断面画像である他医用断面画像を生成する他医用画像生成部と、

前記超音波断面画像又は前記他医用断面画像に設定された関心領域における時間変化画像を前記反射波信号から生成する第 2 の画像生成部と、

前記他医用断面画像及び前記時間変化画像を同時に表示装置に表示制御する表示制御部と

10

を備えたことを特徴する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波断面画像及び前記他医用断面画像の位置合わせを制御するとともに、当該超音波断面画像及び当該他医用断面画像における位置の対応関係を特定する位置制御部をさらに備え、

前記第 2 の画像生成部は、

前記他医用断面画像に関心領域が設定された場合に、前記位置制御部によって特定される前記対応関係に基づいて、当該関心領域の位置に対応する前記超音波断面画像の関心領域における時間変化画像を生成する

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 2 の画像生成部は、

前記他医用断面画像に設定された関心領域が移動された場合に、前記位置制御部によって特定される前記対応関係に基づいて、移動後の関心領域の位置に対応する前記超音波断面画像の関心領域における時間変化画像を生成し、

前記表示制御部は、

前記第 2 の画像生成部によって生成された移動後の関心領域における時間変化画像と、前記他医用断面画像とを同時に前記表示装置に表示制御する

30

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 2 の画像生成部は、

前記超音波プローブによって前記被検体に超音波が送信される所定の走査線上の部位における時系列変化が描出された画像を前記時間変化画像として生成し、

前記表示制御部は、

前記位置制御部によって特定される前記対応関係に基づいて、前記走査線の位置に対応する前記他医用断面画像上の位置に対してのみ前記関心領域の設定を受け付けるよう制御する

ことを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

40

前記第 2 の画像生成部は、

前記超音波プローブによって前記被検体に超音波が送信される複数の走査線のうち、前記他医用断面画像に対して設定された関心領域の近傍に位置する走査線上の部位における時系列変化が描出された画像を前記時間変化画像として生成する

ことを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示制御部は、

前記他医用断面画像及び前記時間変化画像に加えて、前記超音波断面画像を同時に前記表示装置に表示制御する

ことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置は、被曝のおそれがない非侵襲性などの利点を備えた診断装置として、心臓、肝臓、腎臓、乳腺など、様々な生体組織の検査や診断に利用されている。例えば、超音波診断装置は、肝炎や肝硬変など、肝癌へのリスクが高い疾患を有する患者に対しての定期的な観察などに利用されている。

10

【0003】

このような超音波診断装置は、所定のスキャンライン（走査線）における超音波の反射波強度を時系列に表したMモード画像を表示する機能（「M（Motion）モード表示」等と呼ばれる）や、超音波の反射波信号から抽出されるドブラ信号を用いて、移動体の速度情報（血流の速度情報や組織の速度情報）を時系列に沿ってプロットしたドブラスペクトラム画像を表示する機能等を有する。なお、以下では、被検体内の部位の時間変化を表すMモード画像やドブラスペクトラム画像等を「時間変化画像」と表示する場合がある。

【0004】

このような超音波診断装置の操作者は、Mモード画像やドブラスペクトラム画像等の時間変化画像を参照することにより、観察対象部位の動きの変化や観察対象部位の動きのパターンを観察することが可能となる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【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】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、時間変化画像の元となる部位の観察を容易にすることができる超音波診断装置を提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態の超音波診断装置は、第1の画像生成部と、他医用画像生成部と、第2の画像生成部と、表示制御部とを備える。第1の画像生成部は、超音波プローブによって被検体に送信された超音波の反射波信号を用いて、前記被検体の断面画像である超音波断面画像を生成する。他医用画像生成部は、超音波診断装置以外の医用画像診断装置によって生成された前記被検体のボリュームデータを用いて、前記超音波プローブによって前記被検体に超音波が送信された走査面に対応する位置の断面画像である他医用断面画像を生成する。第2の画像生成部は、前記超音波断面画像又は前記他医用断面画像に設定された関心領域における時間変化画像を前記反射波信号から生成する。表示制御部は、前記他医用断面画像及び前記時間変化画像を同時に表示装置に表示制御する。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【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の実施形態におけるMPR画像及びBモード画像の並列表示例を示す図である。

【図3】図3は、第1の実施形態におけるMモード画像の生成例を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態におけるMPR画像及びMモード画像の並列表示例を示す図である。

50

【図5】図5は、第1の実施形態におけるMPR画像、Mモード画像及びBモード画像の並列表示例を示す図である。

【図6】図6は、第1の実施形態におけるMPR画像及びBモード画像の並列表示例を示す図である。

【図7】図7は、第1の実施形態におけるドプラスペクトラム画像の生成例を示す図である。

【図8】図8は、第1の実施形態におけるMPR画像及びドプラスペクトラム画像の並列表示例を示す図である。

【図9】図9は、MPR画像、ドプラスペクトラム画像及びBモード画像の並列表示例を示す図である。

【図10】図10は、MPR画像上におけるROIの設定操作例を示す図である。

【図11】図11は、第1の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0009】

(第1の実施形態)

まず、図1を用いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図1に示した超音波診断装置1は、X線CT(Computed Tomography)装置やMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置等の超音波診断装置以外の他のモダリティによって生成されたボリュームデータと、超音波診断装置1によって生成された超音波画像との位置情報を関連付けた上で、他のモダリティ画像と超音波画像とを並列表示する機能を有する。このような機能は、フュージョン等と呼ばれることがある。かかる超音波診断装置1は、図1に例示するように、超音波プローブ10と、入力装置20と、モニタ30と、装置本体100とを有する。

【0010】

超音波プローブ10は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体100が有する超音波送受信部111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10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。また、超音波プローブ10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ング材などを有する。例えば、超音波プローブ10は、セクタ型、リニア型又はコンベックス型などである。なお、超音波プローブ10は、装置本体100と着脱自在に接続される。

【0011】

超音波プローブ10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10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の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0012】

なお、本実施形態は、複数の圧電振動子が一列で配置された1次元超音波プローブである超音波プローブ10により、被検体Pを2次元でスキャンする場合であっても、1次元超音波プローブの複数の圧電振動子を機械的に揺動する超音波プローブ10や複数の圧電振動子が格子状に2次元で配置された2次元超音波プローブである超音波プローブ10により、被検体Pを3次元でスキャンする場合であっても、適用可能である。

【0013】

位置センサ11は、超音波プローブ10に装着され、図示しないトランスミッタによって形成された3次元の磁場を検出して、検出した磁場の情報を信号に変換する。そして、

10

20

30

40

50

位置センサ 11 は、かかる信号に基づいて、トランスミッタを原点とする空間における位置センサ 11 の座標及び向きに関するセンサ位置情報を算出し、算出したセンサ位置情報を装置本体 100 に出力する。位置センサ 11 によって出力されるセンサ位置情報は、後述する位置合わせ制御部 122 によって、他のモダリティ（X線 CT 装置又は MRI 装置等の医用画像診断装置）によって生成されたボリュームデータと超音波画像との位置情報を関連付ける際に用いられる。

【0014】

入力装置 20 は、装置本体 100 と接続され、パネルスイッチ、ロータリエンコーダ、タッチコマンドスクリーン、キーボード、フットスイッチ、トラックボールなどを有する。かかる入力装置 20 は、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、受け付けた各種設定要求を装置本体 100 に転送する。例えば、入力装置 20 は、超音波画像と CT 画像等との位置合わせに関する各種操作を受け付ける。

10

【0015】

モニタ 30 は、超音波診断装置 1 の操作者が入力装置 20 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などを表示したりする。

【0016】

装置本体 100 は、超音波プローブ 10 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。かかる装置本体 100 は、図 1 に例示するように、超音波送受信部 111 と、Bモード処理部 112 と、ドブラ処理部 113 と、画像生成部 114 と、画像データ記憶部 115 と、超音波 ROI (Region Of Interest) 制御部 116 と、他モダリティデータ生成部 121 と、位置合わせ制御部 122 と、他医用画像生成部 123 と、他医用画像記憶部 124 と、他画像 ROI 制御部 125 と、表示制御部 130 と、制御部 140 を有する。

20

【0017】

超音波送受信部 111 は、トリガ発生回路、遅延回路及びパルサ回路などを有し、制御部 140 による制御のもと、超音波プローブ 10 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、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、遅延回路は、超音波プローブ 10 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、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 10 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。なお、送信方向あるいは受信方向を決定する遅延時間は、図示しない所定の内部記憶部に記憶されている。

30

【0018】

また、超音波送受信部 111 は、アンプ回路、A/D (Analog/Digital) 変換器、加算器などを有し、超音波プローブ 10 が受信した反射波信号に対して各種処理を行うことにより、反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行う。A/D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A/D 変換し、デジタルデータに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、A/D 変換器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る。なお、送信と同様、受信方向あるいは受信方向を決定する遅延時間は所定の内部記憶部に記憶されている。

40

【0019】

このように、超音波送受信部 111 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。

【0020】

なお、上述した内部記憶部は、超音波送受信、画像処理および表示処理を行うための制

50

御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見など）や、診断プロトコルや各種ボディマークなどの各種データを記憶する。また、内部記憶部は、必要に応じて、画像データ記憶部115が記憶する画像の保管などにも使用される。なお、内部記憶部が記憶するデータは、図示しないインターフェース回路を経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

【0021】

Bモード処理部112は、超音波送受信部111から反射波データを受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを行って、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。

【0022】

ドプラ処理部113は、超音波送受信部111から受け取った反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。

【0023】

画像生成部114は、Bモード処理部112及びドプラ処理部113によって生成されたデータから超音波画像を生成する。具体的には、画像生成部114は、Bモード処理部112によって生成されたBモードデータから、反射波の強度を輝度で表した断面画像であるBモード画像を生成する。また、画像生成部114は、Bモード処理部112によって生成された所定のスキャンラインにおけるBモードデータから、かかる所定のスキャンラインにおける反射波強度の時系列に沿った変化を輝度にて表したMモード画像を生成する。

【0024】

また、画像生成部114は、ドプラ処理部113によって生成されたドプラデータから、移動体情報（血流情報や組織の移動情報）を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードプラ画像を生成する。さらに、画像生成部114は、ドプラ処理部113によって生成されたドプラデータから、移動体の速度情報（血流の速度情報や組織の速度情報）を時系列に沿ってプロットしたドプラスペクトラム画像を生成する。

【0025】

すなわち、画像生成部114は、超音波画像として、Bモード画像やドプラ画像、及び、時間変化画像であるMモード画像やドプラスペクトラム画像を生成する。なお、かかる画像生成部114は、Bモード画像やドプラ画像を生成する第1の画像生成部と、時間変化画像を生成する第2の画像生成部とを有してもよい。

【0026】

画像データ記憶部115は、画像生成部114によって生成された超音波画像（Bモード画像、Mモード画像、ドプラスペクトラム画像等）を記憶するメモリである。なお、画像データ記憶部115は、記憶しているデータの合計容量が自装置の記憶容量を超えた場合には、例えば、生成時の古いデータから順次破棄する。

【0027】

超音波ROI制御部116は、操作者によって入力装置20を用いて入力されたROI（関心領域）の設定に基づいて、画像データ記憶部115に記憶されている超音波画像にROIを設定する。例えば、超音波ROI制御部116は、モニタ30に表示されている超音波画像（例えば、Bモード画像）に対してROIを設定する操作が行われた場合に、設定された位置にROIを示す画像を表示するよう表示制御部130を制御する。また、超音波ROI制御部116は、超音波画像上のROIを移動させる操作が行われた場合には、移動後の位置にROIを示す画像を表示するよう表示制御部130を制御する。このように、超音波ROI制御部116は、モニタ30に表示されている超音波画像上のROIの位置を制御する。

【0028】

10

20

30

40

50

他モダリティデータ生成部 121 は、X 線 CT 装置や MRI 装置等の他のモダリティによって生成されたボリュームデータである他モダリティデータをロードして、ロードした他モダリティデータを超音波診断装置 1 内に保持する。例えば、装置本体 100 は、図示しないインターフェース回路を介して、他のモダリティや、他のモダリティによって生成されたボリュームデータを保持するワークステーションと接続される。そして、他モダリティデータ生成部 121 は、かかるインターフェース回路を介して、他のモダリティやワークステーションからロードした他モダリティデータを保持する。

【0029】

位置合わせ制御部 122 は、超音波プローブ 10 に取り付けられている位置センサ 11 によって出力されるセンサ位置情報を用いて、画像データ記憶部 115 に記憶されている超音波画像と、他モダリティデータ生成部 121 によって保持される他モダリティデータとの位置合わせを行う。

10

【0030】

ここで、位置合わせ制御部 122 による位置合わせ処理の一例について、操作者による操作とともに説明する。最初に、操作者は、他モダリティデータから生成される CT 画像や MRI 画像に剣状突起が表示された状態において、超音波プローブを被検体に対して垂直にあてた状態でセットボタンを押下することで、その時の位置センサ 11 の向きを垂直としてセットする。かかる操作が行われた場合に、位置合わせ制御部 122 は、位置センサ 11 が取り付けられた超音波プローブの磁場における 3 軸 (X、Y、Z) と、他モダリティデータの 3 軸 (X、Y、Z) との軸合わせを行う。

20

【0031】

続いて、操作者は、CT 画像や MRI 画像に描出された特徴部分と同一の特徴部分が描出された超音波画像を選択して、再度セットボタンを押下する。かかる操作が行われた場合に、位置合わせ制御部 122 は、その時の位置センサ 11 の位置 (座標) と、他モダリティデータにおける位置 (座標) とを関連付ける。なお、特徴部分としては、例えば、血管分岐や剣状突起などが用いられる。

【0032】

このように、位置合わせ制御部 122 は、位置センサ 11 の座標系を他モダリティデータの座標系と関連付けることにより、位置センサ 11 の座標系と他モダリティデータの座標系との対応関係を保持する。言い換えれば、位置合わせ制御部 122 は、画像生成部 114 によって生成される B モード画像の座標系と、他モダリティデータの座標系との対応関係を保持する。これにより、超音波診断装置 1 は、現時点における超音波プローブ 10 の走査面と略同一位置の 2 次元画像 (CT 画像や MRI 画像) を他モダリティデータから生成することが可能となる。

30

【0033】

なお、B モード画像の座標系と他モダリティデータの座標系とは、サイズが異なる場合がある。例えば、B モード画像の座標系では「1 ピクセル = 1 mm」であっても、他モダリティデータの座標系では「1 ピクセル = 2 mm」に相当する場合がある。位置合わせ制御部 122 は、このようなサイズの差異を吸収するための関数 F を予め保持する。例えば、B モード画像の座標が (x1、y1、z1) であり、他モダリティデータの座標が (x2、y2、z2) である場合には、位置合わせ制御部 122 は、 $(x2、y2、z2) = F(x1、y1、z1)$ を算出することにより、B モード画像の座標を他モダリティデータの座標に変換することができる。また、位置合わせ制御部 122 は、かかる関数 F を用いることにより、他モダリティデータの座標を B モード画像の座標に変換することもできる。このような関数 F は、B モード画像をモニタ 30 に表示する表示サイズ (拡大率や縮小率) 等の情報によって決定される。

40

【0034】

他医用画像生成部 123 は、他モダリティデータ生成部 121 によって保持されている他モダリティデータ (ボリュームデータ) を用いて、CT 画像や MRI 画像である他医用画像を生成する。例えば、他医用画像生成部 123 は、他モダリティデータを所定の断面

50

で切断したMPR (Multi Planar Reconstructions) 画像を生成する。他医用画像記憶部124は、他医用画像生成部123によって生成された他モダリティデータと、他モダリティデータから抽出したMPR画像のそれぞれを記憶できる。なお、第1の実施形態では、他医用画像生成部123が、他医用断面画像としてMPR画像を生成し、他医用画像記憶部124が、他医用断面画像であるMPR画像を記憶するものとする。また、以降の説明では他モダリティデータから抽出したMPR画像を単にCT画像やMRI画像と呼ぶことがある。

【0035】

他画像ROI制御部125は、入力装置20を用いて操作者により入力されたROIの設定に基づいて、他医用画像記憶部124に記憶されているMPR画像にROIを設定する。例えば、他画像ROI制御部125は、モニタ30に表示されているMPR画像に対して操作者によりROIを設定する操作が行われた場合に、設定された位置にROIを示す画像を表示するよう表示制御部130を制御する。また、他画像ROI制御部125は、操作者によりMPR画像上のROIを移動させる操作が行われた場合には、移動後の位置にROIを示す画像を表示するよう表示制御部130を制御する。このように、他画像ROI制御部125は、モニタ30に表示されているMPR画像上のROIの位置を制御する。

10

【0036】

表示制御部130は、画像データ記憶部115に記憶されている超音波画像や、他医用画像記憶部124に記憶されているMPR画像をモニタ30に表示制御する。なお、表示制御部130は、超音波画像及びMPR画像を同時に並列表示する処理を行う。この点については後述する。

20

【0037】

制御部140は、超音波診断装置1における処理全体を制御する。具体的には、制御部140は、入力装置20を介して操作者から入力された各種設定要求に基づき、上述した超音波送受信部111、Bモード処理部112、ドブラ処理部113、画像生成部114、超音波ROI制御部116、他モダリティデータ生成部121、位置合わせ制御部122、他医用画像生成部123、他画像ROI制御部125、表示制御部130による処理を制御する。

【0038】

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。ここで、一般的な超音波診断装置は、Bモード画像と時間変化画像(例えば、Mモード画像又はドプラスペクトラム画像)をモニタ30に並列表示する機能を有する場合がある。しかし、Bモード画像は、被検体P内の各部位が明瞭に描出されない場合もあるので、操作者にとって病変部が観察しやすい画像であるとは限らない。このため、操作者は、時間変化画像と並列表示されているBモード画像を参照した場合であっても、時間変化画像の元となる部位(例えば、病変部)の状態を容易に観察できるとは限らない。

30

【0039】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、上述した各処理部による処理によって、時間変化画像とともに、かかる時間変化画像の元となる部位(例えば、病変部)が描出されているCT画像やMRI画像を同時にモニタ30に表示制御する。これにより、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、時間変化画像の元となる部位の観察を容易にする。

40

【0040】

図2~図4を用いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置1による画像表示処理の一例について説明する。図2は、第1の実施形態におけるMPR画像及びBモード画像の並列表示例を示す図である。図3は、第1の実施形態におけるMモード画像の生成例を示す図である。図4は、第1の実施形態におけるMPR画像及びMモード画像の並列表示例を示す図である。なお、以下では、位置合わせ制御部122によって、位置センサ11の座標系と他モダリティデータの座標系とが関連付けられているものとする。また、以下では

50

、超音波診断装置 1 は CT 画像として、X 線 CT 装置により得られた他ボリュームデータから抽出した MPR 画像を表示するものとする。

【0041】

まず、超音波診断装置 1 の入力装置 20 は、操作者から、B モード画像と CT 画像を並列表示する操作を受け付ける。かかる場合に、画像生成部 114 は、超音波プローブ 10 により受信されている反射波信号を用いて、現在の被検体 P 内が描出された B モード画像を略リアルタイムに生成する。

【0042】

このとき、位置合わせ制御部 122 は、現時点における超音波プローブ 10 の走査面の位置情報を位置センサ 11 から取得する。そして、位置合わせ制御部 122 は、上記の関数 F を用いるなどして、超音波プローブ 10 の走査面に対応する他モダリティデータの位置情報を算出し、算出した位置情報を他医用画像生成部 123 に出力する。

10

【0043】

続いて、他医用画像生成部 123 は、他モダリティデータ生成部 121 によって保持されている他モダリティデータ（X 線 CT 装置によって生成された被検体 P のボリュームデータ）を用いて、位置合わせ制御部 122 から取得した位置情報に対応する MPR 画像を生成する。すなわち、他医用画像生成部 123 は、現時点における超音波プローブ 10 の走査面と略同一位置の MPR 画像を生成する。

【0044】

そして、表示制御部 130 は、画像生成部 114 によって生成された B モード画像と、他医用画像生成部 123 によって生成された MPR 画像とをモニタ 30 に並列表示する。図 2 に、B モード画像及び MPR 画像の並列表示例を示す。図 2 に示した例では、モニタ 30 における表示画面の左側に MPR 画像 G11 が表示され、表示画面の右側に B モード画像 G12 が表示される。このように、表示制御部 130 は、被検体 P が描出された MPR 画像 G11 と、略リアルタイムの被検体 P 内が描出された B モード画像 G12 とをモニタ 30 に並列表示する。

20

【0045】

続いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、MPR 画像 G11 又は B モード画像 G12 上の位置（例えば、病変部）に対して、ROI の設定操作を受け付ける。このとき、超音波診断装置 1 は、MPR 画像 G11 及び B モード画像 G12 のいずれに ROI が設定されてもよい。

30

【0046】

例えば、MPR 画像 G11 上に ROI が設定された場合には、他画像 ROI 制御部 125 は、かかる設定内容を入力装置 20 から受け付ける。そして、他画像 ROI 制御部 125 は、操作者によって ROI が設定された MPR 画像 G11 上に ROI を示す画像を表示するよう表示制御部 130 を制御する。また、位置合わせ制御部 122 は、上記の関数 F を用いるなどして、MPR 画像 G11 上の ROI の位置に対応する B モード画像 G12 上の位置情報を算出し、算出した位置情報を超音波 ROI 制御部 116 に出力する。そして、超音波 ROI 制御部 116 は、位置合わせ制御部 122 から取得した B モード画像 G12 上の位置に ROI を示す画像を表示するよう表示制御部 130 を制御する。

40

【0047】

その逆に、B モード画像 G12 上に ROI が設定された場合には、超音波 ROI 制御部 116 は、かかる設定内容を入力装置 20 から受け付け、B モード画像 G12 上に ROI を示す画像を表示するよう表示制御部 130 を制御する。また、位置合わせ制御部 122 は、上記の関数 F を用いるなどして、B モード画像 G12 上の ROI の位置に対応する MPR 画像 G11 上の位置情報を算出し、算出した位置情報を他画像 ROI 制御部 125 に出力する。そして、他画像 ROI 制御部 125 は、位置合わせ制御部 122 から取得した MPR 画像 G11 上の位置に ROI を示す画像を表示するよう表示制御部 130 を制御する。

【0048】

50

なお、上記例において、位置合わせ制御部 122 は、MPR 画像 G11 又は B モード画像 G12 における所定の基準部位（例えば、剣状突起）から ROI までの距離に基づいて、ROI の位置を連動させてもよい。例えば、位置合わせ制御部 122 は、MPR 画像 G11 上に ROI が設定された場合に、MPR 画像 G11 上の基準部位から ROI までの方向及び距離を算出するとともに、上記の関数 F を用いるなどして、算出した距離を B モード画像 G12 に対応する距離情報に変換する。そして、超音波 ROI 制御部 116 は、B モード画像 G12 上の基準部位から、位置合わせ制御部 122 によって算出された方向に、位置合わせ制御部 122 によって算出された変換後の距離だけ離れた位置に ROI を示す画像を表示するよう表示制御部 130 を制御する。

【0049】

このように、超音波診断装置 1 は、MPR 画像 G11 及び B モード画像 G12 のいずれか一方に ROI が設定された場合であっても、両画像の対応する位置に ROI を示す画像を表示する。

【0050】

図 2 では、MPR 画像 G11 又は B モード画像 G12 に、ROI として直線の ROI が設定された例を示している。すなわち、図 2 に示した MPR 画像 G11 上には、ROI として設定された直線の ROI 「R11」が表示され、B モード画像 G12 上には、ROI として設定された直線の ROI 「R12」が表示される。

【0051】

続いて、画像生成部 114 は、図 3 に示した例のように、B モード画像 G12 上に設定された直線の ROI 「R12」に対応するスキャンラインの B モードデータから、かかるスキャンラインにおける反射波強度の時系列に沿った変化を輝度にて表した M モード画像 G13 を生成する。すなわち、画像生成部 114 は、操作者によって MPR 画像 G11 上に直線の ROI 「R11」が設定された場合には、かかる直線の ROI 「R11」の位置に対応する B モード画像 G12 上の直線の ROI 「R12」における M モード画像 G13 を生成する。または、画像生成部 114 は、操作者によって B モード画像 G12 上に直線の ROI 「R12」が設定された場合には、かかる直線の ROI 「R12」における M モード画像 G13 を生成する。

【0052】

そして、表示制御部 130 は、図 4 に示した例のように、画像生成部 114 によって生成された M モード画像 G13 と、他医用画像生成部 123 によって生成された MPR 画像 G11 とを同時にモニタ 30 に表示制御する。このとき、表示制御部 130 は、MPR 画像 G11 上に、操作者によって設定された直線の ROI 「R11」も表示制御する。

【0053】

図 4 に示した例において、M モード画像 G13 は、MPR 画像 G11 に表示されている直線の ROI 「R11 上」の部位（例えば、病変部）における動きの時間変化を示す。これは、モニタ 30 に表示されている MPR 画像 G11 の直線の ROI 「R11」と、モニタ 30 に表示されていない B モード画像 G12 の直線の ROI 「R12」との位置が合致しており、かつ、M モード画像 G13 が直線の ROI 「R12」に対応する B モードデータから生成されているからである。したがって、操作者は、図 4 に例示した M モード画像 G13 を参照することにより、関心領域内の部位の動きを観察することができるとともに、MPR 画像 G11 を参照することにより、明瞭に描出された関心領域内の部位を観察することができる。これにより、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、時間変化画像である M モード画像の元となる部位を容易に観察することができる。

【0054】

ここで、超音波診断装置 1 は、図 4 に示した MPR 画像 G11 上の直線の ROI 「R11」を移動させる操作を受け付けた場合には、移動後の直線の ROI 「R11」に対応する M モード画像 G13 を表示する。

【0055】

具体的には、操作者によって図 4 に示した MPR 画像 G11 上の直線の ROI 「R11

10

20

30

40

50

」を移動させる操作が行われた場合、他画像ROI制御部125は、移動後の直線のROI「R11」の位置情報を入力装置20から取得することで、移動後の位置に直線のROI「R11」を表示するよう表示制御部130を制御する。すなわち、他画像ROI制御部125は、MPR画像G11上の直線のROI「R11」を操作者による操作に従って移動させる。

【0056】

このとき、位置合わせ制御部122は、移動後の直線のROI「R11」におけるMPR画像G11上の位置情報を入力装置20から受け付ける。そして、位置合わせ制御部122は、上記の関数Fを用いるなどして、MPR画像G11上の直線のROI「R11」の位置に対応するBモード画像G12上の位置情報を算出し、算出した位置情報を超音波ROI制御部116に出力する。これにより、超音波ROI制御部116は、操作者によって移動されたMPR画像G11上の直線のROI「R11」の位置に対応するBモード画像G12上の直線のROI「R12」の位置を取得することができる。そして、画像生成部114は、超音波ROI制御部116によって取得された移動後の直線のROI「R12」におけるMモード画像G13を生成する。このとき、画像生成部114は、Bモード処理部112によって順次生成される直線のROI「R12」におけるBモードデータからMモード画像G13を生成する。そして、表示制御部130は、図4に示したMモード画像G13に代えて、画像生成部114によって新たに生成されたMモード画像を表示制御する。

10

【0057】

このように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、Mモード画像G13及びMPR画像G11を並列表示した状態であっても、MPR画像G11上の直線のROI「R11」を移動させる操作が行われた場合には、MPR画像G11上の直線のROI「R11」と、Bモード画像G12上の直線のROI「R12」との位置関係を連動させる。これにより、超音波診断装置1は、移動後の直線のROI「R11」に対応するMモード画像G13をリアルタイムに表示することができる。この結果、操作者は、被検体P内が明瞭に描出されたMモード画像G13上で直線のROI「R11」を移動させることにより、移動後の直線のROI「R11」におけるMモード画像G13を観察することができる。

20

【0058】

なお、図4では、表示制御部130が、Mモード画像G13及びMPR画像G11を同時に表示制御する例を示した。しかし、表示制御部130は、Mモード画像G13及びMPR画像G11に加えて、Bモード画像G12を同時に表示制御してもよい。この点について、図5を用いて説明する。図5は、第1の実施形態におけるMPR画像、Mモード画像及びBモード画像の並列表示例を示す図である。

30

【0059】

図5に示した例では、表示制御部130は、図4に示したMモード画像G13及びMPR画像G11に加えて、Bモード画像G12をモニタ30に表示制御する。このとき、表示制御部130は、Bモード画像G12上に、操作者によって設定された直線のROI「R12」も表示制御する。このとき、超音波診断装置1は、図5に例示した表示態様において、直線のROI「R11」又は「R12」を移動させる操作を受け付けることができる。かかる場合に、超音波診断装置1は、移動後の直線のROI「R11」又は「R12」に対応するMモード画像G13をリアルタイムに表示する。移動後の直線のROI「R11」又は「R12」に対応するMモード画像G13の生成処理については、図2～図4を用いて説明した処理と同様であるのでここでは省略する。

40

【0060】

次に、図6～図9を用いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置1による画像表示処理の他の例について説明する。図6は、第1の実施形態におけるMPR画像及びBモード画像の並列表示例を示す図である。図7は、第1の実施形態におけるドブラスペクトラム画像の生成例を示す図である。図8は、第1の実施形態におけるMPR画像及びドブラスペクトラム画像の並列表示例を示す図である。図9は、MPR画像、ドブラスペクトラム

50

画像及びBモード画像の並列表示例を示す図である。なお、以下では、位置合わせ制御部122によって、位置センサ11の座標系と他モダリティデータの座標系とが関連付けられているものとする。

【0061】

まず、超音波診断装置1は、操作者からBモード画像とCT画像を並列表示する操作を受け付けた場合に、図6に示した例のように、MPR画像G11及びBモード画像G12をモニタ30に並列表示する。かかる超音波診断装置1による並列表示処理は、図2を用いて説明した処理と同様である。

【0062】

続いて、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、MPR画像G11及びBモード画像G12の所定の位置（例えば、病変部）に、操作者によって設定されたROIを表示する。このとき、超音波診断装置1は、MPR画像G11及びBモード画像G12のいずれにROIが設定されてもよい。例えば、図2を用いて説明した処理と同様に、MPR画像G11及びBモード画像G12のいずれにROIが設定された場合であっても、超音波ROI制御部116及び他画像ROI制御部125は、位置合わせ制御部122によって算出されるMPR画像G11及びBモード画像G12におけるROIの位置情報に基づいて、MPR画像G11及びBモード画像G12にROIを示す画像を表示するよう表示制御部130を制御する。

【0063】

図6では、MPR画像G11又はBモード画像G12に、ROIとしてレンジゲートが設定された例を示している。すなわち、図6に示したMPR画像G11上には、ROIとして設定された直線R11上のレンジゲートR21が表示され、Bモード画像G12上には、ROIとして設定された直線R12上のレンジゲートR22が表示される。

【0064】

続いて、画像生成部114は、図7に示した例のように、Bモード画像G12上に設定されたレンジゲートR22に対応するドプラスペクトラム画像G14を生成する。すなわち、画像生成部114は、MPR画像G11にROIとして設定されたレンジゲートR21に対応するBモード画像G12上のレンジゲートR22におけるドプラスペクトラム画像G14を生成するか、又は、Bモード画像G12にROIとして設定されたレンジゲートR22におけるドプラスペクトラム画像G14を生成する。

【0065】

そして、表示制御部130は、図8に示した例のように、画像生成部114によって生成されたドプラスペクトラム画像G14と、他医用画像生成部123によって生成されたMPR画像G11とをモニタ30に並列表示する。このとき、表示制御部130は、MPR画像G11上に、操作者によって設定された直線R11及びレンジゲートR21も表示制御する。

【0066】

図8に示した例において、ドプラスペクトラム画像G14は、MPR画像G11に表示されているレンジゲートR21内の部位（例えば、病変部）における速度情報（血流の速度情報や組織の速度情報）の時間変化を示す。したがって、操作者は、図8に例示したドプラスペクトラム画像G14を参照することにより、関心部位の速度情報の時間変化を観察することができるとともに、MPR画像G11を参照することにより、明瞭に描出された関心部位自体を観察することができる。これにより、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、時間変化画像であるBモード画像の元となる部位を容易に観察することができる。

【0067】

なお、超音波診断装置1は、図4に示した例と同様に、図8に示したMPR画像G11上の直線R11やレンジゲートR21を移動させる操作を受け付けることもできる。かかる場合に、超音波診断装置1は、図8に示したドプラスペクトラム画像G14に代えて、移動後のレンジゲートR21に対応するドプラスペクトラム画像を表示する。

【0068】

また、図8では、表示制御部130が、ドプラスペクトラム画像G14及びMPR画像G11を並列表示する例を示した。しかし、表示制御部130は、図9に示した例のように、ドプラスペクトラム画像G14及びMPR画像G11に加えて、Bモード画像G12を表示してもよい。ここで、超音波診断装置1は、図9に例示した表示態様において、直線R11やレンジゲートR21、又は、直線R12やレンジゲートR22を移動させる操作を受け付けることができる。かかる場合に、超音波診断装置1は、移動後のレンジゲートR21又はR22に対応するドプラスペクトラム画像G14を表示する。

【0069】

なお、上記の図2～図9では、時間変化画像であるMモード画像又はドプラスペクトラム画像とともに、X線CT装置のボリュームデータから生成されたMPR画像を並列表示する例について説明した。しかし、上記の図2～図9において、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、時間変化画像とともに、MRI装置のボリュームデータから生成されたMPR画像を並列表示してもよい。例えば、超音波診断装置1は、図4に示した例において、X線CT装置のボリュームデータから生成されたMPR画像G11の代わりに、MRI装置のボリュームデータから生成されたMPR画像を表示してもよい。

10

【0070】

また、上記の図2～図9において、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、Bモード画像G12の代わりに、ドプラーデータから生成される平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、カラードプラー画像等を表示してもよい。

20

【0071】

ところで、上記では、第1の実施形態に係る超音波診断装置1が、図2、図4、図5、図6、図8及び図9に例示したMPR画像G11上で直線のROI「R11」を設定する操作や、直線のROI「R11」を移動させる操作を受け付ける例を示した。このとき、超音波診断装置1は、超音波プローブ10のスキャンライン（走査線）の位置に対応するMPR画像G11上の位置に対してのみ直線のROI「R11」の設定や移動に関する操作を受け付けるように制御してもよい。この点について図10を用いて具体的に説明する。図10は、MPR画像上における直線のROI「R11」の設定操作例を示す図である。

【0072】

図10に示すように、Bモード画像G12は、超音波プローブ10によって所定のスキャンラインL11、L12、・・・毎に送受信される超音波信号や反射波信号に基づいて生成される。そして、図3～図5に示したMモード画像G13は、所定のスキャンラインにおける反射波強度に基づいて生成される。また、図7～図9に示したドプラスペクトラム画像G14は、スキャンライン上のドプラーデータに基づいて生成される。ここで、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、図2等に例示したMPR画像G11上に設定された直線のROI「R11」の位置に対応するBモード画像G12上の直線のROI「R12」におけるMモード画像G13やドプラスペクトラム画像G14を生成する。このようなことから、図2等に例示したMPR画像G11上に設定される直線のROI「R11」は、超音波プローブ10のスキャンラインに対応することが望ましい。

30

40

【0073】

そこで、上記の位置合わせ制御部122は、上記の関数Fを用いるなどして、Bモード画像G12生成時における各スキャンラインの位置に対応するMPR画像G11上の位置情報を算出し、算出した各位置におけるラインのみに直線のROI「R11」が設定できるように表示制御部130を制御してもよい。図10に示した例では、位置合わせ制御部122は、例えば、Bモード画像G12のスキャンラインL11に対応するMPR画像G11上のラインL21の位置を算出し、Bモード画像G12のスキャンラインL12に対応するMPR画像G11上のラインL22の位置を算出する。同様にして、位置合わせ制御部122は、Bモード画像G12の他のスキャンラインについても、かかるスキャンラインに対応するMPR画像G11上のラインの位置を算出する。そして、位置合わせ制御

50

部 1 2 2 は、M P R 画像 G 1 1 上では、ライン L 2 1、L 2 2、・・・のみに直線の R O I 「 R 1 1 」 が設定できるように表示制御部 1 3 0 を制御する。これにより、位置合わせ制御部 1 2 2 は、B モード画像 G 1 2 におけるスキャンラインに対応する M P R 画像 G 1 1 のライン上のみに直線の R O I 「 R 1 1 」 を設定させることができる。この結果、画像生成部 1 1 4 は、操作者によって M P R 画像 G 1 1 上に設定された直線の R O I 「 R 1 1 」 に対応する M モード画像 G 1 3 やドブラスペクトラム画像 G 1 4 を生成することが可能となる。

【 0 0 7 4 】

また、位置合わせ制御部 1 2 2 は、スキャンラインの位置に対応する M P R 画像 G 1 1 上の位置に対してのみ直線の R O I 「 R 1 1 」 の設定や移動に関する操作を受け付けるのではなく、M P R 画像 G 1 1 上の任意の位置に直線の R O I 「 R 1 1 」 の設定や移動に関する操作を受け付けてもよい。かかる場合に、位置合わせ制御部 1 2 2 は、B モード画像 G 1 2 生成時における複数のスキャンラインのうち、M P R 画像 G 1 1 上の任意に設定された直線の R O I 「 R 1 1 」 の近傍に位置するスキャンラインを特定する。図 1 0 に示した例を用いて説明すると、例えば、M P R 画像 G 1 1 上のライン L 3 1 に直線の R O I 「 R 1 1 」 が設定されたものとする。かかる場合に、位置合わせ制御部 1 2 2 は、スキャンライン L 1 1、L 1 2・・・のうち、かかるライン L 3 1 の近傍に位置するスキャンライン L 1 2 を特定する。この例の場合、画像生成部 1 1 4 は、スキャンライン L 1 2 における M モード画像を生成する。

10

【 0 0 7 5 】

また、上記例では、表示制御部 1 3 0 が、図 5 及び図 9 に示した例のように、時間変化画像 (M モード画像 G 1 3 又はドブラスペクトラム画像 G 1 4) 及び M P R 画像 G 1 1 に加えて、B モード画像 G 1 2 を並列表示する例を示した。このとき、表示制御部 1 3 0 は、B モード画像 G 1 2 を並列表示するのではなく、M P R 画像 G 1 1 と B モード画像 G 1 2 とを重畳して表示してもよい。

20

【 0 0 7 6 】

次に、図 1 1 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 による処理の手順について説明する。図 1 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 による処理手順を示すフローチャートである。なお、以下では、他医用断面画像 (C T 画像や M R I 画像等) 及び超音波画像である B モード画像 G 1 2 を並列表示した後に、他医用断面画像 (C T 画像や M R I 画像等) 及び時間変化画像 (M モード画像 G 1 3、ドブラスペクトラム画像 G 1 4 等) を並列表示する処理の例について説明する。

30

【 0 0 7 7 】

図 1 1 に示すように、超音波診断装置 1 は、入力装置 2 0 を介して撮影開始操作を受け付けたか否かを判定する (ステップ S 1 0 1)。ここで、超音波診断装置 1 は、撮影開始操作を受け付けていない場合には (ステップ S 1 0 1 否定)、撮影開始操作を受け付けるまで待機する。

【 0 0 7 8 】

一方、撮影開始操作を受け付けた場合には (ステップ S 1 0 1 肯定)、超音波診断装置 1 は、他医用断面画像及び B モード画像を並列表示する並列表示モードを起動する (ステップ S 1 0 2)。このとき、画像生成部 1 1 4 は、被検体 P に当てられている超音波プローブ 1 0 によって送受信される反射波信号を用いて、B モード画像をリアルタイムに順次生成する。

40

【 0 0 7 9 】

続いて、位置合わせ制御部 1 2 2 は、画像生成部 1 1 4 によって生成された B モード画像と他モダリティデータとの位置合わせを行う (ステップ S 1 0 3)。かかる位置合わせ処理については、上述したので説明を省略する。

【 0 0 8 0 】

続いて、表示制御部 1 3 0 は、図 2 に示した例のように、画像生成部 1 1 4 によって順次生成される B モード画像と、かかる B モード画像の走査面に対応する他医用断面画像 (

50

M P R 画像等)とをモニタ 3 0 に並列表示する(ステップ S 1 0 4)。

【0081】

続いて、超音波診断装置 1 は、他医用断面画像又は B モード画像上に R O I の設定操作を受け付ける。かかる場合に、位置合わせ制御部 1 2 2 は、他医用断面画像及び B モード画像における R O I の位置を連動させる(ステップ S 1 0 5)。そして、表示制御部 1 3 0 は、他医用断面画像及び B モード画像の双方に R O I を示す画像を表示制御する。

【0082】

続いて、画像生成部 1 1 4 は、B モード画像上に設定された R O I に対応する時間変化画像を生成する。そして、表示制御部 1 3 0 は、図 4 に示した例のように、時間変化画像及び他医用断面画像をモニタ 3 0 に表示制御する(ステップ S 1 0 6)。

10

【0083】

続いて、超音波診断装置 1 は、他医用断面画像上の R O I を移動させる操作が行われたか否かを判定する(ステップ S 1 0 7)。ここで、R O I を移動させる操作が行われた場合には(ステップ S 1 0 7 肯定)、位置合わせ制御部 1 2 2 は、移動後の他医用断面画像上における R O I の位置に対応する B モード画像上の位置情報を超音波 R O I 制御部 1 1 6 にフィードバックする(ステップ S 1 0 8)。

【0084】

続いて、画像生成部 1 1 4 は、超音波 R O I 制御部 1 1 6 にフィードバックされた移動後の R O I における時間変化画像を生成する。そして、表示制御部 1 3 0 は、他医用断面画像とともに、画像生成部 1 1 4 によって新たに生成された時間変化画像をモニタ 3 0 に表示制御する(ステップ S 1 0 9)。

20

【0085】

そして、超音波診断装置 1 は、入力装置 2 0 を介して撮影終了操作を受け付けた場合には(ステップ S 1 1 0 肯定)、撮影処理を終了する。一方、超音波診断装置 1 は、撮影終了操作を受け付けていない場合には(ステップ S 1 1 0 否定)、ステップ S 1 0 7 による処理に戻る。

【0086】

上述したように、第 1 の実施形態によれば、時間変化画像の元となる部位の観察を容易にすることができる。

【0087】

なお、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、その全部または一部を、各種の負荷や使用状況などに応じて、任意の単位で機能的または物理的に分散・統合して構成することができる。例えば、超音波診断装置 1 は、他医用画像生成部 1 2 3 を有さずに、他医用画像生成部 1 2 3 と同等の機能を有する他のモダリティやワークステーションから M P R 画像を取得してもよい。

30

【0088】

また、各装置にて行われる各処理機能は、その全部または任意の一部が、C P U および当該 C P U にて解析実行されるプログラムにて実現され、あるいは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

40

【0089】

また、上述の実施形態で説明した超音波診断装置 1 による画像表示方法は、あらかじめ用意された画像表示プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータで実行することによって実現することができる。この画像表示プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、このプログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(F D)、C D - R O M、M O、D V D など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。

【0090】

以上説明したとおり、上記の実施形態によれば、時間変化画像の元となる部位の観察を

50

容易にすることができる。

【0091】

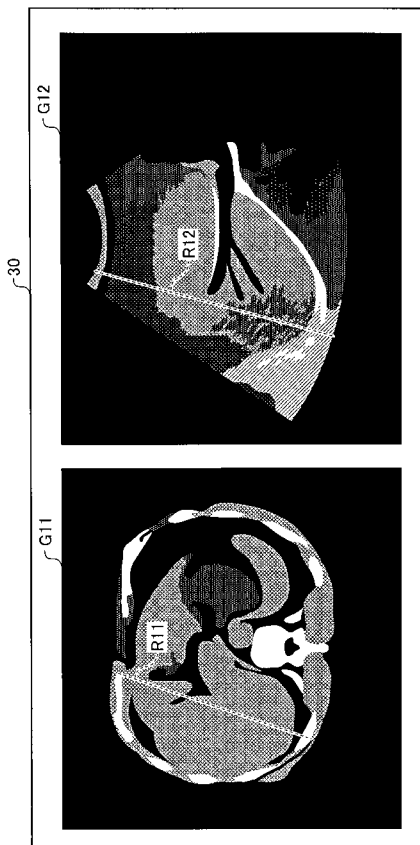
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

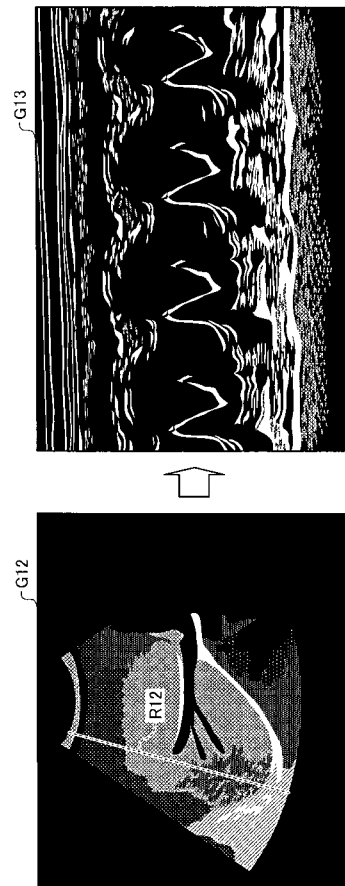
【0092】

- 1 超音波診断装置
- 10 超音波プローブ
- 30 モニタ
- 100 装置本体
- 114 画像生成部
- 122 位置合わせ制御部
- 123 他医用画像生成部
- 130 表示制御部

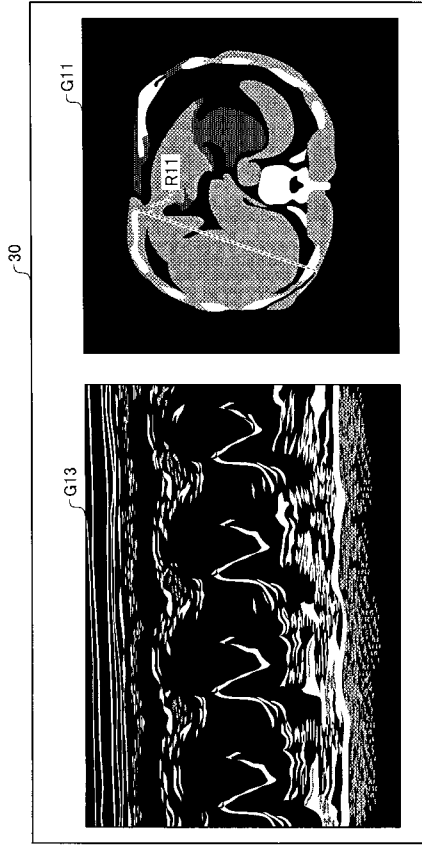
【図2】



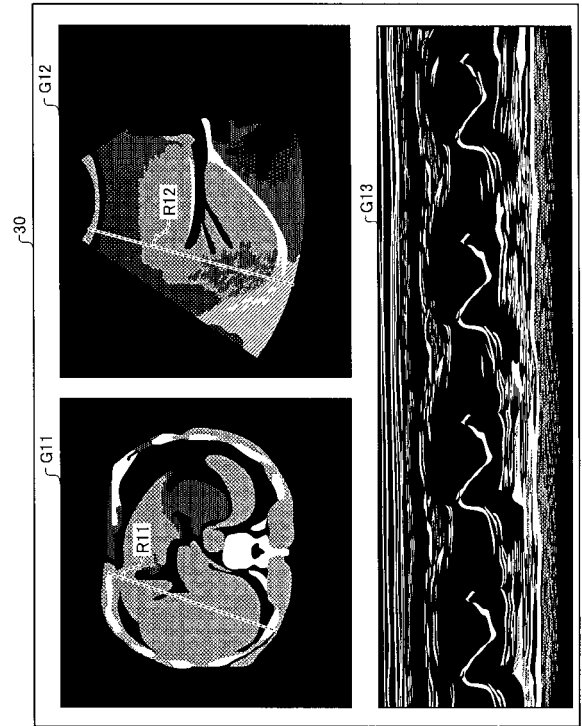
【図3】



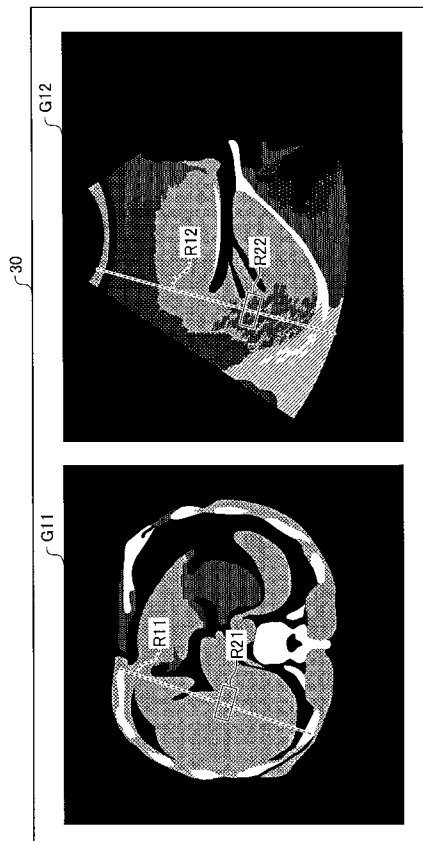
【 図 4 】



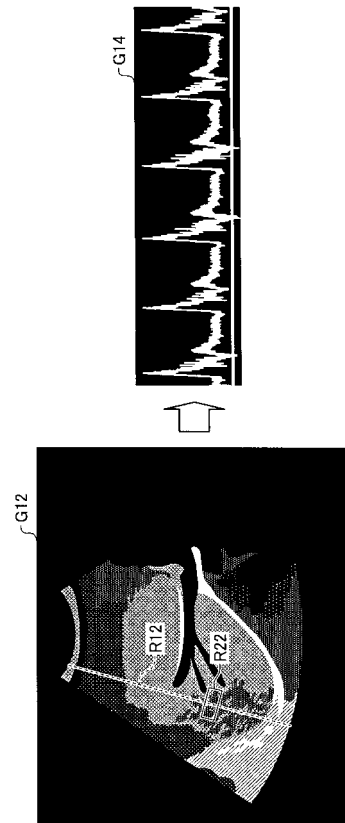
【 図 5 】



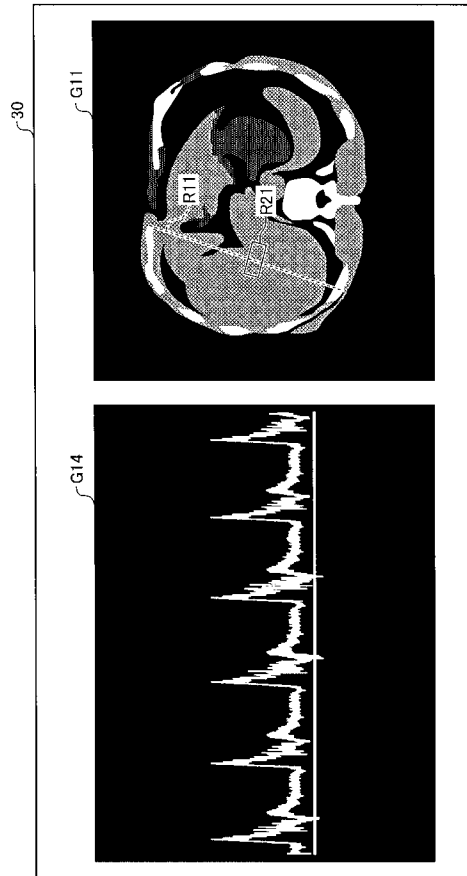
【 図 6 】



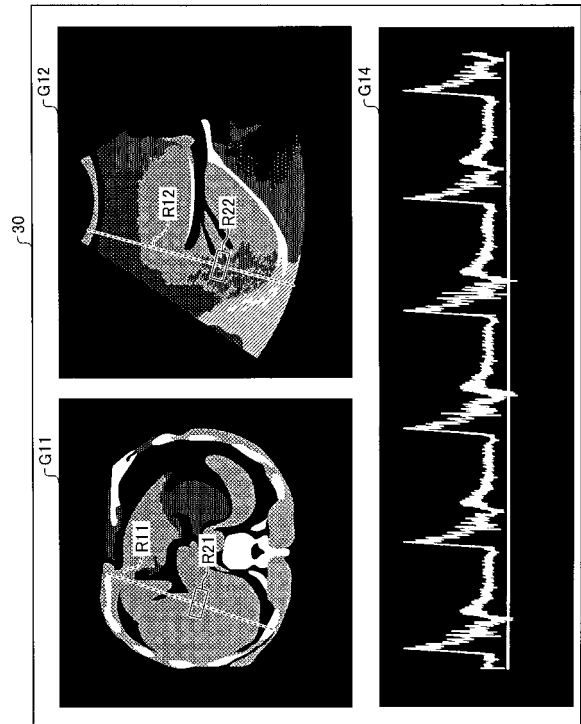
【 図 7 】



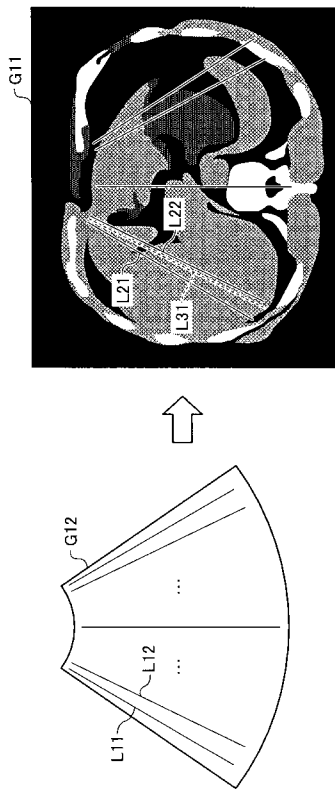
【 図 8 】



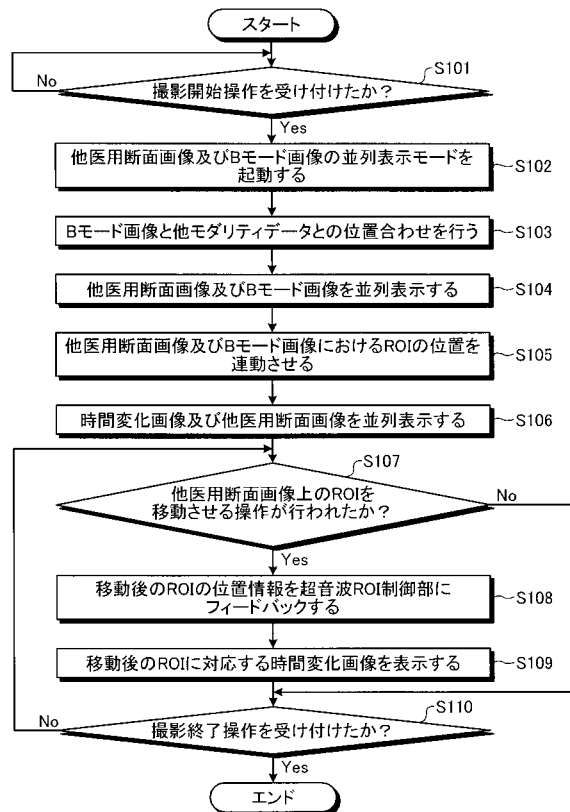
【 図 9 】



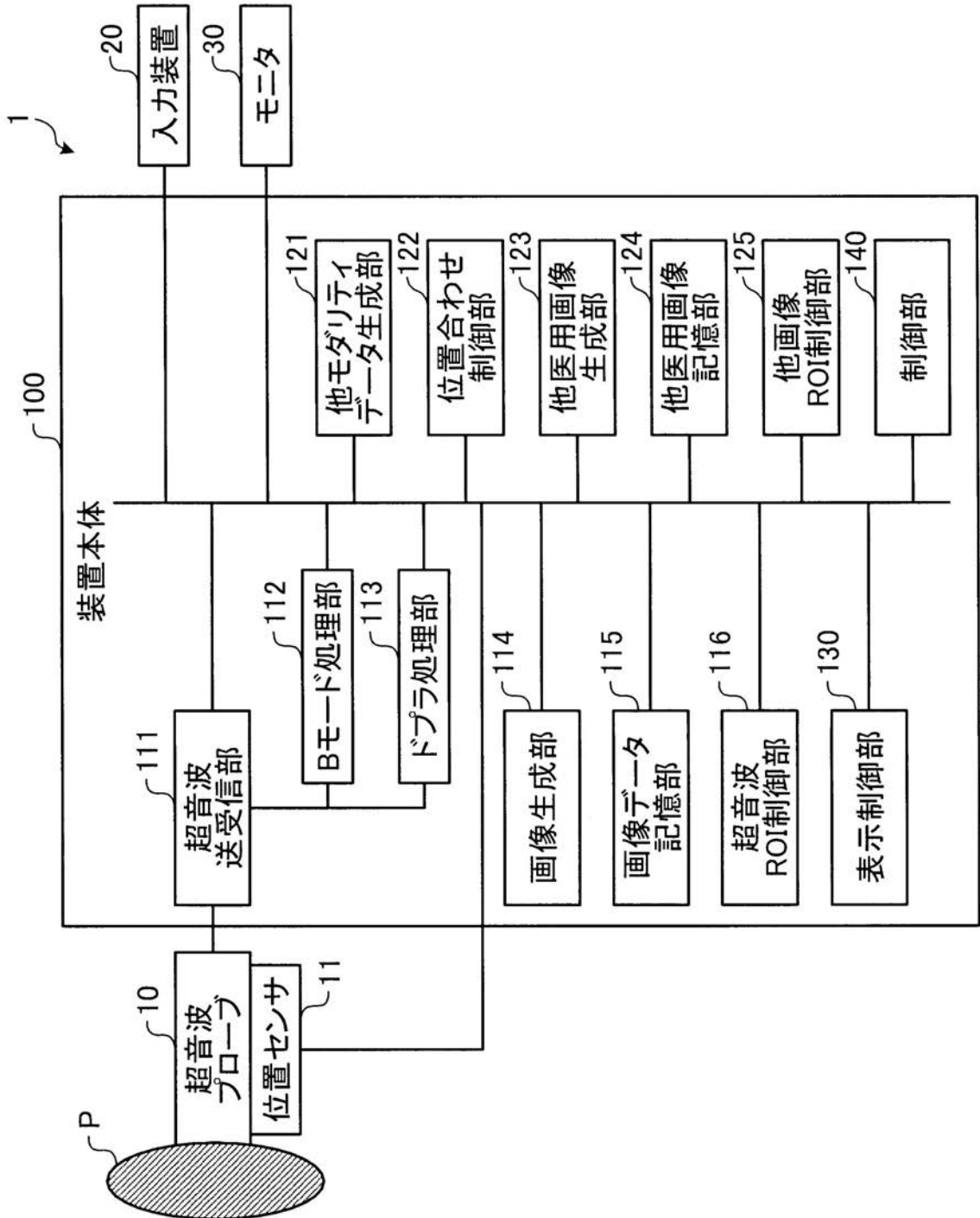
【 図 10 】



【 図 11 】



【図 1】



フロントページの続き

(72)発明者 後藤 英二

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 星野 伸一

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 渡辺 正毅

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) 4C093 AA22 AA30 FF28 FF32 FF37 FF42 FF45 FG13

4C096 AA18 AB41 AD14 AD15 DC27 DD13

4C601 BB06 DD15 DE01 EE11 JC37 KK13 KK25 KK31 LL33

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | JP2013143978A | 公开(公告)日 | 2013-07-25 |
| 申请号 | JP2012004737 | 申请日 | 2012-01-13 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 东芝公司 东芝医疗系统有限公司 | | |
| [标]发明人 | 車俊昊 貞光 和俊 後藤 英二 星野 伸一 渡辺 正毅 | | |
| 发明人 | 車 俊昊 貞光 和俊 後藤 英二 星野 伸一 渡辺 正毅 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 A61B5/055 A61B6/03 | | |
| FI分类号 | A61B8/00 A61B5/05.390 A61B6/03.377 A61B6/03.360.G A61B6/03.360.P A61B5/055.390 | | |
| F-TERM分类号 | 4C093/AA22 4C093/AA30 4C093/FF28 4C093/FF32 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FF45 4C093/FG13 4C096/AA18 4C096/AB41 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC27 4C096/DD13 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/EE11 4C601/JC37 4C601/KK13 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL33 | | |
| 代理人(译) | 酒井宏明 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够便于观察时变图像的一部分的超声波诊断装置。根据实施例的超声诊断设备包括第一图像生成单元，另一医学图像生成单元，第二图像生成单元和显示控制单元。第一图像生成单元使用由超声波探头发送的超声波的反射波信号生成对象的超声波横截面图像。其他医学图像生成单元，通过使用由比所述超声波诊断装置的其它医用图像诊断装置生成的体数据，以产生在对应于超声波的扫描表面位置其他医疗截面图像。第二图像生成单元中的超声波截面图像或从反射波信号的其他医疗截面图像设置ROI产生时间变化图像。显示控制单元在显示设备上显示和控制其他医学横截面图像和时变图像。 点域1

