

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6125281号  
(P6125281)

(45) 発行日 平成29年5月10日(2017.5.10)

(24) 登録日 平成29年4月14日(2017.4.14)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2013-44777 (P2013-44777)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成25年3月6日(2013.3.6)	(74) 代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(65) 公開番号	特開2014-171556 (P2014-171556A)	(72) 発明者	大内 啓之 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
(43) 公開日	平成26年9月22日(2014.9.22)	(72) 発明者	阿部 康彦 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成28年2月15日(2016.2.15)	審査官	樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置、医用画像処理装置及び制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

時相が異なる複数の医用画像データをそれぞれ含む第1の医用画像データ群に含まれる第1の医用画像データにおける組織の輪郭に対応する複数の点に対して付与された識別情報を変更する識別情報変更部と、

前記第1の医用画像データにおける前記複数の点の変更後の識別情報と、時相が異なる複数の医用画像データをそれぞれ含む第2の医用画像データ群のうち前記第1の医用画像データの時相に対応する第2の医用画像データにおける組織の輪郭に対応する複数の点に対して付与された識別情報とを対応させ、この対応に基づいて前記第1の医用画像データ群及び前記第2の医用画像データ群に含まれる各医用画像データにおける前記組織の運動を表す運動情報に対応する時相間で比較し、比較結果を算出する比較結果算出部と、

前記比較結果を出力する出力制御部と、

を備える、医用画像診断装置。

【請求項2】

前記比較結果算出部は、前記第1の医用画像データ群及び前記第2の医用画像データ群にそれぞれ含まれる前記運動情報のうち、同じ識別情報に対応する運動情報を比較する、請求項1に記載の医用画像診断装置。

【請求項3】

前記識別情報変更部は、前記第1及び第2の医用画像データそれぞれについて、前記複数の点の位置のうち基準となる基準位置を示す情報を表示部に表示させるとともに、操作

10

20

者から各基準位置を変更する指示を受け付け、当該指示によって変更された前記基準位置に応じて各医用画像データにおける前記複数の点の識別情報を変更することで、各医用画像データの位置合わせを行う、請求項 1に記載の医用画像診断装置。

【請求項 4】

前記識別情報変更部は、更に、前記医用画像データがボリュームデータである場合には、前記指示によって前記基準位置が変更されるごとに、変更された基準位置を含む断面を表す医用画像データを前記表示部に表示させる、請求項 3に記載の医用画像診断装置。

【請求項 5】

前記第 1 の医用画像データ群に含まれる所定期間と、前記第 2 の医用画像データ群において当該所定期間に対応する期間とを同期させる同期部を更に備え、

10

前記比較結果算出部は、前記同期部による同期が行われた後に、前記第 1 及び第 2 の医用画像データ群に含まれる同じ期間の医用画像データの運動情報を比較し、比較結果を算出する、請求項 1に記載の医用画像診断装置。

【請求項 6】

前記医用画像診断装置は、超音波画像診断装置である、請求項 1 ~ 5のいずれか 1 つに記載の医用画像診断装置。

【請求項 7】

時相が異なる複数の医用画像データを含む第 1 の医用画像データ群に含まれる第 1 の医用画像データにおける組織の輪郭に対応する複数の点に対して付与された識別情報を変更する識別情報変更部と、

20

前記第 1 の医用画像データにおける前記複数の点の変更後の識別情報と、時相が異なる複数の医用画像データをそれぞれ含む第 2 の医用画像データ群のうち前記第 1 の医用画像データの時相に対応する第 2 の医用画像データにおける組織の輪郭に対応する複数の点に対して付与された識別情報とを対応させ、この対応に基づいて前記第 1 の医用画像データ群及び前記第 2 の医用画像データ群に含まれる各医用画像データにおける前記組織の運動を表す運動情報に対応する時相間で比較し、比較結果を算出する比較結果算出部と、

前記比較結果を出力する出力制御部と、

を備える、医用画像処理装置。

【請求項 8】

時相が異なる複数の超音波画像データを含む第 1 の超音波画像データ群に含まれる第 1 の超音波画像データにおける組織の輪郭に対応する複数の点に対して付与された識別情報を変更する識別情報変更手順と、

30

前記第 1 の超音波画像データにおける前記複数の点の変更後の識別情報と、時相が異なる複数の超音波画像データをそれぞれ含む第 2 の超音波画像データ群のうち前記第 1 の超音波画像データの時相に対応する第 2 の超音波画像データにおける組織の輪郭に対応する複数の点に対して付与された識別情報とを対応させ、この対応に基づいて前記第 1 の超音波画像データ群及び前記第 2 の超音波画像データ群に含まれる各超音波画像データにおける前記組織の運動を表す運動情報に対応する時相間で比較し、比較結果を算出する比較結果算出手順と、

前記比較結果を出力する出力制御手順と、

をコンピュータに実行させる、制御プログラム。

40

【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、医用画像処理装置及び制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置を用いて心機能を診断する方法の一つとして、ストレスエコー法という診断方法が行なわれている。このストレスエコー法は、運動負荷や薬物負荷等のス

50

トレス負荷を被検体に対して与え、ストレス負荷の前後で収集した超音波画像データを用いて心筋の運動機能を評価する診断方法である。

【0003】

また、心機能を客観的かつ定量的に評価するために、心臓における組織の変位や歪み等の運動情報を求める技術がある。これは、心臓の超音波画像データを時系列的に収集し、超音波画像上で局所領域のパターンマッチングを行って、局所領域を追跡（トラッキング）することで、心臓の動きを推定するものである。更に、心臓の運動情報をストレス負荷の前後において収集し、これらを比較することで、心臓の運動機能を評価することも行われている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2006-026151号公報

【特許文献2】特開2009-106548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、比較結果をより正確に算出することができる超音波診断装置、医用画像処理装置及び制御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】

実施形態に係る医用画像診断装置は、識別情報変更部と、比較結果算出部とを備える。識別情報変更部は、時相が異なる複数の医用画像データをそれぞれ含む第1の医用画像データ群に含まれる第1の医用画像データにおける組織の輪郭に対応する複数の点に対して付与された識別情報を変更する。比較結果算出部は、前記第1の医用画像データにおける前記複数の点の変更後の識別情報と、時相が異なる複数の医用画像データをそれぞれ含む第2の医用画像データ群のうち前記第1の医用画像データの時相に対応する第2の医用画像データにおける組織の輪郭に対応する複数の点に対して付与された識別情報とを対応させ、この対応に基づいて前記第1の医用画像データ群及び前記第2の医用画像データ群に含まれる各医用画像データにおける前記組織の運動を表す運動情報を対応する時相間で比較し、比較結果を算出する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2】図2は、操作者により設定される初期輪郭の一例を示す図である。

【図3A】図3Aは、ストレス負荷前のボリュームデータ群のポーラマップの一例を示す図である。

【図3B】図3Bは、ストレス負荷後のボリュームデータ群のポーラマップの一例を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る位置合わせ部181の処理を説明するための図である。

【図5】図5は、第1の実施形態に係る位置合わせ部181の処理を説明するための図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図7】図7は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図8】図8は、第2の実施形態に係る同期部184の処理を説明するための図である。

【図9】図9は、第2の実施形態に係る同期部184の処理を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図10】図10は、第2の実施形態に係る同期部184の処理を説明するための図である。

【図11】図11は、第2の実施形態に係る同期部184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、医用画像処理装置及び制御プログラムを説明する。

【0009】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置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、超音波プローブ11と、入力装置12と、モニタ13と、心電計14と、装置本体100とを有する。

【0010】

超音波プローブ11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が有する送受信部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11は、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ11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材等を有する。なお、超音波プローブ11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11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11が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0012】

例えば、本実施形態では、被検体Pの2次元走査用に、複数の圧電振動子が一列で配置された1Dアレイプローブが超音波プローブ11として装置本体100と接続される。例えば、超音波プローブ11としての1Dアレイプローブは、セクタ走査を行なうセクタプローブや、オフセットセクタ走査を行なうコンベックスプローブ、リニア走査を行なうリニアプローブ等である。或いは、例えば、本実施形態では、被検体Pの3次元走査用に、メカニカル4Dプローブや2Dアレイプローブが超音波プローブ11として装置本体100と接続されても良い。メカニカル4Dプローブは、1Dアレイプローブのように一列で配列された複数の圧電振動子を用いて2次元走査が可能であるとともに、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信することで2次元走査が可能である。

【0013】

入力装置12は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有し、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体100に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【0014】

モニタ13は、超音波診断装置の操作者が入力装置12を用いて各種設定要求を入力するためのGUI(Graphical User Interface)を表示したり、装置本体100において生成された超音波画像データ等を表示したりする。

【0015】

10

20

30

40

50

心電計 14 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 ( ECG : Electrocardiogram ) を取得する。心電計 14 は、取得した心電波形を装置本体 100 に送信する。

【 0016 】

装置本体 100 は、超音波プローブ 11 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 11 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。また、図 1 に示す装置本体 100 は、超音波プローブ 11 が受信した 3 次元の反射波データに基づいて 3 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。以下、3 次元の超音波画像データを「ボリュームデータ」と記載する場合がある。

10

【 0017 】

装置本体 100 は、図 1 に示すように、送受信部 110 と、Bモード処理部 120 と、ドプラ処理部 130 と、画像生成部 140 と、画像メモリ 150 と、内部記憶部 160 と、画像処理部 170 と、制御部 180 とを有する。

【 0018 】

送受信部 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 11 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 11 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 11 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。

20

【 0019 】

なお、送受信部 110 は、後述する制御部 180 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0020 】

また、送受信部 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 11 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な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。

30

【 0021 】

送受信部 110 は、被検体 P を 2 次元走査する場合、超音波プローブ 11 から 2 次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 110 は、超音波プローブ 11 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、送受信部 110 は、被検体 P を 3 次元走査する場合、超音波プローブ 11 から 3 次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 110 は、超音波プローブ 11 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。

40

【 0022 】

なお、送受信部 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。

【 0023 】

Bモード処理部 120 は、送受信部 110 から反射波データを受信し、対数増幅、包絡

50

線検波処理等を行なって、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。

【0024】

ドプラ処理部130は、送受信部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、ドプ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（ドプラデータ）を生成する。

【0025】

なお、第1の実施形態に係るBモード処理部120及びドプラ処理部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モード処理部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、ドプラ処理部130は、2次元の反射波データから2次元のドプラデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のドプラデータを生成する。

10

【0026】

画像生成部140は、Bモード処理部120及びドプラ処理部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、画像生成部140は、Bモード処理部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、画像生成部140は、ドプラ処理部130が生成した2次元のドプラデータから、移動体情報を表す2次元ドプラ画像データを生成する。2次元ドプラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。また、画像生成部140は、ドプラ処理部130が生成したドプラデータから、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プラ波形を生成することも可能である。

20

【0027】

ここで、画像生成部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、画像生成部140は、超音波プローブ11による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成部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）等を行なう。また、画像生成部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。

30

【0028】

すなわち、Bモードデータ及びドプラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成部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プラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。

【0029】

更に、画像生成部140は、Bモード処理部120が生成した3次元のBモードデータに対して座標変換を行なうことで、3次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成部140は、ドプラ処理部130が生成した3次元のドプラデータに対して座標変換を行なうことで、3次元ドプラ画像データを生成する。すなわち、画像生成部140は、「3次元のBモード画像データや3次元ドプラ画像データ」を「3次元超音波画像データ（ボリュームデータ）」として生成する。

40

【0030】

更に、画像生成部140は、ボリュームデータをモニタ13にて表示するための各種の2次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成部140が行なうレンダリング処理としては、断面再構成法（MPR：Multi Planer Reconstruction）を行なってボリュームデータからMPR画像データを生成

50

する処理がある。また、画像生成部140が行なうレンダリング処理としては、ボリュームデータに対して「Curved MPR」を行なう処理や、ボリュームデータに対して「Maximum Intensity Projection」を行なう処理がある。また、画像生成部140が行なうレンダリング処理としては、ボリュームレンダリング（VR：Volume Rendering）処理がある。

#### 【0031】

画像メモリ150は、画像生成部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モード処理部120やドブラ処理部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、画像生成部140を経由して表示用の超音波画像データとなる。

10

#### 【0032】

なお、画像生成部140は、超音波画像データと当該超音波画像データを生成するために行なわれた超音波走査の時間とを、心電計14から送信された心電波形に対応付けて画像メモリ150に格納する。後述する画像処理部170及び制御部180は、画像メモリ150に格納されたデータを参照することで、超音波画像データを生成するために行なわれた超音波走査時の心時相を取得することができる。

#### 【0033】

内部記憶部160は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ポディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶部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、内部記憶部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、画像処理用の高性能なワークステーションや、画像診断を行なう医師が使用するPC（Personal Computer）、CDやDVD等の記憶媒体、プリンター等である。

20

#### 【0034】

画像処理部170は、周期的に運動する組織の運動情報を提供するために、装置本体100に設置される。例えば、画像処理部170は、画像メモリ150に格納された心臓の超音波画像データを取得して、画像処理による心臓の壁運動解析（Wall Motion Tracking、WMT）を行って心臓壁の運動情報を算出する。そして、画像処理部170は、生成した運動情報を、画像メモリ150や内部記憶部160に格納する。なお、画像処理部170が運動情報を算出する処理については、後述する。

30

#### 【0035】

制御部180は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、制御部180は、入力装置12を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部160から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信部110、Bモード処理部120、ドブラ処理部130、画像生成部140及び画像処理部170の処理を制御する。また、制御部180は、画像メモリ150や内部記憶部160が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ13にて表示するように制御する。また、制御部180は、画像処理部170の処理結果をモニタ13に表示するように制御したり、外部装置に出力したりするように制御する。

40

#### 【0036】

ここで、第1の実施形態に係る画像処理部170が運動情報を算出する処理について説明する。なお、以下では、画像処理部170が心臓の壁運動解析を行って心臓壁の運動情報を算出する場合について説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、画像処理部170は、周期的に運動する組織の運動情報を生成可能である。また、画像処理部170の処理対象となる画像データは、2次元超音波画像データ群であっても、3次元超音波画像データ群であっても良い。また、心臓の壁運動解析を行う技術としては、例えば、特開2010-194298号公報に開示の技術等、公知の技術が適用可能で

50

ある。

【0037】

具体的には、第1の実施形態に係る画像処理部170は、図1に示すように、取得部171と、設定部172と、追跡部173と、運動情報算出部174とを有する。

【0038】

取得部171は、少なくとも1心拍分の複数の超音波画像データを含む超音波画像データ群を取得する。例えば、操作者は、セクタプローブにより、被検体Pの心臓を含む領域を2次元走査、又は、3次元走査を行なって、心筋が描出された2次元又は3次元の超音波画像データの動画データの撮影を行なう。この動画データは、例えば、Bモードで収集された超音波画像データ群である。これにより、画像生成部140は、心筋の動画データ10

【0039】

例えば、取得部171は、ボリュームデータ群を画像メモリ150から取得する。このボリュームデータ群は、操作者が設定した1心拍分の区間に含まれる複数のフレームの超音波ボリュームデータを含む。

【0040】

設定部172は、超音波画像データ群に含まれる少なくとも1つの超音波画像データにおける組織の輪郭に対応する位置に複数の構成点を設定する。なお、周期的に運動する心臓壁の運動情報を提供する場合には、組織の輪郭は、例えば、心臓の内膜の輪郭と、心臓の外膜の輪郭である。本実施形態では、設定部172は、操作者が手動的に設定した情報により、心臓の初期輪郭に対応する位置に、輪郭を構成する構成点を複数設定する。

【0041】

まず、操作者は、取得部171によって取得されたボリュームデータ群について、任意の心時相を指定する。ここで指定される任意の心時相は、1心拍分の区間に含まれるフレームのうちの任意のフレームであり、例えば、拡張末期時相(最初のR波時相)である。そして、操作者によって任意の心時相が指定されると、設定部172は、指定された心時相における心臓のボリュームデータのMPR処理を画像生成部140に対して実行させ、初期輪郭の設定において基準となるMPR断面(基準MPR断面)をモニタ13に表示させる。なお、ここでは、任意の心時相として拡張末期時相が指定される場合を説明したが、これに限定されるものではなく、例えば、収縮末期時相等であっても良い。

【0042】

例えば、操作者は、1つ目の基準MPR断面(MPR1)として長軸心尖断面(心尖部四腔像、apical four-chamber view、A4C)を、2つ目の基準MPR断面(MPR2)として長軸二腔断面(apical two-chamber view、A2C)をそれぞれ表示させる旨を指定する。そして、操作者は、表示された長軸心尖断面と長軸二腔断面とに対してそれぞれ初期輪郭を入力する。なお、MPR断面上には心臓の内膜や外膜のみならず、乳頭筋や腱索等も表示されているので、操作者は、拡張末期時相において、表示された基準MPR断面を観察しながら、描出されている乳頭筋や腱索等が含まれないように初期輪郭を指定する。

【0043】

設定部172は、複数の基準MPR断面に対して初期輪郭が入力されると、既知の方法によって、入力された2次元の初期輪郭から3次元の初期輪郭を生成する。具体的には、設定部172は、MPR1及びMPR2上で指定された心臓の内膜の初期輪郭から、3次元の初期輪郭P\_endoを生成する。また、設定部172は、MPR1及びMPR2上で指定された心臓の外膜の初期輪郭から、3次元の初期輪郭P\_epiを生成する。

【0044】

そして、設定部172は、心臓の内膜及び外膜の3次元における初期輪郭を構成する複

10

20

30

40

50

数の構成点に対して、アドレスをそれぞれ付与する。このアドレスは、各構成点を識別するために付与される番号であり、例えば、心臓の内膜における各構成点の位置に基づいて定義される。

#### 【0045】

例えば、設定部172は、心臓の内膜の各構成点の位置を  $P\_endo(t, h, d)$  と定義し、心臓の外膜の各構成点の位置を、 $P\_epi(t, h, d)$  と定義する。ここで、 $t$  は、1心拍分の区間に含まれるフレーム(心時相)を表し、 $h$  は、長軸方向のアドレス番号を表し、 $d$  は、円周方向のアドレス番号を表す。なお、ここでは最初のR波時相を用いて初期断面を設定しているため、 $t = 0$  である。

#### 【0046】

図2は、操作者により設定される初期輪郭の一例を示す図である。図2に示す例では、心臓の内膜の輪郭21に対して初期輪郭を設定する場合を例示する。図2に示す各構成点は、心臓の内膜の輪郭21と、長軸方向22を通る各断面と、長軸方向22に直交する各断面(短軸断面)との交点に配置される。なお、平面23は、 $MPR1(A4C)$  であり、平面24は、 $MPR2(A2C)$  である。

#### 【0047】

図2に示すように、設定部172は、初期輪郭と $MPR1$ が交差する位置のうち一方を円周方向の基準位置として、その位置の構成点の $d$ を0とする。つまり、この基準位置にある構成点の位置は、 $P\_endo(0, h, 0)$  と表される。そして、設定部172は、基準位置の構成点から円周方向にある構成点を順に、 $d = 1, 2, 3 \dots$  とアドレス番号を設定する。また、設定部172は、3次元の初期輪郭のうち、心尖部25から最も遠い環状輪郭の位置を長軸方向の基準位置として、その位置の構成点の $h$ を0とする。つまり、この基準位置にある構成点の位置は、 $P\_endo(0, 0, d)$  と表される。そして、設定部172は、基準位置の構成点から心尖方向にある構成点を順に、 $h = 1, 2, 3 \dots$  とアドレス番号を設定する。また、設定部172は、心臓の外膜の輪郭についても同様に、円周方向の基準位置と長軸方向の基準位置とを設定し、アドレスを付与する。

#### 【0048】

なお、ここでは、2つの基準 $MPR$ 断面を用いて初期輪郭が指定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、設定部172に2つ以上の基準 $MPR$ 断面を用いて初期輪郭が指定されても良い。また、ここでは基準 $MPR$ 断面として、長軸心尖断面と長軸二腔断面とが用いられる場合を説明したが、これに限定されるものではない。例えば、心内腔中心軸を通る他の長軸断面として、長軸三腔断面( $A3C$ )が用いられても良いし、長軸断面と直交する短軸断面( $SAXA, SAXM, SAXB$ 等)、更には、これらの断面と所定の位置関係によって定義される断面が用いられても良い。また、複数の基準 $MPR$ 断面を表示する処理は、上記のような手動的な操作に限定されるものではなく、例えば、ボリュームデータから任意の断面を自動的に検出して表示する自動断面検出により自動的に表示されてもよい。また、初期輪郭の指定は、上記の手動的な操作に限定されるものではなく、内膜輪郭形状及び外膜輪郭形状の辞書データ(例えば、過去に設定された輪郭の統計データ)を用いて、設定部172が自動的にもしくは半自動的に指定することとしても良い。更に、初期輪郭の指定は、画像中の境界を検出する境界検出方法等を用いて自動的にもしくは半自動的に行っても良い。

#### 【0049】

追跡部173は、複数の構成点を設定された超音波画像データと他の超音波画像データとを用いてパターンマッチングを含む処理を行うことで、超音波画像データ群に含まれる複数の超音波画像データにおける複数の構成点の位置を追跡する。

#### 【0050】

例えば、追跡部173は、ボリュームデータ群に含まれるフレーム $t = 0$ のボリュームデータに対して、初期輪郭に対応する位置に複数の構成点を設定されると、パターンマッチングを含む処理によって、他のフレーム $t$ における各構成点の位置を追跡する。具体的

10

20

30

40

50

には、追跡部 173 は、複数の構成点が設定済みのフレームのボリュームデータと、そのフレームと隣り合うフレームのボリュームデータとの間で、繰り返しパターンマッチングを行う。すなわち、追跡部 173 は、 $t = 0$  のボリュームデータにおける心臓の内膜の各構成点  $P\_endo(t, h, d)$  を起点として、 $t = 1, 2, 3 \dots$  の各フレームのボリュームデータにおける各構成点  $P\_endo(t, h, d)$  の位置を追跡する。また、追跡部 173 は、心臓の外膜の各構成点  $P\_epi(t, h, d)$  の位置についても心臓の内膜の各構成点の位置と同様に追跡する。この結果、追跡部 173 は、1 心拍分の区間に含まれる各フレームについて、心臓の内膜及び外膜を構成する各構成点の座標情報を求める。

#### 【0051】

運動情報算出部 174 は、各超音波画像データ群に含まれる複数の超音波画像データにおける複数の構成点の位置を用いて、複数の超音波画像データごとに組織の運動を表す運動情報を算出する。

#### 【0052】

ここで、追跡部 173 によって算出される運動情報としては、例えば、各構成点の 1 フレームごとの移動距離 (Displacement)、移動距離の時間微分によって定義される速度 (Velocity) 等のパラメータが挙げられる。しかしながら、運動情報は、これらのパラメータに限定されるものではなく、1 心拍分の区間に含まれる各フレームにおける複数の構成点の座標情報を用いて算出可能なパラメータであれば良い。具体的には、2 点間の距離の変化率である歪み (Strain)、歪みの時間微分によって定義される歪み速度 (Strain Rate)、心臓内膜面の局所の面積、 $t = 0$  からの面積の変化率、心臓の内膜の構成点と外膜の構成点とから定義される体積、体積の変化率等、種々のパラメータが挙げられる。更には、「ある運動情報がピーク値となるまでの時間」等、操作者が任意のパラメータを設定することも可能である。

#### 【0053】

以下では、一例として、運動情報算出部 174 が「内膜面の局所面積変化率の時間微分値」を運動情報として算出する場合を説明する。なお、算出された運動情報は、算出に用いた各構成点に与えられる。具体的には、例えば、心臓の内膜の各構成点のみから算出される運動情報は、 $V\_endo(t, h, d)$  と定義され、心臓の外膜の各構成点のみから算出される運動情報は、 $V\_epi(t, h, d)$  と定義される。また、内膜及び外膜の各構成点から算出される運動情報は、 $V(t, h, d)$  と定義される。そして、運動情報算出部 174 は、算出した運動情報をボリュームデータ群ごとに画像メモリ 150 に格納する。

#### 【0054】

このように、画像処理部 170 は、取得部 171、設定部 172、追跡部 173 及び運動情報算出部 174 の処理により、超音波画像データ群について、心臓の内膜及び外膜の運動情報を算出する。

#### 【0055】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、以下に説明する処理により、異なる 2 つの超音波画像データ群について算出された運動情報を比較する場合に、比較結果を正確に算出することが可能となるように構成されている。

#### 【0056】

例えば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 において、ストレス負荷の前後で収集された超音波画像データ群を用いて組織の運動機能を評価するストレスエコー法が行われる場合には、画像処理部 170 は、少なくとも異なる 2 つの超音波画像データ群について上記の処理を実行することとなる。

#### 【0057】

具体的に、画像処理部 170 は、被検体 P のストレス負荷前のボリュームデータ群、及び、ストレス負荷後のボリュームデータ群のそれぞれについて、任意の心時相のボリュー

10

20

30

40

50

ムデータにおいて組織の輪郭に対応する位置に複数の構成点を設定する。そして、画像処理部170は、各ボリュームデータ群について、複数の構成点が設定されたボリュームデータと他のボリュームデータとを用いてパターンマッチングを含む処理を行うことで、各ボリュームデータ群に含まれる複数の超音波画像データにおける複数の点の位置を追跡する。そして、画像処理部170は、各ボリュームデータ群について、各超音波画像データ群に含まれる複数の超音波画像データにおける複数の構成点の位置を用いて、複数の超音波画像データごとに組織の運動情報を算出する。

【0058】

ところで、異なる2つの超音波画像データ群について算出された運動情報が比較される場合に、比較対象となる2つの超音波画像データ群について設定された各構成点のアドレスと解剖学的な位置が一致しているとは限らない。例えば、複数の構成点が設定される場合に、初期輪郭の設定を受け付ける基準MPR断面の解剖学的な位置が2つの超音波画像データ群において一致していなければ、2つの超音波画像データ群の各構成点に付与されるアドレスと解剖学的な位置にズレが生じてしまう。

10

【0059】

図3Aは、ストレス負荷前のボリュームデータ群のポーラマップの一例を示す図であり、図3Bは、ストレス負荷後のボリュームデータ群のポーラマップの一例を示す図である。ここで、ポーラマップ(polar map、極座標表示)とは、心臓の内膜の輪郭21のうち、 $h = 0$ から心尖部25までの短軸断面を、心尖部25を中心として重ね合わせた表示態様である。すなわち、図3A及び図3Bに例示のポーラマップは、図2に示した心臓の内膜の輪郭21を、長軸方向22の心尖側から見た図に対応する。また、図3A及び図3Bには、MPR1(A4C)の位置26(長軸心尖断面の位置)と、MPR2(A2C)の位置27(長軸二腔断面の位置)とを示す。

20

【0060】

なお、ポーラマップにおいては、図3A及び図3Bに示すように、アメリカ心エコー学会やアメリカ心臓協会が推奨する分割領域を用いて、短軸断面の左心室心筋を、「ant-sept(前壁中隔)、ant(前壁)、lat(側壁)、post(後壁)、inf(下壁)、sept(中隔)」の6つのセグメントに分けて表示される。

【0061】

図3A及び図3Bに示すように、ストレス負荷前のボリュームデータ群において設定されたMPR1位置26と、ストレス負荷後のボリュームデータ群において設定されたMPR1位置26とでは、解剖学的な断面の位置が異なる場合がある。この場合、MPR1を基準として設定された円周方向の位置dの値と解剖学的な位置にズレが生じてしまう。

30

【0062】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、異なる2つの超音波画像データ群について算出された運動情報を比較する場合に、比較結果を正確に算出するために、以下に説明する制御部180の処理を実行する。

【0063】

以下、第1の実施形態では、異なる2つの超音波画像データ群について算出された運動情報を比較する場合として、ストレスエコー法が行われる場合を説明することとし、説明に用いる各種パラメータを下記のように定義する。

40

ストレス負荷前の心臓の内膜の構成点  $P\_endo\_1(t, h, d)$

ストレス負荷後の心臓の内膜の構成点  $P\_endo\_2(t, h, d)$

ストレス負荷前の心臓の外膜の構成点  $P\_epi\_1(t, h, d)$

ストレス負荷後の心臓の外膜の構成点  $P\_epi\_2(t, h, d)$

ストレス負荷前の心臓の内膜の運動情報  $V\_endo\_1(t, h, d)$

ストレス負荷後の心臓の内膜の運動情報  $V\_endo\_2(t, h, d)$

ストレス負荷前の心臓の外膜の運動情報  $V\_epi\_1(t, h, d)$

ストレス負荷後の心臓の外膜の運動情報  $V\_epi\_2(t, h, d)$

【0064】

50

なお、実施形態は、ストレスエコー法が行われる場合のみならず、例えば、治療前と治療後、治療直後と治療数ヶ月後、或いは前回の健康診断時と今回の健康診断時等、2つの超音波画像データ群から算出された運動情報が比較される場合に広く適用されるものである。

【0065】

第1の実施形態に係る制御部180は、図1に示すように、位置合わせ部181と、比較結果算出部182と、出力制御部183とを有する。

【0066】

位置合わせ部181は、第1の超音波画像データ群に含まれる第1の超音波画像データにおける複数の構成点のアドレスと、第2の超音波画像データ群に含まれる複数の超音波画像データのうち第1の超音波画像データと同一時相の第2の超音波画像データにおける複数の構成点のアドレスとに基づいて、第1の超音波画像データ群に含まれる各超音波画像データと第2の超音波画像データ群に含まれる各超音波画像データとの位置合わせを行う。

10

【0067】

例えば、位置合わせ部181は、比較対象となる2つのボリュームデータ群を画像メモリ150から取得する。そして、位置合わせ部181は、取得した各ボリュームデータ群に設定された各構成点のアドレスを定義する基準位置を変更する。

【0068】

具体的には、位置合わせ部181は、異なる2つのボリュームデータ群にそれぞれ含まれるボリュームデータそれぞれについて、複数の構成点の位置のうち基準となる基準位置を示す情報をモニタ13に表示させる。そして、位置合わせ部181は、操作者から各基準位置を変更する指示を受け付け、指示によって変更された基準位置に応じて各ボリュームデータにおける複数の構成点のアドレスを変更することで、各ボリュームデータの位置合わせを行う。また、位置合わせ部181は、指示によって基準位置が変更されるごとに、変更された基準位置を含む断面を表す超音波画像データをモニタ13に表示させる。

20

【0069】

図4は、第1の実施形態に係る位置合わせ部181の処理を説明するための図である。図4には、位置合わせ部181の処理によってモニタ13に表示される表示画像の一例を示す。図4に示す例では、モニタ13に表示される表示画像は、ストレス負荷後のポーラマップ28と、ストレス負荷前の断層像を表示する表示領域29と、ストレス負荷後の断層像を表示する表示領域30とを含む。なお、ポーラマップ28は、ストレス負荷前のものであっても良い。また、ストレス負荷前のポーラマップと、ストレス負荷後のポーラマップとをそれぞれモニタ13に表示させても良い。

30

【0070】

図4に示すように、位置合わせ部181は、ポーラマップ28上に、基準MPR断面( $d=0$ )の位置を表すマーカを表示させる。具体的に、位置合わせ部181は、ストレス負荷前の構成点 $P\_endo\_1(t_1, h, 0)$ の位置を示すマーカ31と、ストレス負荷後の構成点 $P\_endo\_2(t_2, h, 0)$ の位置を示すマーカ32とを画像生成部140に生成させ、モニタ13に表示させる。そして、位置合わせ部181は、マーカ31の位置を含む長軸断面の断層像を画像生成部140に生成させ、表示領域29に表示させる。また、位置合わせ部181は、マーカ32の位置を含む長軸断面の断層像を画像生成部140に生成させ、表示領域30に表示させる。このとき、表示領域29の断層像は、ストレス負荷前のMPR1の断層像に対応し、表示領域30の断層像は、ストレス負荷後のMPR1の断層像に対応する。ここで、表示領域30に描出された左心室(図中LV)は、表示領域29に描出された左心室に比べて狭く描出されているので、操作者は、表示領域30の断層像が表示領域29の断層像とは解剖学的に異なる位置であると判断できる。

40

【0071】

ここで、位置合わせ部181は、操作者からマーカ31及びマーカ32の位置を変更す

50

る指示を受け付ける。例えば、操作者がマウスのドラッグアンドドロップ操作によってマーカ32の位置を矢印の方向へ移動させる指示を受け付ける。

【0072】

図5は、第1の実施形態に係る位置合わせ部181の処理を説明するための図である。図5には、図4に例示の表示画像に対してマーカ32の位置を変更する指示を受け付けた場合の表示画像の一例を示す。なお、図5において、移動後のマーカ33が表示されていれば、移動前のマーカ32は表示されなくても良いが、ここでは説明の便宜上、両者を表示した場合を例示する。

【0073】

図5に示すように、位置合わせ部181は、操作者から受け付けた指示に応じて、マーカ32の位置をマーカ33の位置に移動させ、移動後のマーカ33の位置に基準位置を変更する。つまり、位置合わせ部181は、マーカ33の位置が移動したアドレス数に応じて、基準位置を短軸断面の円周方向に回転させる。これに伴い、位置合わせ部181は、移動後のマーカ33の位置を含む長軸断面の断層像を画像生成部140に生成させ、表示領域30に表示させる。これにより、操作者は、表示領域29及び表示領域30を参照し、表示領域29の断層像と表示領域30の断層像とが一致していると判断されるまで、繰り返しマーカ33の位置を変更する。そして、操作者は、図5に示すように、表示領域29の断層像と表示領域30の断層像とが一致していると判断される場合のマーカ33の位置を用いて、基準位置の変更を確定する指示を行う。なお、ここでは、ストレス負荷後の基準位置を表すマーカ32の位置を移動させる場合を例示したが、ストレス負荷前の基準位置を表すマーカ31の位置を移動させても良い。

【0074】

位置合わせ部181は、基準位置の変更を確定する指示を受け付けると、変更されたアドレス数に応じて構成点のアドレスを変更する。例えば、移動後のマーカ33が移動前のマーカ32に対してアドレス分増加する方向へ移動していた場合には、位置合わせ部181は、各構成点の $d$ を $d +$ に変更することで、円周方向にある各構成点のアドレスをアドレス分移動させる。

【0075】

例えば、 $d$ が0番から99番までの100個のアドレスであり、5アドレス分減少する方向へ移動していた場合には、位置合わせ部181は、 $d = 50$ のアドレスを $d' = 50 - 5 = 45$ として求める。また、位置合わせ部181は、 $d = 0$ のアドレスを5アドレス分減少させると、 $d' = 0 - 5 = -5$ となるが、0番の隣は99番なので、95番となる。なお、位置合わせ部181は、計算式としては、 $(d - + 100)$ を100で割ったときの余りを求めることとする。

【0076】

なお、ここでは、ある短軸断面において、円周方向にある各構成点のアドレスを変更する(回転させる)場合を例示したが、この操作によって、他の短軸断面についてもアドレスを変更できる。すなわち、位置合わせ部181は、この短軸断面において変更された基準位置の、他の短軸断面における位置を求めることで、他の短軸断面において変更するアドレスが求まるからである。

【0077】

また、ここでは、操作者が、マーカの位置を変更した後に、基準位置の変更を確定する指示を行うことで、位置合わせ部181に構成点のアドレスを変更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、マーカの位置を変更する操作そのものが確定する指示を含んでいても良い。すなわち、位置合わせ部181は、マーカの位置が操作者によって変更されるごとに、変更されたマーカの位置に基づいて構成点のアドレスを変更しても良い。

【0078】

比較結果算出部182は、第1及び第2の超音波画像データ群に含まれる同一時相の超音波画像データの運動情報を比較し、比較パラメータを算出する。なお、比較パラメータ

10

20

30

40

50

は、比較結果の一例である。

【 0 0 7 9 】

例えば、比較結果算出部 1 8 2 は、位置合わせ部 1 8 1 によって位置合わせが行われた同一アドレスを有する運動情報について、比較パラメータを算出する。具体的には、比較結果算出部 1 8 2 は、少なくとも 1 つ以上の所定の心時相で得られる運動情報を用いて比較パラメータを算出する。ここで言う所定の心時相とは、例えば、拡張早期において運動情報がピークになる時相であるが、これに限定されるものではなく、収縮期において運動情報がピークになる時相、収縮末期時相、拡張後期において運動情報がピークになる時相、一心周期において運動情報がピークになる時相等が挙げられる。

【 0 0 8 0 】

ここで、比較結果算出部 1 8 2 が、拡張早期において運動情報がピークになる時相において、心臓内膜面の局所面積変化率の時間微分値の拡張早期におけるピーク値を用いて比較パラメータを算出する場合を説明する。この拡張早期におけるピーク値は、心筋の拡張能を表す指標であり、この値が小さくなることは、心筋が拡張するスピードが遅くなることを意味する。具体的には、ストレス負荷前に正常な拡張運動をしている被検体に対して負荷を与えていくと、正常心筋部位では心臓のポンプ機能を増大させるために、ピーク値の絶対値がストレス負荷前に比べて大きくなる。これに対して、ストレス負荷を与えることで心筋虚血等が誘発され拡張能が低下する部位では、その部位における拡張速度が低下するため、ピーク値の絶対値はストレス負荷前に比べて小さくなる。すなわち、拡張早期におけるピーク値をストレス負荷の前後で比較することで、心臓の正常部位と拡張能低下部位とを区別することが可能となる。

【 0 0 8 1 】

ここで、拡張早期における運動情報のピーク値を検出する処理について説明する。例えば、比較結果算出部 1 8 2 は、追跡部 1 7 3 によって求められた心臓内膜の各構成点の時間変化から、内膜内の体積が最も小さくなる時相を収縮末期時相として特定する。そして、比較結果算出部 1 8 2 は、特定した収縮末期時相から次の R 波までの間を拡張期として特定する。そして、比較結果算出部 1 8 2 は、拡張期におけるピーク値を検出し、検出した最大値と 2 番目に大きい値のうち、早い時相のものを、拡張早期のピーク値として検出する。なお、最大値と 2 番目に大きい値のうち早い時相のものを拡張早期のピーク値とするのは、拡張後期の左心房収縮によって起こる左室壁の動きを表すピーク値を検出してしまふ可能性があるからである。また、収縮末期時相は、E C G 信号から検出した T 波の終わりの時相を収縮末期としても良い。なお、この処理は、運動情報算出部 1 7 4 によって実行されても良い。

【 0 0 8 2 】

例えば、比較結果算出部 1 8 2 は、下記の式 ( 1 ) から式 ( 3 ) のうち少なくとも一つを用いることで、比較パラメータを算出する。ここで、式 ( 1 ) は、ストレス負荷前に対するストレス負荷後の比率を表し、式 ( 2 ) は、ストレス負荷前及びストレス負荷後における差分を表し、式 ( 3 ) は、ストレス負荷前に対するストレス負荷後の変化率を表す。

$$V\_e n d o \_ 2 \_ m a x ( h , d ) / V\_e n d o \_ 1 \_ m a x ( h , d ) \cdots ( 1 )$$

$$V\_e n d o \_ 2 \_ m a x ( h , d ) - V\_e n d o \_ 1 \_ m a x ( h , d ) \cdots ( 2 )$$

$$\{ V\_e n d o \_ 2 \_ m a x ( h , d ) - V\_e n d o \_ 1 \_ m a x ( h , d ) \} / V\_e n d o \_ 1 \_ m a x ( h , d ) \cdots ( 3 )$$

【 0 0 8 3 】

式 ( 1 ) から ( 3 ) において、 $V\_e n d o \_ 1 \_ m a x ( h , d )$  は、ストレス負荷前の拡張早期におけるピーク値を示し、 $V\_e n d o \_ 2 \_ m a x ( h , d )$  は、ストレス負荷後の拡張早期におけるピーク値を示す。

【 0 0 8 4 】

例えば、比較結果算出部 1 8 2 は、式 ( 1 ) から式 ( 3 ) のうち、予め指定した任意の

10

20

30

40

50

式について自動的に比較パラメータを算出する。或いは、例えば、比較結果算出部 182 は、比較パラメータを算出する度に、式(1)から式(3)の少なくとも一つを指定する指示を操作者から受け付けて、指定された式による比較パラメータのみを算出する。

【0085】

なお、例えば、比較結果算出部 182 は、運動情報  $V_{\text{endo}_1\text{max}}$  及び  $V_{\text{endo}_2\text{max}}(h, d)$  の両方について空間方向に平均してから、上述した比較パラメータの算出を行っても良い。例えば、比較結果算出部 182 は、円周方向の各運動情報について平均化処理を行ってから、比較パラメータの算出を行う。これは、解剖学的な位置ずれが起こる可能性のある方向に平均化処理を行うことで、比較パラメータにおける位置ずれの影響を軽減することができるからである。

10

【0086】

また、拡張早期における運動情報のピーク値は、上記の方法のみならず、用手的な方法によっても検出可能である。例えば、操作者がピーク値を検出したい区間として、例えば、画面上に表示されている ECG 上で、区間のスタートとエンドの時相を指定する。R 波の頂点から T 波の終わりまでが心室の収縮期で、T 波の終わりから次の R 波の頂点までが拡張期に相当する。また、P 波では左心房収縮が起こる。よって、ピーク値を検出したい区間のスタート時相は T 波の終わり付近を指定し、エンド時相は T 波の終わり付近から P 波の間の任意の時相を指定する。これにより、拡張早期のピーク値を検出することができる。

【0087】

20

出力制御部 183 は、比較パラメータを出力する。例えば、出力制御部 183 は、比較パラメータの大きさに対応する色を決定し、各構成点の座標情報と、その構成点に割り当てられた色を示す情報を用いて、比較パラメータをカラー表示するためのカラー画像を画像生成部 140 に生成させる。そして、出力制御部 183 は、生成されたカラー画像を、例えば、ボリューム像(プラスチックバッグ、レンダリング画像)、MPR 画像、ポーラマップ等に重畳させてモニタ 13 に表示させる。

【0088】

例えば、出力制御部 183 は、上記の式(3)を用いて比較パラメータが算出された場合、変化率の符号の「+」を暖色系の色(例えば赤色)、「-」を寒色系の色(例えば青色)、変化率の大きさを色相(あるいは輝度であっても良い)で表現する。このため、ストレス負荷前は正常な壁運動を行う患者に対して、ストレス負荷を与えてゆくと、正常な心筋では心臓のポンプ機能が増大するため、比較パラメータは 0 以上となり、暖色系で表示される。これに対して、心筋虚血が誘発され壁運動の低下部位が出現すると、その領域での比較パラメータが負の値になるため寒色系で表示される。これにより、正常な心筋と壁運動の低下部位とを容易に区別することができる。

30

【0089】

なお、出力制御部 183 が比較パラメータを出力する出力形態は、上記のカラー画像に限定されるものではない。例えば、出力制御部 183 は、比較パラメータを数値としてモニタ 13 に表示出力しても良いし、比較パラメータの時間変化を表すグラフを生成してグラフとして表示出力しても良い。また、例えば、出力制御部 183 は、比較パラメータを各種記録媒体に格納しても良いし、外部装置に送信しても良い。

40

【0090】

図 6 は、第 1 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フローチャートである。図 6 に示す処理は、例えば、処理対象となる超音波画像データ群が指定されることで開始される。

【0091】

図 6 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 において、取得部 171 は、処理対象となる超音波画像データ群を取得する(ステップ S101)。そして、設定部 172 は、超音波画像データ群に含まれる少なくとも一つの超音波画像データにおける組織の輪郭に対応する位置に複数の構成点を設定する(ステップ S102)。

50

## 【 0 0 9 2 】

続いて、追跡部 1 7 3 は、複数の構成点が設定された超音波画像データと他の超音波画像データとを用いてパターンマッチングを含む処理を行うことで、超音波画像データ群に含まれる複数の超音波画像データにおける複数の構成点の位置を追跡する（ステップ S 1 0 3）。そして、運動情報算出部 1 7 4 は、各超音波画像データ群に含まれる複数の超音波画像データにおける複数の構成点の位置を用いて、複数の超音波画像データごとに組織の運動を表す運動情報を算出する（ステップ S 1 0 4）。

## 【 0 0 9 3 】

続いて、位置合わせ部 1 8 1 は、異なる 2 つの超音波画像データ群それぞれに含まれる各超音波画像データの位置合わせを行う（ステップ S 1 0 5）。例えば、位置合わせ部 1 8 1 は、異なる 2 つのボリュームデータ群にそれぞれ含まれるボリュームデータそれぞれについて、複数の構成点の位置のうち基準となる基準位置を示す情報をモニタ 1 3 に表示させる。そして、位置合わせ部 1 8 1 は、操作者から各基準位置を変更する指示を受け付け、指示によって変更された基準位置に応じて各ボリュームデータにおける複数の構成点のアドレスを変更することで、各ボリュームデータの位置合わせを行う。また、位置合わせ部 1 8 1 は、指示によって基準位置が変更されるごとに、変更された基準位置を含む断面を表す超音波画像データをモニタ 1 3 に表示させる。

## 【 0 0 9 4 】

比較結果算出部 1 8 2 は、2 つの超音波画像データ群に含まれる同一時相の超音波画像データの運動情報を比較し、比較パラメータを算出する（ステップ S 1 0 6）。そして、出力制御部 1 8 3 は、算出された比較パラメータを出力し（ステップ S 1 0 7）、処理を終了する。

## 【 0 0 9 5 】

なお、上記の処理は一例であり、必ずしも上記の順序で実行されなくても良い。例えば、図 6 に示したステップ S 1 0 1 からステップ S 1 0 7 までの各処理は、図示のように一連の処理として実行されなくても良い。具体的に、画像処理部 1 7 0 が超音波画像データ群について運動情報を算出する処理であるステップ S 1 0 1 からステップ S 1 0 4 までの各処理と、制御部 1 8 0 が異なる 2 つの超音波画像データ群について位置合わせを行って比較する処理であるステップ S 1 0 5 からステップ S 1 0 6 の各処理とは、それぞれ異なるタイミングで行われて良い。

## 【 0 0 9 6 】

また、例えば、比較結果算出部 1 8 2 が比較パラメータを算出する処理であるステップ S 1 0 6 の処理は、必ずしもステップ S 1 0 5 の処理の後に実行されなくても良い。具体的には、位置合わせ部 1 8 1 によって位置合わせが行われる前に、異なる 2 つの超音波画像データ群について同一時相の超音波画像データの運動情報を比較し、比較パラメータを算出しても良い。その後に、位置合わせ部 1 8 1 が位置合わせを行うと、比較結果算出部 1 8 2 は、位置合わせが行われた 2 つの超音波画像データ群について、比較パラメータを再び算出しても良い。すなわち、比較結果算出部 1 8 2 は、位置合わせ部 1 8 1 によって位置合わせが行われるごとに、位置合わせが行われた 2 つの超音波画像データ群について比較パラメータを算出しても良い。

## 【 0 0 9 7 】

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、少なくとも 1 心拍分の複数の超音波画像データをそれぞれ含む第 1 及び第 2 の超音波画像データ群について、第 1 の超音波画像データ群に含まれる第 1 の超音波画像データにおける組織の輪郭に対応する位置に設定された複数の点のアドレスと、第 2 の超音波画像データ群に含まれる複数の超音波画像データのうち第 1 の超音波画像データと同一時相の第 2 の超音波画像データにおける複数の点のアドレスとに基づいて、第 1 の超音波画像データ群に含まれる各超音波画像データと第 2 の超音波画像データ群に含まれる各超音波画像データとの位置合わせを行う。そして、超音波診断装置 1 は、位置合わせが行われた後に、第 1 及び第 2 の超音波画像データ群に含まれる同一時相の超音波画像データにおける前記組織の運動を表す運

10

20

30

40

50

動情報を比較し、比較結果を算出する。このため、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、比較結果をより正確に算出することができる。

【0098】

例えば、異なる2つの超音波画像データ群について算出された運動情報が比較される場合に、比較対象となる2つの超音波画像データ群について設定された各構成点のアドレスが一致しているとは限らない。このため、これら2つの超音波画像データ群をそのまま用いて比較パラメータを算出しても、比較パラメータを正確に算出することは難しかった。

【0099】

これに対して、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、第1の超音波画像データ群に含まれる第1の超音波画像データにおける複数の構成点のアドレスと、第2の超音波画像データ群に含まれる複数の超音波画像データのうち第1の超音波画像データと同一時相の第2の超音波画像データにおける複数の構成点のアドレスとの位置合わせを行う。そして、超音波診断装置1は、位置合わせを行った2つの超音波画像データ群について、比較パラメータを算出する。このため、超音波診断装置1は、異なる2つの超音波画像データ群について算出された運動情報を比較する場合に、比較結果をより正確に算出することができる。

10

【0100】

また、例えば、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、異なる2つの超音波画像データ群にそれぞれ含まれる超音波画像データそれぞれについて、複数の構成点の位置のうち基準となる基準位置を示すマーカをモニタ13に表示させる。そして、超音波診断装置1は、表示したマーカによって操作者から各基準位置を変更する指示を受け付け、指示によって変更された基準位置に応じて各超音波画像データにおける複数の構成点のアドレスを変更することで、各超音波画像データの位置合わせを行う。このため、操作者は、簡易な操作で各超音波画像データ群の位置合わせを行うことができる。

20

【0101】

また、例えば、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、操作者からの指示によって基準位置が変更されるごとに、変更された基準位置を含む断面を表す超音波画像データをモニタ13に表示させる。このため、操作者は、処理対象となる2つの超音波画像データ群について、基準位置の断層像を確認しながら基準位置を変更させることができるので、基準位置の断層像同士が一致する位置を容易に指定することができる。

30

【0102】

(第2の実施形態)

第1の実施形態では、超音波診断装置1が異なる2つの超音波画像データ群に含まれる同一時相のフレームの運動情報から比較パラメータを算出する場合を説明した。そこで、第2の実施形態では、超音波診断装置1が、複数フレームに跨る時系列の比較パラメータを算出する場合を説明する。

【0103】

図7は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図7に示すように、第2の実施形態に係る超音波診断装置1は、図1に示した超音波診断装置1と比較して、同期部184を有する点と、比較結果算出部182における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について説明することとし、同様の点については説明を省略する。

40

【0104】

第2の実施形態に係る同期部184は、異なる2つの超音波画像データ群のうち、一方の超音波画像データ群に含まれる所定期間と、もう一方の超音波画像データ群において所定期間に対応する期間とを同期させる。

【0105】

例えば、同期部184は、位置合わせ部181による位置合わせが行われた後に、異なる2つのボリュームデータ群のうち、少なくとも1つ以上の所定の心時相について同期を行う。ここで言う所定の心時相とは、所定の区間であり、収縮期、拡張期、一心周期等の

50

期間に対応する。

【0106】

図8から図11は、第2の実施形態に係る同期部184の処理を説明するための図である。図8には、ストレス負荷前のポリウムデータ群のフレームレートと、ストレス負荷後のポリウムデータ群のフレームレートを例示する。また、図9には、図8に示した2つのポリウムデータ群をR-E S区間で同期させた場合を例示する。また、図10には、図8に示した2つのポリウムデータ群をR-R区間で同期させた場合を例示する。また、図11には、図8に示した2つのポリウムデータ群をR-E S区間及びE S-R区間でそれぞれ同期させた場合を例示する。なお、R-E S区間とは、心電図におけるR波から次の収縮末期(E S: End Systole)までの区間を示す。また、R-R区間とは、R波から次のR波までの区間を示す。また、E S-R区間とは、収縮末期から次のR波までの区間を示す。

10

【0107】

図8に示すように、異なる2つの超音波画像データ群において、複数フレームに跨って同一の時間に同一時相のフレームが存在するとは限らない。例えば、ストレス負荷前とストレス負荷後で被検体Pの心拍数が変化した場合や、超音波画像データ群を収集するフレームレートが異なる場合等には、複数フレームに跨って同一の時間に同一時相のフレームが存在するとは限らない。具体的には、図8に示す例では、2つのポリウムデータ群について、一心周期の最初のR波の時間を一致させたとしても、その後、複数フレームに跨って同一の時間に一致するフレームは存在しない。そこで、第2の実施形態に係る同期部184は、図9から図11に示すように、異なる2つの超音波画像データ群を、一心周期のうちの所定区間について同期させる。

20

【0108】

図9に示すように、例えば、同期部184は、一心周期のうちのR-E S区間について、ストレス負荷前のフレームレートにストレス負荷後のフレームレートを同期させる。これにより、ストレス負荷前の各フレームに対して、同一の時間に同一時相のフレームがストレス負荷後のポリウムデータ群にあれば、比較結果算出部182によって比較可能となる。また、同一の時間に同一時相のフレームがストレス負荷後のポリウムデータ群に無ければ、同期部184は、ストレス負荷前のフレームに最も近いフレームを対応付けたり、ストレス負荷前のフレームに対応するフレームを補間したりする。フレームを補間する場合には、例えば、同期部184は、補間する時間の前後のフレームの運動情報の平均値又は重み付け平均値を算出し、これを補間フレームとして利用する。

30

【0109】

また、例えば、同期部184は、図10に示すように、一心周期のうちのR-R区間について、ストレス負荷前のフレームレートにストレス負荷後のフレームレートを同期させても良い。また、例えば、同期部184は、図11に示すように、一心周期のうちのR-E S区間及びE S-R区間それぞれについて、ストレス負荷前のフレームレートにストレス負荷後のフレームレートを同期させる。なお、同期部184は、図10及び図11に示した場合にも、図9で説明したように、同一の時間のフレームがストレス負荷後のポリウムデータ群に無ければ、同期部184は、ストレス負荷前のフレームに最も近いフレームを対応付けたり、ストレス負荷前のフレームに対応するフレームを補間したりしても良い。

40

【0110】

このように、同期部184は、異なる2つのポリウムデータ群のうち、R-E S区間、R-R区間、E S-R区間等の所定の心時相について同期を行う。そして、同期部184は、同期を行った2つのポリウムデータ群を比較結果算出部182へ出力する。

【0111】

第2の実施形態に係る比較結果算出部182は、同期部184による同期が行われた後に、異なる2つの超音波画像データ群に含まれる同一期間の超音波画像データの運動情報を比較し、比較パラメータを算出する。

50

## 【0112】

例えば、比較結果算出部182は、同期部184によって同期された所定の心時相に含まれる複数フレームに跨って時系列の比較パラメータを算出する。具体的に、比較結果算出部182は、下記の式(4)から式(6)のうち少なくとも一つを用いることで、比較パラメータを算出する。

$$V\_endo\_2(t_2, h, d) / V\_endo\_1(t_1, h, d) \cdots (4)$$

$$V\_endo\_2(t_2, h, d) - V\_endo\_1(t_1, h, d) \cdots (5)$$

$$\{V\_endo\_2(t_2, h, d) - V\_endo\_1(t_1, h, d)\} / V\_endo\_1(t_1, h, d) \cdots (6)$$

## 【0113】

なお、 $t_2$ は、 $V\_endo\_2$ が有する時相のうち、同期部184によって $t_1$ に同期された時相に対応する。比較結果算出部182は、上記の式(1)から式(3)までのうち少なくとも一つを選択し、同期部184によって同期された所定の心時相に含まれる各フレームに跨って比較パラメータを算出する。

## 【0114】

このように、第2の実施形態に係る超音波診断装置1は、位置合わせが行われた後に、所定の心時相について同期を行い、同期した所定の心時相に含まれる各フレームに跨って比較パラメータを算出することで、時系列の比較パラメータを算出することができる。

## 【0115】

(第3の実施形態)

さて、これまで第1及び第2の実施形態について説明したが、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。

## 【0116】

例えば、上述した実施形態では、超音波プローブ11によって収集された3次元のボリュームデータについて位置合わせを行う場合を説明したが、必ずしも3次元のボリュームデータでなくても良い。例えば、異なる2つの2次元の短軸画像が取得される場合に、各短軸画像上に基準位置を示すマーカを表示させ、位置合わせを行っても良い。

## 【0117】

また、上記の画像処理方法が適用される臓器は、心臓に限らず、心周期に同期して拡張と収縮を繰り返す頸動脈等の動脈血管であっても良い。

## 【0118】

また、上記の画像処理方法は、X線診断装置や、X線CT装置、MRI装置等、テンプレートマッチング処理により関心領域の追跡が可能な医用画像データの2次元又は3次元の動画データに対して適用される場合であっても良い。すなわち、上記の第1及び第2の実施形態で説明した画像処理方法は、超音波診断装置以外の医用画像診断装置で行なわれる場合であっても良い。また、上記の画像処理方法は、医用画像診断装置とは独立に設置された画像処理装置により実行される場合であっても良い。

## 【0119】

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

## 【0120】

また、上記の実施形態及び変形例で説明した画像処理方法は、あらかじ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。この画像処理プログラムは、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、この画像処理プログラムは、ハ

10

20

30

40

50

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。

【0121】

以上、説明した少なくともひとつの実施形態によれば、比較結果をより正確に算出することができる。

【0122】

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

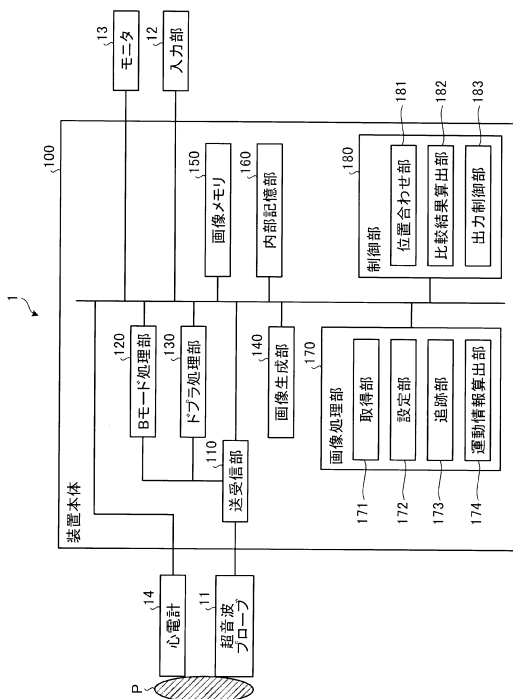
【符号の説明】

【0123】

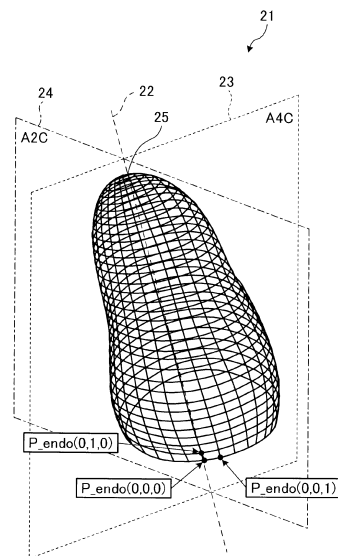
- 1 超音波診断装置
- 170 画像処理部
- 171 取得部
- 172 設定部
- 173 追跡部
- 174 運動情報算出部
- 180 制御部
- 181 位置合わせ部
- 182 比較結果算出部
- 183 出力制御部

20

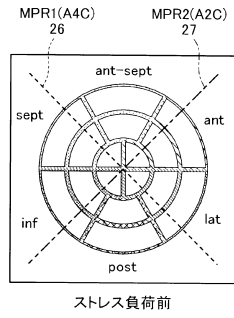
【図1】



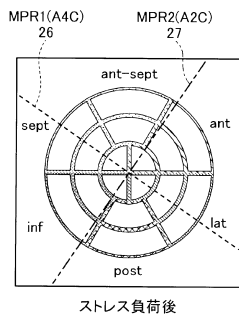
【図2】



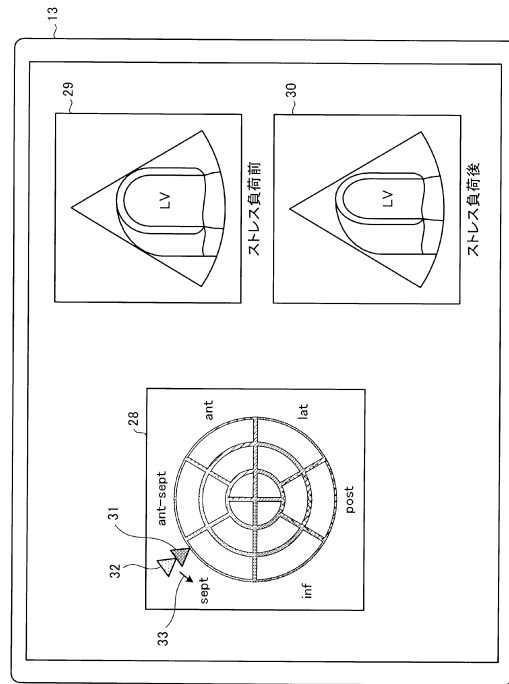
【図3A】



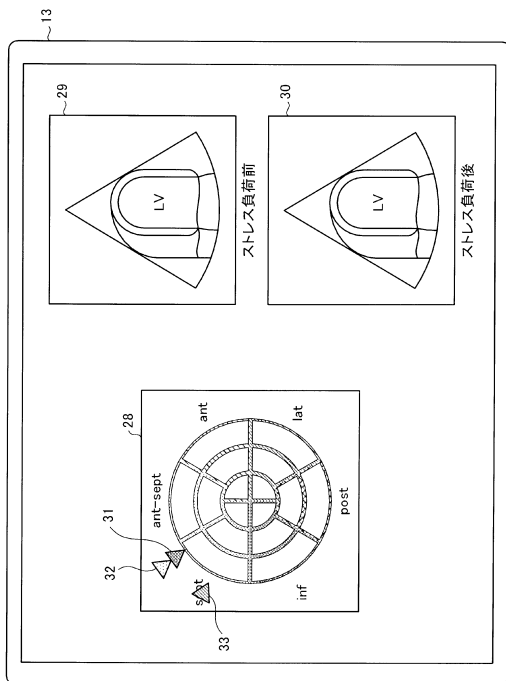
【図3B】



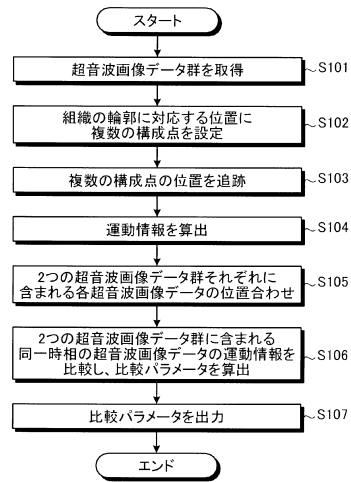
【図4】



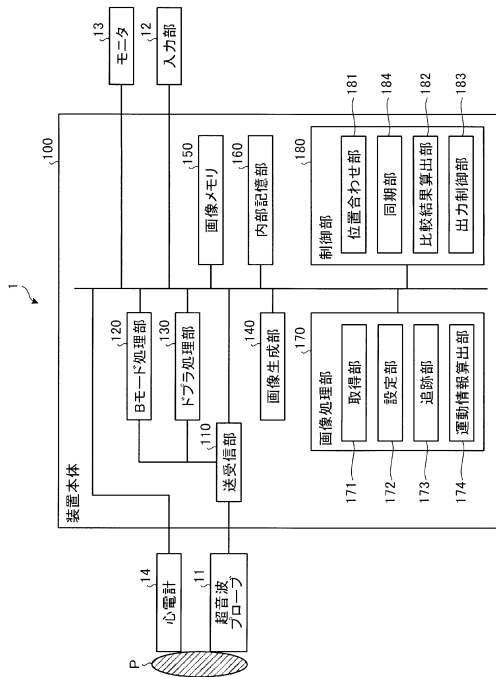
【図5】



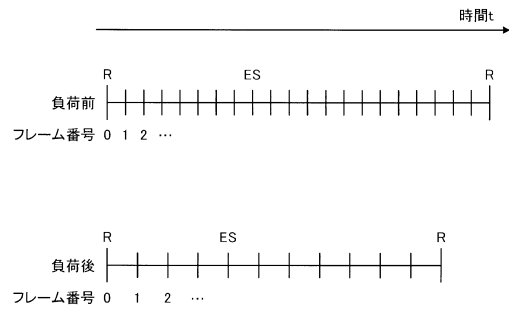
【図6】



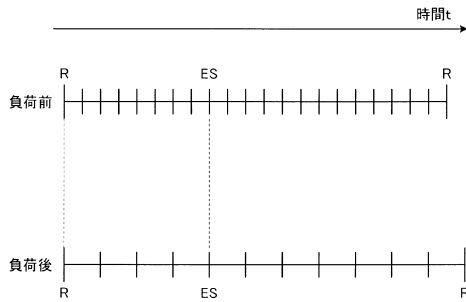
【図7】



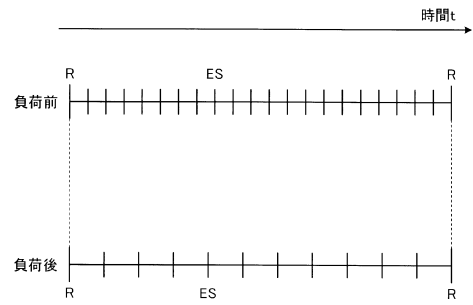
【図8】



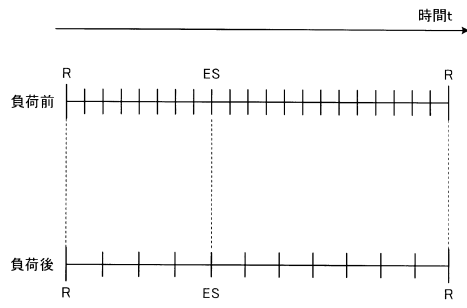
【図9】



【図10】



【図 11】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-177494(JP,A)  
特開2011-104432(JP,A)  
特開2012-055765(JP,A)  
特開2007-202957(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15  
A61B 5/00 - 5/01  
A61B 5/055  
A61B 6/00 - 6/14

专利名称(译)	医学图像诊断设备，医学图像处理设备和控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP6125281B2</a>	公开(公告)日	2017-05-10
申请号	JP2013044777	申请日	2013-03-06
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大内啓之 阿部康彦		
发明人	大内 啓之 阿部 康彦		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5284 A61B8/0883 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/5292 G06T7/0012 G06T7/215 G06T2207 /10016 G06T2207/10136 G06T2207/30048 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/FF08 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC33 4C601 /KK21		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2014171556A5 JP2014171556A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

本发明的一个目的是能够更准确地计算出比较的结果。一种超声波诊断装置包括一定位部，和一个比较结果计算单元。定位单元，将多个设定在对应于在超声波图像数据中的组织的轮廓的位置点的第一地址，包括在第1超声波图像数据组中的第二超声波图像数据组更基于在所述第一超声波图像数据的多个点和所述超声波图像数据的同时相的第二超声波图像数据的地址，包括在所述第一超声波图像数据组对准包括在每个超声波图像数据的各超声波图像数据和包括在所述第二超声波图像数据组。比较结果计算单元比较表示的同时包括所述第一和第二超声波图像数据组中的相位的超声波图像数据中的组织的运动的运动信息，并且计算所述比较结果。点域1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6125281号 (P6125281)
(45) 発行日 平成29年5月10日(2017.5.10)	(24) 登録日 平成29年4月14日(2017.4.14)	
(51) Int. Cl. A61B 8/08 (2006.01)	F 1 A61B 8/08	
請求項の数 8 (全 24 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-44777(P2013-44777)	(73) 特許権者 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	
(22) 出願日 平成25年3月6日(2013.3.6)	(74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所	
(65) 公開番号 特開2014-171556(P2014-171556A)	(72) 発明者 大内 啓之 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	
(43) 公開日 平成26年9月22日(2014.9.22)	(72) 発明者 阿部 康彦 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
審査請求日 平成28年2月15日(2016.2.15)	審査官 樋熊 政一	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置、医用画像処理装置及び制御プログラム		