

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6411183号  
(P6411183)

(45) 発行日 平成30年10月24日(2018.10.24)

(24) 登録日 平成30年10月5日(2018.10.5)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08

請求項の数 9 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2014-230995 (P2014-230995)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成26年11月13日(2014.11.13)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2016-93302 (P2016-93302A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成28年5月26日(2016.5.26)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成29年11月9日(2017.11.9)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(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
		審査官	森口 正治
		(56) 参考文献	特開2004-202131(JP, A )

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の組織を撮影した3次元医用画像データを取得する取得部と、  
 前記3次元医用画像データに、右心室、右室流入部、及び右室流出部を含む設定領域を設定する設定部と、  
 前記設定領域について、前記右室流入部及び前記右室流出部のうち少なくとも一方における輪状の境界位置により、前記右心室に対応する関心領域とそれ以外の領域とに分け、前記3次元医用画像データから、前記関心領域と前記それ以外の領域とを区別した画像を生成する生成部と、  
 前記関心領域に関する容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を算出する算出部と、  
前記関心領域と前記それ以外の領域とを区別した画像を表示させ、前記画像における前記関心領域に対して算出した情報を表示させる表示制御部と、  
前記画像上で前記輪状の境界位置を変更する旨の指示を操作者から受け付け、前記指示に応じて前記輪状の境界位置を変更する変更部と  
 を備え、  
前記生成部は、変更された前記輪状の境界位置に基づいて、変更された関心領域を含む画像を再生成し、  
前記表示制御部は、再生成された画像における前記変更された関心領域に対し、容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を表示させる、  
 医用画像診断装置。

10

20

## 【請求項 2】

前記算出部は、前記変更部による変更に応じて、前記情報の再算出を行い、

前記表示制御部は、前記再生成された画像に、前記関心領域に対し前記再算出された情報を表示させる、請求項 1 に記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 3】

前記設定部は、前記輪状の境界位置を、前記組織の少なくとも一部の概形を示す複数の位置のいずれかを通してに設定し、

前記変更部は、前記輪状の境界位置を、前記複数の位置のいずれかを通してに変更する、請求項 2 に記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 4】

前記取得部は、前記組織として心臓の少なくとも一部が撮影された 3 次元医用画像データを、少なくとも 1 心拍分取得し、

前記算出部は、前記取得部によって取得された少なくとも 1 心拍分の 3 次元医用画像データに含まれる 3 次元医用画像データ同士のパターンマッチングを含む処理により、前記情報を算出する、請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 5】

前記生成部は、前記設定領域と前記関心領域とを、それぞれ異なるカラーコードで表示する、請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 6】

前記生成部は、前記関心領域を前記情報に基づくカラーコードで表示し、前記それ以外の領域をワイヤースケッチで表示する、請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 7】

前記 3 次元医用画像データは、超音波の送受信によって生成された 3 次元の超音波画像データである、請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の医用画像診断装置。

## 【請求項 8】

被検体の組織を撮影した 3 次元医用画像データを取得する取得部と、

前記 3 次元医用画像データに、右心室、右室流入部、及び右室流出部を含む設定領域を設定する設定部と、

前記設定領域について、前記右室流入部及び前記右室流出部のうち少なくとも一方における輪状の境界位置により、前記右心室に対応する関心領域とそれ以外の領域とに分け、前記 3 次元医用画像データから、前記関心領域と前記それ以外の領域とを区別した画像を生成する生成部と、

前記関心領域に関する容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を算出する算出部と、前記関心領域と前記それ以外の領域とを区別した画像を表示させ、前記画像における前記関心領域に対して算出した情報を表示させる表示制御部と、

前記画像上で前記輪状の境界位置を変更する旨の指示を操作者から受け付け、前記指示に応じて前記輪状の境界位置を変更する変更部と

を備え、

前記生成部は、変更された前記輪状の境界位置に基づいて、変更された関心領域を含む画像を再生成し、

前記表示制御部は、再生成された画像における前記変更された関心領域に対し、容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を表示させる、

画像処理装置。

## 【請求項 9】

被検体の組織を撮影した 3 次元医用画像データを取得し、

前記 3 次元医用画像データに、右心室、右室流入部、及び右室流出部を含む設定領域を設定し、

前記設定領域について、前記右室流入部及び前記右室流出部のうち少なくとも一方における輪状の境界位置により、前記右心室に対応する関心領域とそれ以外の領域とに分け、

10

20

30

40

50

前記 3 次元医用画像データから、前記関心領域と前記それ以外の領域とを区別した画像を生成し、

前記関心領域に関する容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を算出し、

前記関心領域と前記それ以外の領域とを区別した画像を表示させ、前記画像における前記関心領域に対して算出した情報を表示させ、

前記画像上で前記輪状の境界位置を変更する旨の指示を操作者から受け付け、前記指示に応じて前記輪状の境界位置を変更し、

変更された前記輪状の境界位置に基づいて、変更された関心領域を含む画像を再生成し、

再生成された画像における前記変更された関心領域に対し、容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を表示させる、

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。

10

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明の実施形態は、医用画像診断装置、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、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指標を求める技術がある。例えば、超音波診断装置は、心臓の 3 次元の超音波画像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、心臓の運動指標を推定する。そして、超音波診断装置は、例えば、操作者により設定された関心領域に含まれる心臓（又は心室、心房等）の画像をレンダリング処理により生成して、推定した運動指標をカラーコード化してレンダリング画像に表示する。

20

#### 【先行技術文献】

#### 【非特許文献】

#### 【0003】

【非特許文献 1】Tomoyuki Takeguchi, Masahide Nishiura, Yasuhiko Abe, Hiroyuki Ohuchi, Tetsuya Kawagishi, 「Practical considerations for a method of rapid cardiac function analysis based on three-dimensional speckle tracking in a three-dimensional diagnostic ultrasound system」, Journal of Medical Ultrasonics, April 2010, Vol. 37, Issue 2, pp 41 - 49

30

#### 【発明の概要】

40

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0004】

本発明が解決しようとする課題は、3 次元画像に設定された関心領域の境界周辺の様子を容易に把握することができる医用画像診断装置、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】

#### 【0005】

実施形態の医用画像診断装置は、取得部と、設定部と、生成部と、算出部と、表示制御部と、変更部とを備える。取得部は、被検体の組織を撮影した 3 次元医用画像データを取得する。設定部は、前記 3 次元医用画像データに、右心室、右室流入部、及び右室流出部

50

を含む設定領域を設定する。生成部は、前記設定領域について、前記右室流入部及び前記右室流出部のうち少なくとも一方における輪状の境界位置により、前記右心室に対応する関心領域とそれ以外の領域とに分け、前記３次元医用画像データから、前記関心領域と前記それ以外の領域とを区別した画像を生成する。算出部は、前記関心領域に関する容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を算出する。表示制御部は、前記関心領域と前記それ以外の領域とを区別した画像を表示させ、前記画像における前記関心領域に対して算出した情報を表示させる。変更部は、前記画像上で前記輪状の境界位置を変更する旨の指示を操作者から受け付け、前記指示に応じて前記輪状の境界位置を変更する。生成部は、変更された前記輪状の境界位置に基づいて、変更された関心領域を含む画像を再生成する。表示制御部は、再生成された画像における前記変更された関心領域に対し、容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を表示させる。

10

【図面の簡単な説明】

【０００６】

【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の実施形態に係る算出部１７２により設定される構成点について説明するための図である。

【図３Ａ】図３Ａは、第１の実施形態に係る表示制御部１７５により表示される表示画面の一例を示す図である。

【図３Ｂ】図３Ｂは、第１の実施形態に係る表示制御部１７５により表示される表示画面の一例を示す図である。

20

【図４Ａ】図４Ａは、第１の実施形態に係る変更部１７６の処理を説明するための図である。

【図４Ｂ】図４Ｂは、第１の実施形態に係る変更部１７６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】図６は、第１の実施形態の変形例に係る変更部１７６の処理を説明するための図である。

【図７】図７は、その他の実施形態に係る画像処理システムの構成例を示す図である。

30

【発明を実施するための形態】

【０００７】

以下、図面を参照して、実施形態に係る医用画像診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムを説明する。

【０００８】

なお、以下では、実施形態が、医用画像診断装置の一例として、超音波診断装置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、Ｘ線診断装置、Ｘ線ＣＴ（Computed Tomography）装置、ＭＲＩ（Magnetic Resonance Imaging）装置、ＳＰＥＣＴ（Single Photon Emission Computed Tomography）装置、ＰＥＴ（Positron Emission Tomography）装置、ＳＰＥＣＴ装置とＸ線ＣＴ装置とが一体化されたＳＰＥＣＴ－ＣＴ装置、ＰＥＴ装置とＸ線ＣＴ装置とが一体化されたＰＥＴ－ＣＴ装置、ＰＥＴ装置とＭＲＩ装置とが一体化されたＰＥＴ－ＭＲＩ装置、若しくはこれらの装置を複数含む装置群等に適用される場合であってもよい。

40

【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、入力部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

50

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ング材等を有する。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。

10

#### 【0012】

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 4 D プローブや 2 D 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。メカニカル 4 D プローブは、1 D 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、2 D 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信することで 2 次元走査が可能である。

20

#### 【0013】

入力部 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部 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。

30

#### 【0015】

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。なお、3 次元の超音波画像データは、「3 次元医用画像データ」若しくは「ボリュームデータ」の一例である。

40

#### 【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、制御部 170 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

50

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、パルスは、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。

【0019】

なお、送受信部 110 は、後述する制御部 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により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0021】

送受信部 110 は、被検体 P の 2 次元領域を走査する場合、超音波プローブ 11 から 2 次元方向に超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 110 は、超音波プローブ 11 が受信した反射波信号から 2 次元の反射波データを生成する。また、送受信部 110 は、被検体 P の 3 次元領域を走査する場合、超音波プローブ 11 から 3 次元方向に超音波ビームを送信させる。そして、送受信部 110 は、超音波プローブ 11 が受信した反射波信号から 3 次元の反射波データを生成する。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

ブラ画像データは、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、ドブラ処理部 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。

#### 【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、ポディーマーク等を合成する。

10

#### 【0028】

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ブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。

#### 【0029】

20

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、ドブラ処理部 130 が生成した3次元のドブラデータに対して座標変換を行うことで、3次元ドブ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次元ドブラ画像データ」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。

#### 【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う。画像生成部 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、画像生成部 140 が行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」を行う処理や、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、画像生成部 140 が行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）処理やサーフェスレンダリング（SR：Surface Rendering）処理がある。

30

#### 【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。

40

#### 【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。後述する制御部 170 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うための制御プログラ

50

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。

#### 【0034】

制御部170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170は、入力部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及び画像生成部140の処理を制御する。また、制御部170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ー13にて表示するように制御する。

10

#### 【0035】

また、制御部170は、周期的に運動する組織の運動指標（運動情報）を提供する。例えば、制御部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指標を算出する。そして、制御部170は、生成した運動指標を、画像メモリ150や内部記憶部160に格納する。なお、制御部170が運動指標を算出する処理については、後述する。

20

#### 【0036】

ところで、従来の技術では、3次元画像に設定された関心領域の境界周辺の様子を把握するのが難しい場合がある。例えば、右心室（RV：Right Ventricle）が関心領域として3次元的に表示される場合、右心室へ血流が流入する流入部は、三尖弁を境界として除外され、右心室から血流が流出する流出部は、肺動脈弁を境界として除外され、右心室のみが表示される。このような場合、三尖弁や肺動脈弁の境界周辺の様子を把握するのが難しい。

#### 【0037】

また、関心領域の境界周辺の様子を把握するのが難しい場合や、画質依存により境界位置が解りにくい場合には、関心領域の境界を変更できれば有用であると考えられる。しかしながら、従来の技術では、解析結果が表示された状態において境界位置を変更することができず、境界位置の入力設定まで戻る手間を要していた。

30

#### 【0038】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、3次元画像に設定された関心領域の境界周辺の様子を容易に把握するために、以下の構成を備える。

#### 【0039】

第1の実施形態に係る制御部170は、取得部171と、算出部172と、設定部173と、生成部174と、表示制御部175と、変更部176とを備える。

#### 【0040】

なお、以下では、制御部170が心臓の壁運動解析を行って心臓壁の運動指標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、制御部170は、壁運動解析に限らず、心筋の容積や心腔内の容積に関する情報を算出することも可能である。

40

#### 【0041】

取得部171は、連結された複数の関心領域を含む被検体の部位を撮影した3次元医用画像データを取得する。ここで、本実施形態において被検体の部位に含まれる複数の関心領域とは、例えば、右心室、右心室へ血液を流入させる右室流入部、及び右心室から血液を流出させる右室流出部を含む。例えば、取得部171は、部位として心臓の少なくとも一部が撮影された3次元医用画像データを、少なくとも1心拍分取得する。

50

## 【 0 0 4 2 】

例えば、操作者は、セクタプローブにより、被検体 P の右心室の周囲（右心室、右室流入部、及び右室流出部）の領域の 3 次元走査を行って、心筋が描出された 3 次元の超音波画像データの動画像データの撮影を行う。この動画像データは、例えば、B モードで収集された時相ごとの超音波画像データを含む超音波画像データ群である。ここで、「時相」とは、心臓の周期的な運動における任意の 1 時点（タイミング）を指し、「心時相」とも称される。

## 【 0 0 4 3 】

そして、画像生成部 1 4 0 は、右心室の周囲の動画像データを生成し、生成した動画像データを画像メモリ 1 5 0 に格納する。そして、操作者は、処理対象の区間として、例えば、心電図における R 波から次の R 波までの 1 心拍分の区間を設定する。なお、本実施形態は、処理対象の区間が 2 心拍分の区間や 3 心拍分の区間として設定される場合であっても適用可能である。

10

## 【 0 0 4 4 】

そして、取得部 1 7 1 は、例えば、超音波画像データ群を画像メモリ 1 5 0 から取得する。この超音波画像データ群は、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 3 次元の超音波画像データ（ボリュームデータ）を含む。

## 【 0 0 4 5 】

なお、第 1 の実施形態では、典型的なスペckルトラッキング法への適用例を説明するため、複数時相に亘るボリュームデータを取得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、取得部 1 7 1 は、1 時相に対応するボリュームデータを取得してもよい。したがって、例えば、取得部 1 7 1 は、拡張末期（End-systole）又は収縮末期（End-Diastole）に対応する 1 時相のボリュームデータを取得してもよい。

20

## 【 0 0 4 6 】

また、第 1 の実施形態では、取得部 1 7 1 が、右心室が撮影された 3 次元の超音波画像データを取得して、以下の処理に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、取得部 1 7 1 が取得する 3 次元の超音波画像データは、左心室が撮影されたものでもよいし、心臓全体、或いは心臓以外の他の部位が撮影されたものであってもよい。

## 【 0 0 4 7 】

30

また、第 1 の実施形態では、3 次元医用画像データとして、超音波の送受信によって生成された 3 次元の超音波画像データが用いら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、3 次元医用画像データは、X 線診断装置、X 線 CT 装置、MRI 装置、SPECT 装置、PET 装置、SPECT 装置と X 線 CT 装置とが一体化された SPECT - CT 装置、PET 装置と X 線 CT 装置とが一体化された PET - CT 装置、PET 装置と MRI 装置とが一体化された PET - MRI 装置、若しくはこれらの装置を複数含む装置群等、超音波診断装置とは異なる医用画像診断装置によって生成された 3 次元医用画像データであってもよい。

## 【 0 0 4 8 】

算出部 1 7 2 は、3 次元医用画像データから、所定領域について、容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を算出する。例えば、算出部 1 7 2 は、取得部 1 7 1 によって取得された少なくとも 1 心拍分の 3 次元医用画像データに含まれる 3 次元医用画像データ同士のパターンマッチングを含む処理により、容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を算出する。

40

## 【 0 0 4 9 】

まず、算出部 1 7 2 は、3 次元医用画像データ群に対して複数の関心領域を設定する。なお、本実施形態において設定される複数の関心領域とは、例えば、右心室、右室流入部、及び右室流出部を含み、これらの領域は互いに連結されているので、実質的には 1 つの関心領域を設定することに相当する。具体的には、これら複数の領域は、例えば、右心室および連結する組織全体に関する境界検出手段や、用手的な境界位置の設定手段に基づく

50

、境界のセグメンテーションにより設定される。なお、右室流入部は、三尖弁を含む管状構造物であり、右室流出部は、肺動脈弁を含む管状構造物である。

【 0 0 5 0 】

続いて、算出部 1 7 2 は、複数の関心領域が設定された 3 次元医用画像データにおいて、右心室の概形を示す複数の位置に対して各位置を識別する識別情報を設定する。例えば、算出部 1 7 2 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右心室の輪郭（表面）に対応する位置に、アドレスが付与された追跡点を複数設定する。ここで、追跡点は、局所領域の運動指標を算出するために経時的に追跡される点であり、局所領域の輪郭を構成する構成点である。また、アドレスは、各追跡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追跡点の位置に基づいて定義される。なお、アドレスは、番号に限らず、例えば、文字、記号等、各追跡点の位置を識別可能な識別情報であればよい。

10

【 0 0 5 1 】

なお、ここでは、一例として、右心室の内膜に対して以下の処理が実行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、内膜に限らず、外膜若しくは内膜と外膜の中間層に対して以下の処理が実行されてもよい。また、算出部 1 7 2 は、例えば、右心室に限らず、左心室や左心房、右心房、若しくは心臓全体等、任意の所定領域に対して以下の処理が実行されてもよい。なお、本実施形態では、算出部 1 7 2 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。

20

【 0 0 5 2 】

例えば、操作者は、取得部 1 7 1 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、算出部 1 7 2 は、指定された心時相における心臓のボリュームデータに対して、右心室への血液の流入を行うための第 1 部位の心筋領域の輪郭線を、第 1 部位の軸に沿った断面を用いて入力し、補間処理によって、第 1 部位を近似した 3 次元形状を設定する。

【 0 0 5 3 】

次に、算出部 1 7 2 は、上記所定時相に対応するボリュームデータに対して、右心室からの血液の流出を行うための第 2 部位の心筋領域の輪郭線を、第 2 部位の軸に沿った断面像で入力し、補間処理によって、第 2 部位を近似した 3 次元形状を設定する。

30

【 0 0 5 4 】

更に、算出部 1 7 2 は、近似された第 1 部位の三次元形状及び第 2 部位の三次元形状を用いて、第 1 部位及び第 2 部位を含む心室の三次元心筋形状をボリュームデータに設定する。その結果、例えば、図 2 に示す様に、第 1 部位 V I の三次元形状、第 2 部位 V O の三次元形状を含む心室の三次元心筋形状 V E が設定（或いは抽出）されることになる。

【 0 0 5 5 】

この際に、算出部 1 7 2 は、心臓の内膜の 3 次元における初期輪郭を構成する複数の構成点（図 2 のメッシュ表示においては、各メッシュの交点の位置に対応する）に対して、アドレスをそれぞれ付与する。例えば、算出部 1 7 2 は、心臓の内膜の各構成点の位置を  $P\_e n d o ( t , h , d )$  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（高さ）のアドレス番号を表し、 $d$  は、円周方向（方位）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ので、 $t = 0$  である。また、図 2 は、第 1 の実施形態に係る算出部 1 7 2 により設定される構成点について説明するための図である。

40

【 0 0 5 6 】

算出部 1 7 2 は、円周方向の基準位置として、例えば第 1 部位（三尖弁側）の端部を設定し、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、 $P\_e n d o ( 0 , h , 0 )$  と表される。そして、算出部 1 7 2 は、基準位置の構成点が

50

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、算出部172は、3次元の初期輪郭のうち、心尖部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、算出部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。

【0057】

そして、算出部172は、複数の構成点を設定された初期時相における超音波画像データと、次の時相における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。

10

【0058】

例えば、算出部172は、ボリウムデータ群に含まれるフレーム $t = 0$ のボリウムデータに対して、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。具体的には、算出部172は、複数の構成点を設定済みのフレームのボリウムデータと、そのフレームと隣り合うフレームのボリウムデータとの間で、繰り返しパターンマッチングを行う。すなわち、算出部172は、 $t = 0$ のボリウムデータにおける心臓の内膜の各構成点 $P\_endo(0, h, d)$ を起点として、 $t = 1, 2, 3 \dots$ の各フレームのボリウ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。この結果、算出部172は、1心拍分の区間に含まれる各フレームについて、心臓の内膜を構成する各構成点の座標情報を求める。

20

【0059】

そして、算出部172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指標を算出する。

【0060】

ここで、算出部172によって算出される運動指標の代表例としては、例えば、各構成点の1フレームごとの局所心筋変位[mm]、2点間の距離の変化率である局所心筋ストレイン[%]、或いはこれらの時間変化である局所心筋速度[cm/s]及び局所心筋ストレインレート[1/s]等が挙げられる。しかしながら、運動指標は、これらのパラメータに限定されるものではなく、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よい。例えば、これらの運動指標は、成分分離されてもよい。右心室の場合には、例えば、長軸(Longitudinal)方向に成分分離されたLongitudinal Strain(LS)や、円周(Circumferential)方向に成分分離されたCircumferential Strain(CS)等の指標が用いられる。これらの指標は、右心室の2次元画像(長軸像や短軸像)を用いた2次元のスペクルトラッキング法により算出される。また、3次元のスペクルトラッキング法においては、局所的な面積変化率(AC: Area Change ratio)が定義されてもよい。ACは成分分離が不要であるため、右心室のように複雑な形状であっても安定的な解析を可能にする。

30

40

【0061】

また、右心室の機能評価のために臨床で良く用いられている運動指標としては、Mモードで計測するTAPSE(三尖弁輪収縮期移動量)がある。Mモードは1次元の解析であるため、TAPSEでは三尖弁輪付近の一部について、超音波プローブの方向へ向かう変位成分が観察される。一方、3次元スペクルトラッキング法であれば、右心室の全領域をカバーする変位の情報が得られる。この際の変位の方向としては、関心領域(右心室)を基準とした長軸方向や、壁厚(Radial)方向の変位成分が検出可能である。また、右心室の複雑な形状に左右されにくい指標として、方向への成分分離を行わない移動距離 $D$ ( $D = \sqrt{(P_x(n) - P_x(n_0))^2 + (P_y(n) - P_y(n_0))^2 + (P_z(n) - P_z(n_0))^2}$ )を用いてもよい。ただし、 $(P_x(n), P_y$

50

( $n$ ),  $P_z(n)$ )は追跡点 $P$ の位置を示し、 $n$ は時相を示し、 $n_0$ は基準時相を示す。

#### 【0062】

なお、算出部172によって算出された運動指標は、算出に用いた各構成点(追跡点)に与えられる。具体的には、例えば、心臓の内膜の各構成点から算出される運動指標は、 $V_{\text{endo}}(t, h, d)$ と定義される。そして、算出部172は、算出した運動指標をボリュームデータ群ごとに画像メモリ150に格納する。

#### 【0063】

また、算出部172は、心臓のポンプ機能の指標として、容積を算出する。例えば、算出部172は、右心室を含む関心領域の容積を算出する。なお、算出部172が容積を算出する場合の領域は、適宜変更可能である。

10

#### 【0064】

このように、算出部172は、超音波画像データ群について、心臓の容積及び運動指標の少なくとも一方を含む情報を算出する。

#### 【0065】

設定部173は、複数の関心領域に設定された少なくとも1つの境界位置により、複数の関心領域が連結された領域に、第1の関心領域と、第1の関心領域以外の第2の関心領域とを設定する。

#### 【0066】

例えば、設定部173は、算出部172によって設定された複数の関心領域において、境界位置を指定する旨の入力を操作者から受け付ける。そして、設定部173は、受け付けた入力により指定された境界位置に含まれる領域を、第1の関心領域として設定する。ここで、設定部173は、境界位置を、算出部172によって設定された構成点のいずれかを通して設定する。この結果として、設定部173は、複数の関心領域を、第1の関心領域と、第1の関心領域以外の第2の関心領域とに分割する。

20

#### 【0067】

具体的には、設定部173は、右心室、右室流入部(第1部位)、及び右室流出部(第2部位)を含む複数の関心領域において、右室流入部における任意の輪状の位置と、右室流出部における任意の輪状の位置とをそれぞれ境界位置として指定する旨の入力を受け付ける。そして、設定部173は、これらの境界位置により囲まれる右心室を含む領域を第1の関心領域として設定し、これらの境界位置より外側の管状構造物を第2の関心領域として設定する。

30

#### 【0068】

なお、ここでは、設定部173が、操作者が手動的に設定した境界位置により第1の関心領域を設定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、境界位置がプリセットされており、設定部173は、プリセットの境界位置を用いて第1の関心領域を設定してもよい。このプリセットの境界位置は、例えば、管状構造物の径、或いはパターンマッチング等により認識される構造物(例えば、三尖弁や肺動脈弁)の位置等によって定義されている。また、上記の例は一例に過ぎず、例えば、第1の関心領域は、左心室であってもよいし、第2の関心領域は、左心房や管状構造物以外のものであってもよい。

40

#### 【0069】

生成部174は、3次元医用画像データから、複数の関心領域を含み、第1の関心領域と、第2の関心領域とを区別した画像を生成する。例えば、生成部174は、複数の関心領域が第1の関心領域及び第2の関心領域に分割された3次元医用画像データに対して、SR処理を行って、SR画像を生成する。

#### 【0070】

例えば、生成部174は、三尖弁及び肺動脈弁を含む右心室の領域が第1の関心領域として設定され、その外部の領域が第2の関心領域として設定されたボリュームデータに対して、SR処理を行って、SR画像を生成する。ここで、生成部174は、第1の関心領

50

域については所定のカラーコードで表示し、第2の関心領域についてはワイヤースケッチで表示する。これにより、使用者は、SR画像等の3次元表示を閲覧する際に、右心室、三尖弁及び肺動脈弁を含む有効な領域である第1の関心領域を、その外部の領域(第2の関心領域)と区別して確認することが可能となる。

#### 【0071】

なお、ここでは、生成部174が第1の関心領域をカラーコードで表示し、第2の関心領域をワイヤースケッチで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、生成部174は、第1の関心領域と第2の関心領域とを、それぞれ異なるカラーコードで表示してもよい。この場合、例えば、生成部174は、第1の関心領域を運動指標に基づくカラーマップで表示し、カラーマップには無い色(灰色等)で第2

10

#### 【0072】

表示制御部175は、画像に、算出部172が算出した情報のうち、第1の関心領域の情報を表示させる。例えば、表示制御部175は、算出部172によって算出された容積及び運動指標の少なくとも一方を含む情報をカラーコードに変換し、生成部174によって生成された画像にマッピングする。例えば、表示制御部175は、この画像を1心拍分の動画データとしてモニタ13に表示する。なお、運動指標分布のマッピング法としては、内膜面をサーフェスレンダリングした3次元的な表示法が好適である。

#### 【0073】

図3A及び図3Bは、第1の実施形態に係る表示制御部175により表示される表示画面の一例を示す図である。図3Aは、表示制御部175により表示されるレンダリング画像の一例であり、図3Bは、表示制御部175により表示される時間変化曲線の一例である。

20

#### 【0074】

図3Aに示す例では、表示制御部175は、右心室、右室流入部、及び右室流出部を含む3つの関心領域が連結した連結領域30のレンダリング画像を表示する。ここで、連結領域30は、右室流出部に設定された輪状の境界位置31と、右室流入部に設定された輪状の境界位置32とによって、第1の関心領域33と第2の関心領域34とに分割されている。この第1の関心領域33は、14個の領域に分割されている。表示制御部175は、この第1の関心領域33に、上記の移動距離Dをカラーコード化して表示する。なお、

30

#### 【0075】

図3Bに示す例では、表示制御部175は、移動距離Dの時間変化曲線をグラフにより表示する。なお、ここでは、14個に分割された領域のうち、6個の領域が選択されてグラフとして表示されている。つまり、表示制御部175は、6個の領域それぞれに含まれる構成点の移動距離Dの平均値を、6つの時間変化曲線として表示する。なお、この値は、主にピーク値の程度評価やピークのタイミング評価の用途で広く用いられている。また、分割された各領域の運動指標の値を全ての領域で平均することで、心腔のポンプ機能を発生させるためのglobalな心筋機能の指標として用いることができる。

#### 【0076】

40

なお、図3A及び図3Bの例では表示される情報として移動距離Dが選択される場合を例示したが、これに限定されるものではない。例えば、表示制御部175は、算出部172によって算出される他の値を表示してもよい。また、図3Aの例では、右心室が14個の領域に分割される場合を例示したが、これに限定されるものではない。例えば、任意の個数に分割されてもよいし、分割されなくてもよい。

#### 【0077】

このように、表示制御部175は、画像に、算出部172が算出した情報のうち第1の関心領域の情報を表示させる。

#### 【0078】

変更部176は、操作者による指示を受け付けて、指示に応じて境界位置を変更する。

50

例えば、変更部 176 は、境界位置を、複数の位置のいずれかを通して変更する。

【0079】

図 4 A 及び図 4 B は、第 1 の実施形態に係る変更部 176 の処理を説明するための図である。図 4 A は、図 3 A の境界位置 32 の輪状レベルが変更された後のレンダリング画像の一例であり、図 4 B は、図 4 A に対応する移動距離 D の時間変化曲線の一例である。つまり、図 3 A ~ 図 4 B は、境界位置 32 の輪状レベルが、右室流入部の弁輪（三尖弁）位置（図 3 A 及び図 3 B）から右室流入部の端部（図 4 A 及び図 4 B）へ変更される場合の様子を例示する。なお、図 3 B 及び図 4 B に示した破線部は、Basal 部位に対応する 3 領域の移動距離 D のピーク値に対応する。

【0080】

まず、変更部 176 は、変更の対象となる境界位置を指定する旨の入力を受け付ける。例えば、図 3 A の例では、境界位置 31 及び境界位置 32 が変更の対象として指定可能に表示されている。例えば、キーボードの「I」キーが境界位置 32 に対応づけられており、キーボードの「O」キーが境界位置 31 に対応づけられている。この場合、例えば、キーボードの「I」キーが押下されると、変更部 176 は、変更の対象として境界位置 32 が指定されたものとして受け付ける。なお、変更部 176 は、指定された境界位置 32 の大きさ、形状、色等を調整することで、強調表示を行ってもよい。また、変更対象の指定は、これに限らず、例えば、マウスカーソルのカーソル位置とクリック操作により行われてもよい。

【0081】

次に、変更部 176 は、移動方向及び移動量の指定を受け付ける。例えば、移動方向及び移動量は、マウスホイールの回転方向と回転量に対応づけられている。この場合、操作者がマウスのホイールを上方向に一定量回転させると、変更部 176 は、境界位置 32 を上方向に所定距離移動させることが指定されたものとして受け付ける。なお、移動方向及び移動量は、これに限らず、例えば、キーボードの矢印キーの方向と押下回数に対応づけられていてもよい。

【0082】

そして、図 4 A に示すように、変更部 176 は、変更の指示に応じて、境界位置の輪状レベルを、アドレスが設定された位置（構成点）上で変更する。ここで、境界位置 32 が通る構成点 40 の位置が（h1、d1）であり、移動方向が上方向であり、移動量が「20」である場合を説明する。この場合、例えば、変更部 176 は、境界位置 32 が通る構成点の位置（h1、d1）を上方向に 20 アドレス分移動させる。つまり、変更部 176 は、構成点の位置の長軸方向の値に 20 を加算して、構成点の位置を（h1 + 20、d1）とする。これにより、変更部 176 は、境界位置 32 の長軸方向の位置を h1 + 20 とする。また、変更部 176 は、変更後の境界位置 32 に接続する境界線を引く。例えば、変更部 176 は、構成点 40 と、構成点 41 との最短経路を算出する。この場合、変更部 176 は、例えば、変更後の構成点 40 と接続される構成点 41 との最短経路であって、初期輪郭上を通る経路を求める。そして、変更部 176 は、求めた最短経路を通して、構成点 40 と構成点 41 とを結ぶ境界線を引く。

【0083】

そして、算出部 172 は、変更部 176 による変更に応じて、情報の再算出を行う。例えば、算出部 172 は、境界位置 32 を境界線とする 2 次元的な領域に含まれる運動指標の平均値や、境界位置 32 を境界線とする 3 次元的な領域の容積等が算出されていた場合には、それらの情報を再算出する。

【0084】

そして、生成部 174 は、変更部 176 による変更に応じて、画像（例えばレンダリング画像）の再生成を行う。そして、表示制御部 175 は、再生成された画像に、第 1 の関心領域の情報を表示させる。これにより、モニタ 13 に、図 4 A のレンダリング画像や図 4 B の時間変化曲線が表示される。

【0085】

10

20

30

40

50

例えば、図 4 B に示すように、表示制御部 175 は、境界位置が変更された後の 3 次元医用画像データを用いて、移動距離 D の時間変化曲線をグラフにより表示する。これにより、境界位置 32 の変更に応じて B a s a l 部位に対応する 3 領域のグラフ値が変化の様子が解る。同様に、右心室の容積情報も変化している。

【0086】

このように、変更部 176 は、操作者による指示を受け付けて、指示に応じて境界位置を変更する。そして、変更部 176 による変更に応じて、生成部 174 は、画像の再生成を行い、表示制御部 175 は、再生成された画像に第 1 の関心領域の情報を表示させる。これにより、使用者は、直感的な操作により境界位置の輪状レベルを変更できるとともに、その変更に応じた境界位置前後の様子を確認したり、容積や運動指標の動的な変化を観察したりすることが可能となる。

10

【0087】

図 5 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。

【0088】

図 5 に示すように、超音波診断装置 1 において、取得部 171 は、被検体の所定部位を撮影した 3 次元医用画像データを取得する（ステップ S 101）。例えば、取得部 171 は、所定部位として心臓の少なくとも一部が撮影された 3 次元医用画像データを、少なくとも 1 心拍分取得する。

【0089】

20

続いて、算出部 172 は、3 次元医用画像データ群に対して複数の関心領域を設定する（ステップ S 102）。例えば、算出部 172 は、右心室および連結する組織全体に関する境界検出手段や、手動的な境界位置の設定手段に基づく、境界のセグメンテーションにより、右心室、右室流入部、及び右室流出部を含む複数の関心領域を設定する。

【0090】

算出部 172 は、3 次元医用画像データから、複数の関心領域それぞれについて、容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を算出する（ステップ S 103）。例えば、算出部 172 は、複数の関心領域が設定された 3 次元医用画像データにおいて、右心室の概形を示す複数の位置（構成点）に対して各位置を識別する識別情報（アドレス）を設定する。そして、算出部 172 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。そして、算出部 172 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指標を算出する。

30

【0091】

設定部 173 は、複数の関心領域の少なくとも 1 つの関心領域に設定された少なくとも 1 つの境界位置により、複数の関心領域に第 1 の関心領域を設定する（ステップ S 104）。例えば、設定部 173 は、算出部 172 によって設定された複数の関心領域において、境界位置を指定する旨の入力を操作者から受け付ける。そして、設定部 173 は、受け付けた入力により指定された境界位置に含まれる領域を、第 1 の関心領域として設定する。この結果として、設定部 173 は、複数の関心領域を、第 1 の関心領域と、第 1 の関心領域以外の第 2 の関心領域とに分割する。

40

【0092】

生成部 174 は、3 次元医用画像データから、複数の関心領域を含み、第 1 の関心領域と、第 1 の関心領域以外の第 2 の関心領域とを区別した画像を生成する（ステップ S 105）。例えば、生成部 174 は、複数の関心領域が第 1 の関心領域及び第 2 の関心領域に分割された 3 次元医用画像データに対して、SR 処理を行って、レンダリング画像を生成する。

【0093】

50

表示制御部 175 は、画像に、算出部 172 が算出した情報のうち、第 1 の関心領域の情報を表示させる（ステップ S 106）。例えば、表示制御部 175 は、算出部 172 によって算出された容積及び運動指標の少なくとも一方を含む情報をカラーコードに変換し、生成部 174 によって生成された画像にマッピングする。例えば、表示制御部 175 は、この画像を 1 心拍分の動画像データとしてモニタ 13 に表示する。

#### 【0094】

変更部 176 は、操作者による指示を受け付けて、指示に応じて境界位置を変更し、出力を更新する（ステップ S 107）。例えば、変更部 176 は、操作者による指示を受け付けて、指示に応じて境界位置を変更する。そして、変更部 176 による変更に応じて、生成部 174 は、画像の再生成を行い、表示制御部 175 は、再生成された画像に第 1 の関心領域の情報を表示させる。

10

#### 【0095】

上述してきたように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 において、取得部 171 は、連結された複数の関心領域を含む被検体の部位を撮影した 3 次元医用画像データを取得する。算出部 172 は、3 次元医用画像データから、所定領域について、容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を算出する。設定部 173 は、複数の関心領域に設定された少なくとも 1 つの境界位置により、複数の関心領域が連結された領域に、第 1 の関心領域と、第 1 の関心領域以外の第 2 の関心領域とを設定する。生成部 174 は、3 次元医用画像データから、複数の関心領域を含み、第 1 の関心領域と、第 2 の関心領域とを区別した画像を生成する。表示制御部 175 は、画像に、算出部 172 が算出した情報のうち、第 1 の関心領域の情報を表示させる。このため、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、3 次元画像に設定された関心領域の境界周辺の様子を容易に把握することを可能にする。

20

#### 【0096】

例えば、超音波診断装置 1 は、境界位置の変更に伴って、変更された境界位置近傍の第 1 の関心領域の情報を更新する。このため、超音波診断装置 1 は、解析結果の 3 次元表示上で関心領域として有効な範囲を確認しつつ、境界位置を変えながら出力（容積や運動指標等）の変化の様子を観察可能とする。したがって、画質が悪く弁輪部位の境界位置が認識しにくい場合や、個々の症例で弁輪部位の近傍で複雑な形状を呈する場合であっても、関心領域全体の様子を把握しながら、妥当な弁輪位置を判断することができるようになる。この結果として、内腔容積出力の精度や、弁輪に近い局所領域における壁運動指標出力の妥当性が向上する。

30

#### 【0097】

また、例えば、超音波診断装置 1 において、設定部 173 は、境界位置を、所定部位の少なくとも一部の概形を示す複数の位置のいずれかを通して設定する。そして、変更部 176 は、境界位置を、複数の位置のいずれかを通して変更する。このため、超音波診断装置 1 は、第 1 の関心領域と第 2 の関心領域との間の境界位置を容易に変更することが可能となる。

#### 【0098】

（第 1 の実施形態の変形例）

40

上記の実施形態では、境界線を変更することで、境界位置 32 の輪状レベルを変更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、個々の症例における形状の違いを詳細に反映させるために、境界位置に含まれる点の位置を変更してもよい。

#### 【0099】

図 6 は、第 1 の実施形態の変形例に係る変更部 176 の処理を説明するための図である。図 6 には、複数の連結領域 30 において、境界位置 32 上に存在するセグメントの頂点 42 が変更される場合を説明する。

#### 【0100】

例えば、変更部 176 は、マウスカーソルのカーソル位置とクリック操作により、頂点

50

4 2 が変更の対象として指定される。そして、変更部 1 7 6 は、移動方向及び移動量の指定を受け付ける。例えば、移動方向及び移動量は、キーボードの矢印キーの方向と押下回数に対応づけられている。この場合、操作者が任意の方向の矢印キーを任意回数押下することで、変更部 1 7 6 は、頂点 4 2 の移動方向と移動量を受け付ける。そして、変更部 1 7 6 は、変更の指示に応じて、頂点 4 2 を、アドレスが設定された位置（構成点）上で変更する。ここで、境界位置 3 2 が通る頂点 4 2 の位置が（ $h_2$ 、 $d_2$ ）であり、移動方向が右方向であり、移動量が「 $a$ 」である場合を説明する。この場合、例えば、変更部 1 7 6 は、境界位置 3 2 が通る構成点の位置（ $h_2$ 、 $d_2$ ）を右方向に  $a$  アドレス分移動させる。つまり、変更部 1 7 6 は、頂点 4 2 の位置の円周方向の値に  $a$  を加算して、頂点 4 2 の位置を（ $h_2$ 、 $d_2 + a$ ）とする。これにより、変更部 1 7 6 は、頂点 4 2 の円周方向の位置を  $d_2 + a$  とする。また、変更部 1 7 6 は、変更後の頂点 4 2 と接続する頂点との間の境界線を引く。例えば、変更部 1 7 6 は、頂点 4 2 と頂点 4 3 との最短経路を算出する。そして、変更部 1 7 6 は、求めた最短経路を通るように、頂点 4 2 と頂点 4 3 とを結ぶ境界線を引く。

10

#### 【0101】

このように、変更部 1 7 6 は、境界位置に含まれる頂点の位置を変更可能とすることで、個々の症例における形状の違いを詳細に反映させることを可能にする。

#### 【0102】

（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

#### 【0103】

（変更部 1 7 6 を含まない構成）

上記の実施形態において説明した構成はあくまで一例に過ぎず、例えば、超音波診断装置 1 は、必ずしも変更部 1 7 6 を備えていなくてもよい。

#### 【0104】

すなわち、超音波診断装置 1 は、3D 画像上に設定され、解析結果が表示される第 1 の関心領域と、その外部の領域である第 2 の関心領域とを区別して表示する。このように表示されることにより、例えば、使用者は、現在解析結果が表示されている領域が心臓全体から見てどの程度の大きさなのか、或いは、現在の境界位置と三尖弁（又は肺動脈弁）との位置関係はどのような様子なのかといったことを、容易に把握することが可能となる。

30

#### 【0105】

（画像処理装置への適用）

また、例えば、上記の実施形態において説明した機能は、医用画像診断装置に限らず、画像処理装置に対しても適用することが可能である。

#### 【0106】

図 7 は、その他の実施形態に係る画像処理システムの構成例を示す図である。図 7 に示すように、その他の実施形態に係る画像処理システムは、画像処理装置 2 0 0 と、医用画像診断装置 3 0 0 と、画像保管装置 4 0 0 とを備える。なお、図 7 に例示する各装置は、例えば、病院内に設置された院内 LAN（Local Area Network）5 により、直接的、又は、間接的に相互に通信可能な状態となっている。例えば、画像処理システムに P A C S（Picture Archiving and Communication System）が導入されている場合、各装置は、D I C O M（Digital Imaging and Communications in Medicine）規格に則って、医用画像データ等を相互に送受信する。

40

#### 【0107】

図 7 において、例えば、医用画像診断装置 3 0 0 は、3 次元の医用画像データを撮像し、撮像した 3 次元の医用画像データを画像保管装置 4 0 0 へ格納する。なお、医用画像診断装置 3 0 0 は、例えば、超音波診断装置、X 線診断装置、X 線 C T（Computed Tomography）装置、M R I（Magnetic Resonance Imaging）装置、S P E C T（Single Photon Emission Computed Tomography）装置、P E T（Positron Emission Tomography）装置、S P E C T 装置と X 線 C T 装置とが一体化された S P E C T - C T 装置、P E T

50

装置とX線CT装置とが一体化されたPET-CT装置、PET装置とMRI装置とが一体化されたPET-MRI装置、若しくはこれらの装置を複数含む装置群等に対応する。

【0108】

また、画像保管装置400は、医用画像データを保管するデータベースである。具体的には、画像保管装置400は、各種の医用画像診断装置300により生成された3次元医用画像データを自装置の記憶部に格納し、保管する。画像保管装置400に保管された3次元の医用画像データは、例えば、患者ID、検査ID、装置ID、シリーズID等の付帯情報と対応付けて保管される。

【0109】

画像処理装置200は、例えば、病院内に勤務する医師や検査技師が医用画像の閲覧に用いるワークステーションやPC(Personal Computer)等である。画像処理装置200の操作者は、患者ID、検査ID、装置ID、シリーズID等を用いた検索を行なうことで、必要な3次元の医用画像データを画像保管装置400から取得する。或いは、画像処理装置200は、医用画像診断装置300から直接、3次元の医用画像データを受信してもよい。

【0110】

画像処理装置200は、入力部201と、通信部202と、表示部203と、記憶部210と、制御部220とを備える。入力部201、通信部202、表示部203、記憶部210、及び制御部220は、互いに接続されている。

【0111】

入力部201は、マウスやペンタブレット等のポインティングデバイス、キーボード、トラックボール等であり、画像処理装置200に対する各種操作の入力を操作者から受け付ける。マウスを用いる場合には、マウスホイールによる入力を行うことができる。ペンタブレットを用いる場合には、フリック操作やスワイプ操作による入力を行うことができる。通信部202は、NIC(Network Interface Card)等であり、他の装置との間で通信を行う。表示部203は、モニタ、液晶パネル等であり、各種情報を表示する。

【0112】

記憶部210は、例えば、ハードディスク、半導体メモリ素子等であり、各種情報を記憶する。例えば、記憶部210は、制御部220が実行する複数の処理を記憶する。

【0113】

制御部220は、例えば、CPU(Central Processing Unit)やMPU(Micro Processing Unit)等の電子回路、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)やFPGA(Field Programmable Gate Array)等の集積回路であり、画像処理装置200の全体制御を行う。

【0114】

ここで、制御部220は、取得部171、算出部172、設定部173、生成部174、及び表示制御部175と同様の処理部を備える。すなわち、制御部220において、取得部171と同様の処理部は、連結された複数の関心領域を含む被検体の部位を撮影した3次元医用画像データを取得する。算出部172と同様の処理部は、3次元医用画像データから、所定領域について、容積及び運動指標の少なくとも一方の情報を算出する。設定部173と同様の処理部は、複数の関心領域に設定された少なくとも1つの境界位置により、複数の関心領域が連結された領域に、第1の関心領域と、第1の関心領域以外の第2の関心領域とを設定する。生成部174と同様の処理部は、3次元医用画像データから、複数の関心領域を含み、第1の関心領域と、第2の関心領域とを区別した画像を生成する。表示制御部175と同様の処理部は、画像に、算出部172が算出した情報のうち、第1の関心領域の情報を表示させる。このため、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、3次元画像に設定された関心領域の境界周辺の様子を容易に把握することを可能にする。

【0115】

また、例えば、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

10

20

30

40

50

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。

#### 【0116】

また、上記の画像処理方法が適用される部位は、心臓に限らず、肝臓等の臓器であってもよい。

#### 【0117】

また、上記の実施形態では、実施形態が壁運動解析(WMT)に適用される場合を説明したが、これに限定されるものではない。すなわち、本実施形態は、ボリュームデータに含まれる被写体の部位の表面上に設定された関心領域の境界を変更する場合に、広く適用可能なものである。また、被写体の部位の表面とは、被検体の臓器の表面(輪郭)であってもよいし、体表面であってもよい。この場合、被写体の表面は、従来の如何なる技術によって検出されてもよい。特に、臓器に本願を適用する場合には、連結した複数の腫瘍をまとめて一つの関心領域と見なし、腫瘍間の境界位置を変更しつつ複数の腫瘍の容積を同時に解析するのが好適な適用例である。

#### 【0118】

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。

#### 【0119】

以上、説明した少なくともひとつの実施形態によれば、3次元画像における関心領域の境界を容易に調整することができる。

#### 【0120】

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】

#### 【0121】

1	超音波診断装置
100	装置本体
170	制御部
171	取得部
172	算出部
173	設定部
174	生成部
175	表示制御部

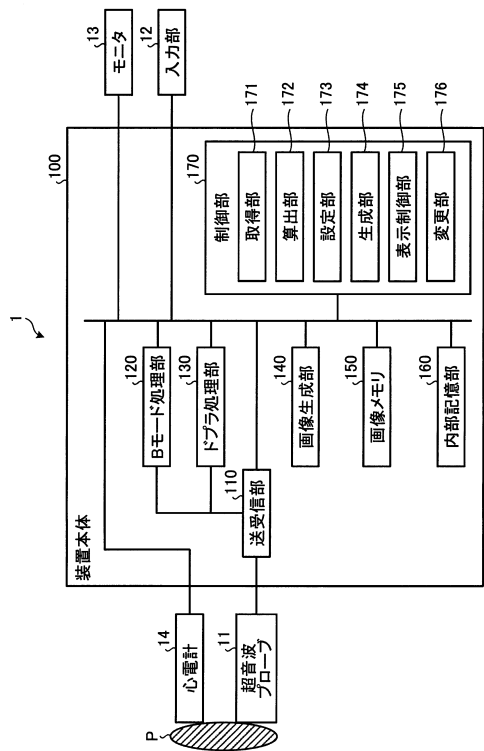
10

20

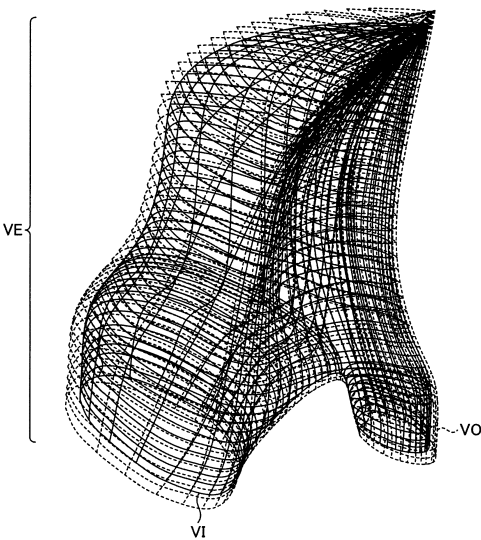
30

40

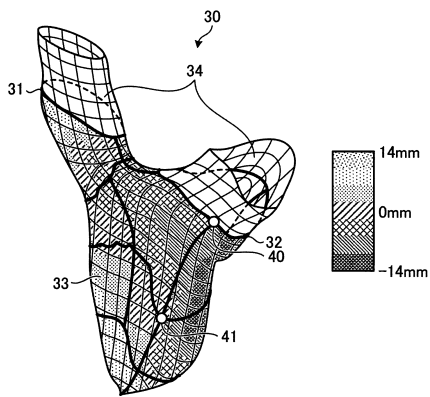
【図 1】



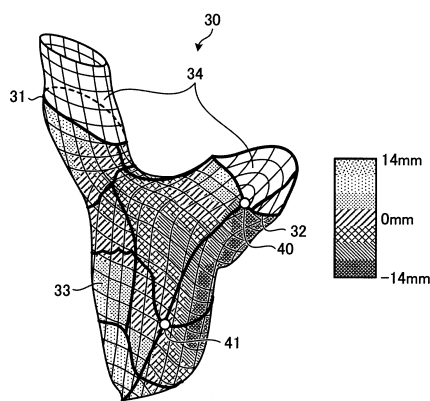
【図 2】



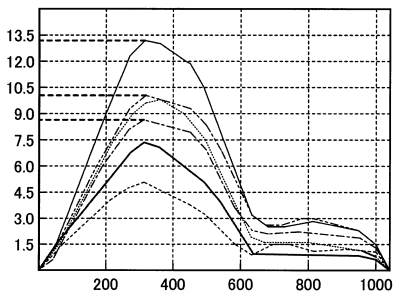
【図 3 A】



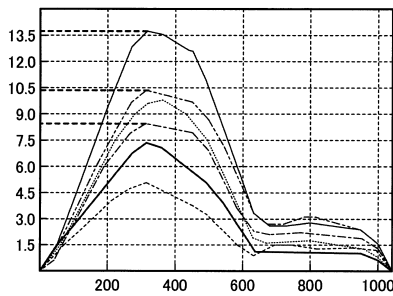
【図 4 A】



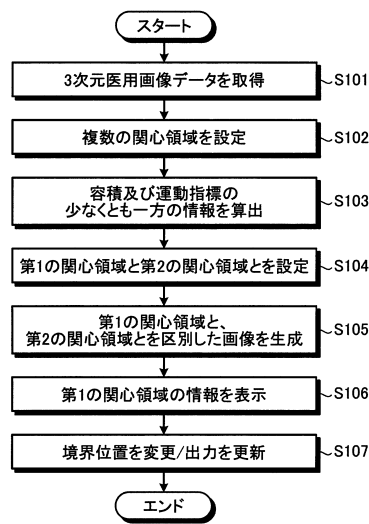
【図 3 B】



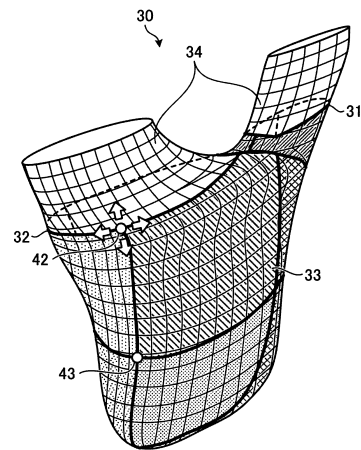
【図 4 B】



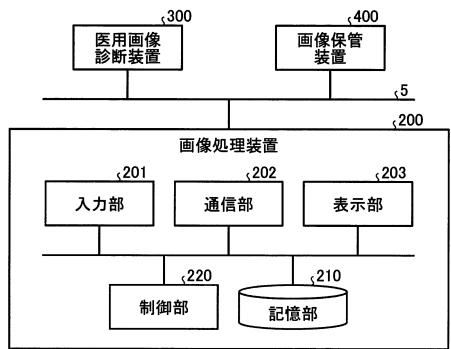
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



---

フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B      8 / 0 0 - 8 / 1 5