

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-68495

(P2018-68495A)

(43) 公開日 平成30年5月10日(2018.5.10)

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

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2016-209920 (P2016-209920)	(71) 出願人	000005108
(22) 出願日	平成28年10月26日 (2016.10.26)		株式会社日立製作所
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
		(74) 代理人	110001210
			特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	笠原 英司
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内
		(72) 発明者	穴戸 裕哉
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内
		(72) 発明者	永瀬 優子
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 DD09 DD15 JC12 JC15
			JC33 KK25 KK32

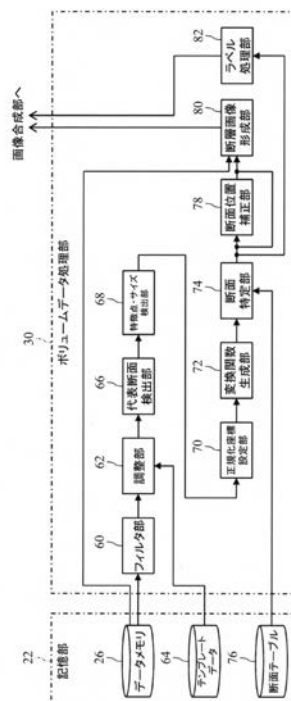
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】超音波の送受波により得られたボリュームデータにおいて、胎児の心臓像の向きを特定する。

【解決手段】調整部62は、仮四腔断面92に含まれる仮四腔断面像92aの向き及びサイズが規定の向き及びサイズとなるように、テンプレートデータ64を用いて、ボリュームデータ40の姿勢を規定する処理を行う。代表断面探索手段としての代表断面検出部66は、仮四腔断面94近傍において真の四腔断面を探索する。このように特定された四腔断面に含まれる四腔断面像の心尖方向が、調整後ボリュームデータ96における心臓立体像の心尖方向を示す。特徴点・サイズ検出部68は、四腔断面に直交するr z方向における心臓立体像の端部を示す2つの特徴点を検出する。そして、心臓立体像の一方の端部から四腔断面までの区間長と、心臓立体像の他方の端部から四腔断面までの区間長に基づいて、心臓立体像の上下方向(頭側胃側)を特定することができる。

【選択図】図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波の送受波により得られ、胎児の心臓立体像を含むボリュームデータにおける代表断面に含まれる代表断面像に基づいて、前記代表断面と平行な方向である第 1 方向における前記心臓立体像の向きを特定する第 1 方向特定手段と、

前記ボリュームデータにおいて、前記代表断面を基準とした一方側に位置する一方側部分心臓立体像と、前記代表断面を基準とした他方側に位置する他方側部分心臓立体像との比較に基づいて、前記代表断面と直交する方向である第 2 方向における前記心臓立体像の向きを特定する第 2 方向特定手段と、

を備えることを特徴とする超音波画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 方向特定手段は、前記第 1 方向における規定の向きを示すテンプレートデータと、前記代表断面像とをマッチングさせることで、前記第 1 方向における前記心臓立体像の向きを特定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 3】

前記代表断面像は四腔断面像であり、

前記テンプレートデータは、前記四腔断面像の中隔に対応するスリットを含む、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波画像処理装置。

20

【請求項 4】

前記第 2 方向特定手段は、

前記ボリュームデータにおいて、前記心臓立体像の前記一方側の端部である一方側端部、及び前記心臓立体像の前記他方側の端部である他方側端部を特定する端部特定手段と、

前記代表断面の位置から前記一方側端部までの区間長と、前記代表断面の位置から前記他方側端部までの区間長との比較に基づいて、前記第 2 方向における前記心臓立体像の向きを判定する判定手段と、

を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 5】

前記第 1 方向特定手段及び前記第 2 方向特定手段による向きの特定処理に先立って、前記ボリュームデータに対して二値化処理を行う二値化処理手段と、

をさらに含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理装置。

30

【請求項 6】

コンピュータを、

超音波の送受波により得られ、胎児の心臓立体像を含むボリュームデータにおける代表断面に含まれる代表断面像に基づいて、前記代表断面と平行な方向である第 1 方向における前記心臓立体像の向きを特定する第 1 方向特定手段と、

前記ボリュームデータにおいて、前記代表断面を基準とした一方側に位置する一方側部分心臓立体像と、前記代表断面を基準とした他方側に位置する他方側部分心臓立体像との比較に基づいて、前記代表断面と直交する方向である第 2 方向における前記心臓立体像の向きを特定する第 2 方向特定手段と、

40

として機能させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波画像処理装置及びプログラムに関し、特に、ボリュームデータを処理するための技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置を用いて被検体に対して超音波ビームを送受波することで超音波画像を得ることができる。従来、3次元空間内において超音波ビームをスキャン（走査）して3

50

次元空間内からエコーデータを逐次収集し、収集したエコーデータに基づいて3次元超音波データ（ボリュームデータ）、あるいはボリュームデータが時間方向に並んだ4次元超音波データを得るSTIC（Spatio-Temporal Image Correlation）法が知られている。また、2次元アレイ振動子を有する超音波プローブにおいて超音波ビームを送受波することでリアルタイムに4次元超音波データを取得する技術も知られている。

【0003】

特に、従来、胎児に対して超音波を送受波することで、胎児の立体像を含むボリュームデータが取得されている（例えば特許文献1～3）。当該ボリュームデータによれば、胎児の顔などを3次元的に表示することが可能になり、医師などのユーザは、母体内にいる胎児の様子をより好適に観察あるいは診断することができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2014-87512号公報

【特許文献2】特開2010-148828号公報

【特許文献3】特開2010-178905号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ボリュームデータに含まれる胎児の心臓立体像に対して観察あるいは診断が行われる場合がある。ここで、取得されるボリュームデータにおける胎児の心臓立体像の向き（姿勢）を常に一定に保つことは実質的に不可能である。なぜならば、母体内において胎児自体が様々な体勢を取り得ることから、母体表面の規定位置に超音波プローブを当てて超音波を送受波したとしても、ボリュームデータにおける胎児（胎児の心臓）の向きが様々な変化し得るからである。

20

【0006】

ボリュームデータにおける胎児の心臓の向きが様々なことで、胎児の心臓の観察あるいは診断が煩雑になる。換言すれば、ボリュームデータにおける胎児の心臓の向きが規定の向きであれば、ユーザは胎児の心臓の観察あるいは診断をより容易に行うことができる。

30

【0007】

本発明の目的は、超音波の送受波により得られたボリュームデータにおいて、胎児の心臓像の向きを特定することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る超音波画像処理装置は、超音波の送受波により得られ、胎児の心臓立体像を含むボリュームデータにおける代表断面に含まれる代表断面像に基づいて、前記代表断面と平行な方向である第1方向における前記心臓立体像の向きを特定する第1方向特定手段と、前記ボリュームデータにおいて、前記代表断面を基準とした一方側に位置する一方側部分心臓立体像と、前記代表断面を基準とした他方側に位置する他方側部分心臓立体像との比較に基づいて、前記代表断面と直交する方向である第2方向における前記心臓立体像の向きを特定する第2方向特定手段と、を備えることを特徴とする。

40

【0009】

上記構成によれば、第1方向特定手段により、ボリュームデータにおける胎児の心臓立体像の第1方向の向きが特定される。第1方向の向きの特定は、例えば、代表断面像に対して画像認識処理を施すことで、あるいは後述のテンプレートデータを用いることで行われてよい。心臓立体像は文字通り立体像であるため、第1方向の向きのみでは、心臓立体像全体としての向きが決定されない。例えば、代表断面が四腔断面であり、第1方向として心尖部側の向きが決定されたとしても、心臓の長軸を中心とする回転方向の向きが定まらない。そこで、上記構成においては、さらに、第2方向特定手段が、心臓立体像の第2

50

方向の向きを特定する。胎児の心臓の構造から、代表断面を基準とした一方側部分心臓立体像と、他方側部分心臓立体像に基づいて、心臓立体像の第2方向における向きを特定できる。例えば、代表断面が四腔断面である場合は、一方側部分心臓立体像と他方側部分心臓立体像のうち、代表断面からより遠い位置まで延伸する像が代表断面に対して頭側に位置する像となる。以上のように、心臓立体像の第1及び第2方向が特定されることで、ボリュームデータにおける心臓立体像の向きが特定される。

【0010】

望ましくは、前記第1方向特定手段は、前記第1方向における規定の向きを示すテンプレートデータと、前記代表断面像とをマッチングさせることで、前記第1方向における前記心臓立体像の向きを特定する。

10

【0011】

第1方向における規定の向きを示すテンプレートデータを予め用意しておき、代表断面像とテンプレートデータをマッチングさせることで、より容易に心臓立体像の第1方向の向きを特定することができる。

【0012】

望ましくは、前記代表断面像は四腔断面像であり、前記テンプレートデータは、前記四腔断面像の中隔に対応するスリットを含む。

【0013】

代表断面として四腔断面を用いた場合、当該四腔断面に含まれる四腔断面像は個体差によって様々な大きさあるいは形状を取り得る。テンプレートデータと四腔断面像とのマッチングにおいては、両者が完全に一致しない場合も当然あるため、その場合は両者のマッチング度がより高くなるときの向きが第1方向として特定される。そのとき、テンプレートデータが中隔に対応するスリットを有していることで、マッチング処理をスリット（中隔）基準で行うことができる。これにより、より正確に四腔断面像の第1方向の向きを特定することができる。

20

【0014】

望ましくは、前記第2方向特定手段は、前記ボリュームデータにおいて、前記心臓立体像の前記一方側の端部である一方側端部、及び前記心臓立体像の前記他方側の端部である他方側端部を特定する端部特定手段と、前記代表断面の位置から前記一方側端部までの区間長と、前記代表断面の位置から前記他方側端部までの区間長との比較に基づいて、前記第2方向における前記心臓立体像の向きを判定する判定手段と、を含む。

30

【0015】

上述のように、代表断面を基準とした一方側部分心臓立体像と、他方側部分心臓立体像に基づいて、心臓立体像の第2方向における向きを特定できる。特に、代表断面の位置から心臓立体像の一方側端部までの距離と、代表断面の位置から心臓立体像の他方側端部までの距離との比較に基づいて、心臓立体像の第2方向における向きを特定できる。例えば、代表断面が四腔断面である場合は、一方側端部と他方側端部のうち、四腔断面からの距離がより大きい方の端部が頭側となる。

【0016】

望ましくは、前記第1方向特定手段及び前記第2方向特定手段による向きの特定処理に先立って、前記ボリュームデータに対して二値化処理を行う二値化処理手段と、をさらに含む。

40

【0017】

ボリュームデータを二値化することで、より好適に画像認識処理あるいはテンプレートデータとのマッチング処理を行うことができる。つまり、より好適に心臓立体像の第1方向の向きを特定することができる。また、ボリュームデータを二値化することで、一方側心臓立体像と他方側心臓立体像との比較をより好適に行うことができる。つまり、より好適に心臓立体像の第2方向の向きを特定することができる。

【発明の効果】

【0018】

50

本発明によれば、超音波の送受波により得られたボリュームデータにおいて、胎児の心臓像の向きを特定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成概略図である。

【図2】本実施形態における3次元的な走査を説明するための図である。

【図3】各時相に対応する複数のボリュームデータを示す図である。

【図4】胎児の心臓における観察断面を示す図である。

【図5】ボリュームデータ処理部の詳細な構成を示す図である。

【図6】仮四腔断面に対する反転2値化処理の様子を示す図である。

10

【図7】2値化処理のための閾値を示すグラフである。

【図8】テンプレートデータを示す図である。

【図9】仮四腔断面とテンプレートデータとのマッチング処理の様子を示す図である。

【図10】仮四腔断面データ近傍において四腔断面を探索する処理の様子を示す図である。

。

【図11】四腔断面像において検出された複数の特徴点を示す図である。

【図12A】特徴点A近傍の拡大図である。

【図12B】特徴点C近傍の拡大図である。

【図13】心臓領域面を示す図である。

【図14】 $r-z$ 軸方向における心臓立体像の端部を検索する処理の様子を示す図である。

20

【図15】心臓空間領域を示す図である。

【図16】正規化座標系を示す図である。

【図17A】正規化座標系における $n-x$ 軸及び $n-y$ 軸方向のスケールを示す図である。

【図17B】正規化座標系における $n-y$ 軸及び $n-z$ 軸方向のスケールを示す図である。

【図18】正規化座標系におけるスケールの異なる8つの領域を示す図である。

【図19】第1変換関数における補正項の説明のための図である。

【図20】正規化座標系から実座標系への変換処理の様子を示す図である。

【図21】実データ観察断面の断層画像の第1の表示例を示す図である。

【図22】実データ観察断面の断層画像の第2の表示例を示す図である。

【図23】実データ観察断面の断層画像の第3の表示例を示す図である。

30

【図24】実データ観察断面の断層画像の第4の表示例を示す図である。

【図25】正規化座標系において定義されたラベル空間領域を示す図である。

【図26】ラベル空間領域を横断する規格化観察断面に対応する実データ観察断面上のラベル平面領域を示す図である。

【図27A】第1のラベル表示例を示す図である。

【図27B】第2のラベル表示例を示す図である。

【図28】ラベル空間領域の3次元リージョンング処理の様子を示す図である。

【図29】3次元リージョンング処理の詳細な様子を示す図である。

【図30】3次元リージョンング処理における弁部の境界生成処理の様子を示す図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明に係る超音波画像処理装置の実施形態について説明する。

【0021】

図1は、超音波画像処理装置としての超音波診断装置10の構成概略図である。超音波診断装置10は、一般に、病院などの医療機関に設置され、生体に対して超音波診断を実行する医療上の機器である。なお、以下においては、対象組織を胎児の心臓とし、胎児の心臓における観察断面の断層画像を形成する例において本実施形態を説明するが、本発明はそれに限定されるものではない。

【0022】

50

プローブ 12 は、胎児の心臓に対して超音波の送受波を行う超音波プローブである。プローブ 12 は、ケーブルあるいは無線により、送受信部 14 以下を含む装置本体と通信可能に接続される。プローブ 12 は、複数の振動素子を含む振動子アレイを有しており、当該振動子アレイにより超音波が送受波される。振動子アレイから超音波が送受波されることで胎児の心臓を含む空間内において走査面が形成される。本実施形態では、例えば 1 次元的に配列された複数の振動素子（1D アレイ振動子）によって電子的に形成される走査面を機械的に動かすことにより、被検体である胎児の心臓を含む 3 次元空間において超音波ビームが走査される。あるいは、2 次元的に配列された複数の振動素子（2D アレイ振動子）を電子的に制御して超音波ビームを 3 次元的に走査してもよい。

【0023】

図 2 は、本実施形態における 3 次元的な走査を説明するための図である。図 2 において胎児の心臓を含む 3 次元空間は実座標系である $x y z$ 座標系で表現されている。本実施形態では、 $x y$ 平面に対してほぼ平行となるように走査面 S が形成され、その走査面 S を z 軸方向にゆっくりと移動させつつ、 z 軸方向に沿って複数の走査面 S が形成される。走査面 S は、胎児の心臓の複数の心周期（拍動周期）に亘って、 z 軸方向にゆっくりと移動される。

【0024】

図 1 に戻り、送受信部 14 は、プローブ 12 の振動子アレイに含まれる各振動子に対応した送信信号を供給することにより超音波の送信ビームを形成する。また、送受信部 14 は、プローブ 12 の振動子アレイに含まれる各振動子から複数の受信信号を受信する。

【0025】

整相加算部 16 は、送受信部 14 が受信した複数の受信信号に対して整相加算処理を施して超音波の受信ビームを形成し、受信ビームに沿って得られるエコーデータを出力する。

【0026】

ビーム処理部 18 は、整相加算部 16 が出力したエコーデータに対して、ゲイン補正処理、対数増幅処理、包絡線検波処理、及びフィルタ処理などの各種信号処理を行う。これにより、各エコーデータに対応するビームデータが形成される。

【0027】

DSC (Digital Scan Converter) 20 は、補間機能及び座標変換機能を有し、ビーム処理部 18 から出力される複数のビームデータに基づいて、表示フレームすなわち超音波画像を形成する。本実施形態では断層画像である B モード画像が形成される。ここで、DSC 20 は、走査面 S （図 2 参照）毎に超音波画像を形成する。これにより、 z 軸方向に並ぶ複数の超音波画像が形成される。複数の超音波画像は、後述の記憶部 22 に記憶される。なお、DSC 20 が形成した超音波画像は直接画像合成部 32（後述）に出力されてもよい。

【0028】

記憶部 22 は、例えば ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)、あるいはハードディスクなどで構成される。記憶部 22 には、超音波診断装置 10 の各部を動作させるためのプログラムが記憶される。また、図 1 に示される通り、記憶部 22 内には、前メモリ 24 及びデータメモリ 26 が構築される。前メモリ 24 には、DSC 20 により形成された複数の超音波画像が記憶される。データメモリ 26 には、後述の再構成処理部 28 により形成される 4 次元ボリュームデータ（時間方向に並ぶ複数のボリュームデータ）が記憶される。

【0029】

再構成処理部 28 は、前メモリ 24 に記憶された複数の超音波画像の中から、胎児の心臓の心周期に対応したフレーム間隔（画像の間隔）で複数の基準画像を探索する。そして、複数の基準画像が探索されると、再構成処理部 28 は、複数の基準画像の各々を分割の単位とすることにより、前メモリ 24 に記憶された複数の超音波画像を複数の画像群に分割する。そして、複数の画像群の各々から心周期における各時相に対応した複数の断層画

10

20

30

40

50

像データを抽出することにより、再構成処理（再構築処理）を実現する。当該再構成処理により、前メモリ24に記憶された複数の超音波画像から、対象組織像としての胎児の心臓立体像を含む複数のボリュームデータが形成される。当該複数のボリュームデータは、心周期における各時相に対応したものである。複数のボリュームデータは時間方向に並ぶものであるから、再構成処理部28により4次元ボリュームデータが形成されるといえる。再構成処理部28により形成された4次元ボリュームデータはデータメモリ26に記憶される。

【0030】

図3に、データメモリ26に記憶される複数のボリュームデータ40が示されている。本実施形態においては、データメモリ26には1心周期分の複数のボリュームデータ40が記憶されるが、それ以上の期間に亘るボリュームデータ40が記憶されてもよい。また、本実施形態においては、医師などのユーザによりプローブ12の位置及び姿勢が調整されることで、各ボリュームデータを構成する各走査面S群において、少なくとも四腔断面近傍の断面（仮四腔断面）が含まれるようにしている。仮四腔断面は正確な四腔断面である必要はなく、正確な四腔断面からx y z軸方向に複合的にずれた断面であってもよい。あるいは、仮四腔断面のx y平面における向き（回転方向）及びサイズも特定のものである必要はない。なお、比較的広い領域において超音波を送受波させ、それにより得られたボリュームデータから心臓立体像を検出し、画像処理により走査面Sとして少なくともも仮四腔断面を含むボリュームデータを自動的に切り出すようにしてもよい。

10

【0031】

図1に戻り、ボリュームデータ処理部30は、データメモリ26に記憶された4次元ボリュームデータに対して処理を行い、各ボリュームデータにおいて、ユーザが所望する1又は複数の実データ観察断面を自動的に特定し、当該実データ観察断面における断層画像を形成するものである。ボリュームデータ処理部30の詳細な構成、及び処理の詳細については後述する。

20

【0032】

画像合成部32は、ボリュームデータ処理部30が形成した実データ観察断面の断層画像（Bモード画像）に対して種々の情報を示す画像あるいは文字などを合成して表示画面データを形成するものである。当該表示画面データには、DSC20が形成した超音波画像を含んでいてもよい。

30

【0033】

表示部34は、例えば液晶パネルあるいは有機ELパネルなどから構成される。表示部34には、画像合成部32が形成した表示画面データが表示される。

【0034】

制御部36は、例えばCPUあるいはマイクロコントローラなどから構成され、記憶部22に記憶されたプログラムに従って超音波診断装置10の各部を制御するものである。

【0035】

超音波診断装置10の構成概略は以上の通りである。なお、図1に示す構成のうち、送受信部14、整相加算部16、ビーム処理部18、DSC20、再構成処理部28、ボリュームデータ処理部30、及び画像合成部32の各部は、例えば電気電子回路やプロセッサなどのハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリなどのデバイスが利用されてもよい。また、上記各部に対応した機能が、CPUやプロセッサやメモリなどのハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。

40

【0036】

以下、ボリュームデータ処理部30の詳細について説明するに先立って、胎児の心臓における観察断面（主要断面）について説明する。観察断面とは、医師などが診断あるいは観察のために主に用いる断面を意味する。

【0037】

図4には、胎児の心臓の概略図が示されている。図4には、胎児の心臓42、大動脈4

50

4、肺動脈46、上大静脈48、及び肺50が示されている。通常、成人の心臓は心尖部が胃側（図4における下側）を向いているが、胎児の場合、肺50内に空気が入っており、心臓42が横隔膜（図4において不図示）により押し上げられるため、心臓42の向きは、心尖部42aが横を向いた向きとなるのが一般的である。そのような胎児の心臓において、例えば、図4の符号52で示される観察断面（紙面と直交する断面）が四腔断面を示している。そこから頭側に平行移動した符号54で示す観察断面が五腔断面を示している。さらに、そこから頭側に平行移動した符号56で示す観察断面が三血管断面（肺動脈、大動脈、及び上大静脈を含む断面）を示しており、さらに、そこから頭側に平行移動した符号58で示す観察断面が三血管気管断面（肺動脈、大動脈、上大静脈及び気管を含む断面）を示している。なお、図4に示された観察断面は一部であり、その他にも種々の観察断面（例えば四腔断面とは平行でない観察断面）が存在する。ポリウムデータ処理部30によれば、データメモリ26に記憶された4次元ポリウムデータにおいて、1又は複数の実データ観察断面が自動的に特定される。

10

【0038】

図5には、ポリウムデータ処理部30の詳細な構成が示されている。以下、処理の流れに沿って、ポリウムデータ処理部30の処理の詳細を説明する。

【0039】

フィルタ部60は、データメモリ26に記憶された複数のポリウムデータ40（図3参照）の中から、特定時相のポリウムデータ40を抽出する。本実施形態では、心周期のうち拡張末期に対応するポリウムデータ40を抽出する。これは、後に基準断面として四腔断面を特定する関係上、心腔が最も大きくなる拡張末期のポリウムデータ40が後の処理により適するためである。フィルタ部60は、各ポリウムデータ40に対して画像処理を行うことにより、特定時相のポリウムデータ40を抽出する。例えば、各ポリウムデータ40における胎児の心臓の血流部（例えば心腔内）の容積を検出し、当該血流部の容積に基づいて拡張末期に対応するポリウムデータ40を検出することができる。具体的には、各ポリウムデータ40において、3次元画像処理により心臓の輪郭を抽出し、その内側空間である心腔の容積が一番大きいポリウムデータ40を拡張末期のポリウムデータ40であると特定することができる。

20

【0040】

さらに、フィルタ部60は、抽出した拡張末期のポリウムデータ40に対して、データ上の組織の抜けあるいは境界部を滑らかにするための平滑化フィルタなどの処理を行う。当該フィルタ処理により、後の処理における誤検出あるいは誤判定の可能性が低減される。

30

【0041】

調整部62は、まず、フィルタ部60により抽出されフィルタ処理された拡張末期のポリウムデータ40において、仮代表断面としての仮四腔断面を特定する。本実施形態では、図6に示される通り、ポリウムデータ40のうち、z軸方向中心のxy断面が仮四腔断面90として特定される。このように特定された仮四腔断面90は、一般的に正確な四腔断面ではない。つまり、正確な四腔断面像を含むものではない。なお、仮四腔断面90としては、z軸方向中心の断面に限られず、ポリウムデータ40のうち、仮四腔断面90を特定できる限りにおいて他の基準で特定されてもよい。

40

【0042】

調整部62は、次に、ポリウムデータ40に対して二値化処理を行う。つまり、調整部62は、二値化処理手段としても機能する。当該二値化処理により、後段の処理を簡略化することができる。本実施形態では、調整部62は、ポリウムデータ40に対して反転二値化処理を行う。図6には、反転二値化処理されたポリウムデータ40における仮四腔断面92が示されている。なお、二値化処理の閾値は、ポリウムデータ40における各ボクセルの輝度分布を解析することにより決定される。一般的に、ポリウムデータ40における各ボクセルの輝度分布は図7に示すように二峰性のグラフを示す。本実施形態では、調整部62は、当該二峰性のグラフにおける第1変曲点（輝度値0から最も近い

50

変曲点)に相当する輝度を閾値として二値化処理を行う。

【0043】

さらに、調整部62は、仮四腔断面92に含まれる仮四腔断面像92a(図6参照)の向き及びサイズが規定の向き及びサイズとなるように、ボリュームデータ40の姿勢を規定する処理を行う。つまり、調整部62は、姿勢規定手段としても機能する。本実施形態では、調整部62は、記憶部22に予め記憶されたテンプレートデータ64に基づいて姿勢を規定する処理を行う。

【0044】

図8にテンプレートデータ64の概略図が示されている。テンプレートデータ64は、四腔断面像の向き及びサイズを規定するものである。テンプレートデータ64を用いて、仮四腔断面像92aの向き及びサイズが規定される。本実施形態におけるテンプレートデータ64は画像データである。テンプレートデータ64は、四腔断面像の心腔部に対応する卵型部64aを有している。卵型部64aは、上下方向において非対称形状となっており、これにより四腔断面像の規定の方向、特に第1方向としての左右方向の向きが示されている。本明細書において、左右方向とは、胎児の心臓を正面から見たとき(図4参照)の左右方向を意味する。本実施形態では、テンプレートデータ64においては心尖部の向きが示されている。詳しくは、卵型部64aの一方の端部が細端部64bとなっており、他方の端部が太端部64cとなっており、細端部64b側が四腔断面像の心尖部側を示している。

10

【0045】

また、卵型部64aのサイズ(面積)が四腔断面像の規定のサイズ(面積)を示している。さらに、テンプレートデータ64は、卵型部64aの細端部64bから太端部64cに向けて伸張するスリット64dを含んでいる。スリット64dは四腔断面像の中隔に対応するものである。

20

【0046】

テンプレートデータ64において、卵型部64aの画素には輝度値として「1」が設定され、スリット64dを含むその他の部分の画素には輝度値として「0」が設定されている。

【0047】

本実施形態では、調整部62は、このようなテンプレートデータ64を用いて、仮四腔断面像92aが規定の向き及び所定のサイズとなるように、ボリュームデータ40に対して回転処理、拡大・縮小処理、あるいはボリュームデータ40に含まれる心臓立体像の平行移動処理を行う。ここでは、これらの各処理を総称してマッチング処理と呼ぶ。

30

【0048】

マッチング処理の様子が図9に示されている。反転二値化された仮四腔断面92の心腔部に対応する各画素の輝度値は概ね「1」となっており、その他の部分(心筋あるいは中隔など)に対応する画素の輝度値は「0」となっている。一方において、テンプレートデータ64の心腔部に対応する卵型部64aの画素の輝度値は「1」であり、その他の部分に対応する画素の輝度値は「0」となっている。調整部62は、仮四腔断面92とテンプレートデータ64とを重ね合わせ、仮四腔断面92とテンプレートデータ64との間において、対応する画素同士の輝度値の積の総和が最大となるように、仮四腔断面92を回転、拡大・縮小、又は、平行移動させる。それに応じて、ボリュームデータ40も回転、拡大・縮小され、またボリュームデータ40に含まれる心臓立体像が平行移動される。各座標の輝度値の積の総和を取る際に、テンプレートデータ64の水平方向(図8における左右方向)において、スリット64dから近い程重み付けを大きくし、スリット64dから離れるほど重み付けを小さくして値を加算するのが好適である。これにより、スリット64dと仮四腔断面像92aの中隔の位置を基準に仮四腔断面像92aの向き及びサイズを決定することができる。以上の処理により、仮四腔断面像92aの向き及びサイズをテンプレートデータ64に示された規定のものとなるように、ボリュームデータ40の姿勢を規定することができる。図9に、マッチング処理された仮四腔断面像94aを含む仮四腔

40

50

断面 9 4 が示されている。

【 0 0 4 9 】

ボリュームデータ 4 0 の回転処理は、四元数（クォータニオン）を用いた式で表すことができる。四元数は、1 つの実部と 3 つの虚部である 4 つの要素により以下の式により表現される。

【 数 1 】

$$q = (t; x, y, z)$$

ここで、 t が実部であり x, y, z が虚部である。

座標系におけるある座標 (X, Y, Z) は、四元数によれば以下のように表現される。

10

【 数 2 】

$$P = (0; X, Y, Z)$$

【 0 0 5 0 】

以上の前提において、四元数を用いることにより、3 次元座標系における任意の回転軸を中心とした回転処理を簡易的に表現することができる。具体的には、原点を始点とする単位ベクトル (α, β, γ) を回転軸とした角度 θ の回転処理は、以下の 2 つの四元数（共役四元数）により表現される。

【 数 3 】

$$Q = (\cos(\frac{\theta}{2}); \alpha \sin(\frac{\theta}{2}), \beta \sin(\frac{\theta}{2}), \gamma \sin(\frac{\theta}{2}))$$

20

【 数 4 】

$$R = (\cos(\frac{\theta}{2}); -\alpha \sin(\frac{\theta}{2}), -\beta \sin(\frac{\theta}{2}), -\gamma \sin(\frac{\theta}{2}))$$

上述の 2 つの四元数 Q 及び R によれば、当該回転処理後の座標 P の値は、以下の式の解の虚部 (X_R, Y_R, Z_R) により表される。

【 数 5 】

$$RPQ = (0; X_R, Y_R, Z_R)$$

30

なお、回転軸が座標原点を始点とするものではない場合には、回転処理後の座標を求める場合は、回転軸及び回転処理の対象の座標を平行移動させて回転軸を座標原点を始点とするものとした上で、上述の式により回転処理後の座標を求め、当該座標を逆方向に平行移動させることで目的の座標を求めることができる。

【 0 0 5 1 】

調整部 6 2 は、ボリュームデータ 4 0 の回転処理に関する各パラメータを記憶部 2 2 に保持しておく。具体的には、回転軸を表す単位ベクトル (α, β, γ)、回転角度を示す θ を保持しておく。また、ボリュームデータ 4 0 の拡大・縮小処理を行った場合は、その拡大・縮小率を保持しておく。さらに、心臓立体像に対するに平行移動を行った場合は当該平行移動を示すベクトルを保持しておく。

40

【 0 0 5 2 】

本実施形態では、上記マッチング処理を行うためにテンプレートデータ 6 4 を用いていたが、仮四腔断面 9 2 に対して画像認識処理を行うことで、仮四腔断面像 9 2 a の向き及びサイズを調整するようにしてもよい。例えば、仮四腔断面像 9 2 a に含まれる特徴点（例えば心尖部、中隔の中心部など）を検出し、それに基づいて、仮四腔断面像 9 2 a（ひいてはボリュームデータ 4 0）を規定の向きとする処理を行うようにしてもよい。そのような処理の際には、蓄積された過去の調整処理の結果を利用する機械学習手法が用いられてもよい。

【 0 0 5 3 】

50

代表断面探索手段としての代表断面検出部 66 は、調整部 62 によりマッチング処理された仮四腔断面 94 を基準に、調整後ポリウムデータ内において代表断面としての（真の）四腔断面を探索する処理を行う。図 10 に、代表断面検出部 66 の処理の流れが示されている。図 10 の左上図においては、調整部 62 によって姿勢が調整された調整後ポリウムデータ 96、及び調整処理された仮四腔断面像 94a を含む仮四腔断面 94 が示されている。

【0054】

まず、代表断面検出部 66 は、仮四腔断面 94 に含まれる仮四腔断面像 94a とテンプレートデータ 64 を重ね合わせ、テンプレートデータ 64 における下端（太端部 64c の下端）の接線である回転軸 98a（図 10 右上図参照）を中心に、仮四腔断面 94 とテンプレートデータ 64 を共に回転させる。そして、仮四腔断面 94 及びテンプレートデータ 64 を回転させながら、図 9 に示すマッチング処理と同様に、回転された仮四腔断面 94 に含まれる断面像とテンプレートデータ 64 の対応する各座標の輝度値の積の総和を演算し、調整後ポリウムデータ 96 において、当該総和が最大となる（つまり心腔内の面積が最大となる）断面である第 1 検出断面 100（図 10 左下図参照）を検出する。

10

【0055】

次いで、代表断面検出部 66 は、第 1 検出断面 100 におけるテンプレートデータ 64 における上端（細端部 64b の上端）の接線である回転軸 98b を中心に、第 1 検出断面 100 とテンプレートデータ 64 を共に回転させる。そして、第 1 検出断面 100 及びテンプレートデータ 64 を回転させながら、回転された第 1 検出断面 100 とテンプレートデータ 64 の対応する各座標の輝度値の積の総和を演算し、調整後ポリウムデータ 96 において、当該総和が最大となる断面である第 2 検出断面 102（図 10 右下図参照）を検出する。なお、テンプレートデータ 64 の下端を基準とする回転処理と上端を基準とする回転処理はいずれを先に行うようにしてもよい。

20

【0056】

さらに、代表断面検出部 66 は、第 2 検出断面 102 におけるテンプレートデータ 64 の中心軸（スリット 64d に沿った軸）98c を中心に、第 2 検出断面 102 とテンプレートデータ 64 を共に回転させる。そして、第 2 検出断面 102 及びテンプレートデータ 64 を回転させながら、回転された第 2 検出断面 102 とテンプレートデータ 64 の対応する各座標の輝度値の積の総和を演算し、調整後ポリウムデータ 96 において、当該総和が最大となる断面を検出する。

30

【0057】

上述の処理により、調整後ポリウムデータ 96 内の仮四腔断面 94 の近傍範囲において、より心腔面積の大きい断面が探索される。このようにして探索された心腔面積最大となる断面が四腔断面として特定される。このように特定された四腔断面に含まれる四腔断面像の心尖方向が、調整後ポリウムデータ 96 における心臓立体像の心尖方向を示している。上述の通り、本実施形態では、調整部 62 及び代表断面検出部 66 が代表断面特定手段あるいは第 1 方向特定手段を構成する。

【0058】

なお、代表断面検出部 66 による各回転処理も、四元数を含む式を用いて実行され、代表断面検出部 66 は、上記各回転処理に関する各パラメータを記憶部 22 に保持しておく。具体的には、各回転軸を表す単位ベクトル (α, β, γ) 、各回転角度を示す θ をそれぞれ保持しておく。

40

【0059】

特徴点・サイズ検出部 68 は、代表断面検出部 66 により検出された四腔断面に対して画像処理を施すことにより、四腔断面に含まれる四腔断面像において複数の特徴点を検出する。図 11 に、四腔断面 104 に含まれる四腔断面像 104a において検出された特徴点が表示されている。なお、図 11 には、四腔断面を $r \times r y$ 平面とし、 $r \times r y$ 平面に直交する方向を $r z$ 軸とする回転実座標系の座標軸が表示されている。

【0060】

50

本実施形態では、四腔断面像 104 a において 7 点の特徴点を検出する。具体的には、図 11 に示す通り、四腔断面像 104 a の上下端、左右端、及び基準点としての中心を示す 3 つの特徴点を含む全部で 7 つの特徴点 A ~ G を検出する。

【0061】

特徴点 A は、四腔断面像 104 a の上端を示すものである。図 12 A に示される通り、四腔断面像 104 a の上端近傍におけるエッジ探索の結果検出された複数の点（図 12 A において x マークで表されている）を通る近似曲線を演算し、当該近似曲線の頂点が特徴点 A として特定される。特徴点 B は、四腔断面像 104 a の下端を示すものであり、特徴点 A と同様の手法で特定される。

【0062】

特徴点 C は、四腔断面像 104 a の中心を示すものである。特徴点 C は、特徴点 D と特徴点 E の中点として定義される。特徴点 D は、左室又は右室の一方の中隔側及び弁側の端部を示すものである。図 12 B に示される通り、四腔断面像 104 a の上端から下端に向かって中隔の右側のエッジ探索をしていき、変曲点が検出された場合に当該変曲点が特徴点 D として特定される。変曲点は、1 つ前に検出されたエッジ点と今回検出されたエッジ点の ry 座標の変化量が 0 又は負となる点として検出可能である。また、特徴点 E は、左室又は右室の他方の中隔側及び弁側の端部を示すものである。四腔断面像 104 a の上端から下端に向かって中隔の左側のエッジ探索をしていき、変曲点が検出された場合に当該変曲点が特徴点 E として特定される。

【0063】

特徴点 F は、四腔断面像 104 a の左端を示すものである。図 12 B に示される通り、四腔断面像 104 a の上端から下端に向かって左側のラインに沿ってエッジ探索をしていき、変曲点が検出された場合に当該変曲点が特徴点 F として特定される。特徴点 G は、四腔断面像 104 a の右端を示すものである。四腔断面像 104 a の上端から下端に向かって右側のラインに沿ってエッジ探索をしていき、変曲点が検出された場合に当該変曲点が特徴点 G として特定される。

【0064】

次に、特徴点・サイズ検出部 68 は、調整後ボリュームデータ 96 における心臓立体像のサイズを検出する処理を行う。具体的には、特徴点・サイズ検出部 68 は、調整後ボリュームデータ 96 において、心臓立体像に外接する直方体形状の領域（以下「心臓立体領域」と記載する）を検出する処理を行う。

【0065】

サイズ検出処理にあたって、まず、特徴点・サイズ検出部 68 は、図 13 に示されるように、四腔断面 104 において、四腔断面像 104 a の左右端の rx 座標を特定する。上述の通り、四腔断面像 104 a の左右端は特徴点・サイズ検出部 68 により検出されている。具体的には、特徴点 F の rx 座標を四腔断面像 104 a の左端の rx 座標 (min_rx) とし、特徴点 G の rx 座標を四腔断面像 104 a の右端の rx 座標 (max_rx) とする。同様に、特徴点・サイズ検出部 68 は、四腔断面 104 において、四腔断面像 104 a の上下端の ry 座標を特定する。上述の通り、四腔断面像 104 a の上下端も特徴点・サイズ検出部 68 により検出されている。具体的には、特徴点 A の ry 座標を四腔断面像 104 a の上端の ry 座標 (min_ry) とし、特徴点 B の ry 座標を四腔断面像 104 a の下端の ry 座標 (max_ry) とする。

【0066】

上述の処理により、四腔断面 104 において、心臓立体領域を構成する 1 つの面である心臓領域面 106 が特定される。具体的には、 $rx = min_rx$ 、 $rx = max_rx$ 、 $ry = min_ry$ 、 $ry = max_ry$ 、で規定される長方形が心臓領域面 106 となる。

【0067】

次に、特徴点・サイズ検出部 68 は、 rz 軸方向における心臓立体像の両端を検出する処理を行う。図 14 に、当該処理を行う様子が示されている。特徴点・サイズ検出部 68

10

20

30

40

50

は、上述のように四腔断面 104 において特定された心臓領域面 106 と平行且つ同サイズの処理面を rz 軸の負方向に平行移動させながら、当該処理面における輝度値「1」の画素数をモニタする。そして、輝度値「1」の画素数が 0、つまり処理面が真っ黒の画像となる直前の処理面 106a における輝度値「1」の点を特徴点 H として特定する。なお、処理面 106a において輝度値「1」の点が複数ある場合は、それら複数の点の重心を求めて特徴点 H とする。そして、特徴点 H（つまり処理面 106a）の rz 座標を心臓立体領域の rz 軸負方向の端部である min_rz として特定する。同様に、心臓領域面 106 と平行且つ同サイズの処理面を rz 軸の正方向に平行移動させながら、当該処理面における輝度値「1」の画素数をモニタし、輝度値「1」の画素数が 0 となる直前の処理面 106b における輝度値「1」の点を特徴点 I として特定する。処理面 106b において輝度値「1」の点が複数ある場合の処理は特徴点 H の特定方法と同様である。そして、特徴点 I（処理面 106b）の rz 座標を心臓立体領域の rz 軸正方向の端部である max_rz として特定する。以上のように、本実施形態では、四腔断面像 104a において 7 点、及び rz 軸方向の両端部を示す 2 点を含む 9 点の特徴点が心臓立体像において特定される。

10

20

30

40

50

【0068】

ここで、胎児の心臓の構造上の特徴から、心臓領域面 106 を基準として、 rz 軸方向の一方側における一方側部分心臓立体像と、 rz 軸方向の他方側における他方側部分心臓立体像との形状が互いに異なる。このことから、一方側部分心臓立体像と他方側部分心臓立体像との比較により、第 2 方向としての上下方向における心臓立体像の向きを特定することができる。本明細書において、上下方向とは、胎児の心臓を正面から見たとき（図 4 参照）の上下方向であって、左右方向に直交する方向を意味する。図 14 においては、上下方向は rz 軸方向により示されている。具体的には、心臓立体領域の一方の端部から心臓領域面 106（四腔断面）までの区間長（つまり min_rz から心臓領域面 106 の rz 座標までの rz 軸に沿った長さ）と、心臓立体領域の他方の端部から心臓領域面 106 までの区間長（つまり心臓領域面 106 の rz 座標から max_rz までの rz 軸に沿った長さ）に基づいて、心臓立体像の上下方向を特定することができる。詳しくは、当該区間長が長い方が頭側であり、当該区間長が短い方が胃側となる。このように、特徴点・サイズ検出部 68 は、第 2 方向特定手段としても機能する。

【0069】

上述の処理によって、図 15 に示す通り、調整後ボリュームデータ 96 内において心臓立体領域 108 が特定される。具体的に、心臓立体領域 108 は、 rx 座標が $min_rx \sim max_rx$ 、 ry 座標が $min_ry \sim max_ry$ 、 rz 座標が $min_rz \sim max_rz$ を取る領域である。このように、本実施形態では、心臓立体像において特定された 9 つの特徴点（特徴点 A ~ I）のうち、6 つの特徴点（特徴点 A、B、F、G、H、及び I）に基づいて心臓立体領域 108 が特定される。

【0070】

特徴点・サイズ検出部 68 は、 min_rx 、 max_rx 、 min_ry 、 max_ry 、 min_rz 、及び max_rz の各値を記憶部 22 に記憶させて保持しておく。さらに、特定した特徴点のうち、少なくとも特徴点 A、B、及び C の回転座標系における座標を記憶部 22 に保持しておく。ここでは、特徴点 A の座標を (a_x, a_y, a_z) とし、特徴点 B の座標を (b_x, b_y, b_z) とし、特徴点 C の座標を (c_x, c_y, c_z) とする。なお、 $a_y = min_ry$ であり、 $b_y = max_ry$ であり、 $a_z = b_z = c_z$ である。

【0071】

正規化座標設定部 70 は、特徴点・サイズ検出部 68 が特定した心臓立体領域 108 において正規化座標系を設定する。具体的には、心臓立体領域 108 における回転実座標系の座標を正規化座標系の座標とを対応付ける処理を行う。図 16 に、正規化座標に変換された心臓立体領域 110 が示されている。正規化座標系は、回転実座標系における特徴点 C（四腔断面像の中心点）を原点としている。つまり、回転実座標系における座標 $(c_x$

c_y, c_z) が正規化座標系における座標 $(0, 0, 0)$ に対応する。また、回転実座標系における座標 (min_rx, min_ry, min_rz) が正規化座標系における $(-1, -1, -1)$ に対応し、回転実座標系における座標 (max_rx, max_ry, max_rz) が正規化座標系における $(1, 1, 1)$ に対応する。つまり、回転実座標系における心臓立体領域 108 の各軸における両端部が、正規化座標系における各軸の -1 及び 1 に対応する。

【0072】

ここで、正規化座標系における原点（つまり特徴点 C）は、心臓立体領域 110 の正確な中心とはなっていない。図 17A には、 $n_x n_z$ 平面における原点（特徴点 C）の位置が示されている。図 17A に示される通り、 n_x 軸についてみれば、特徴点 C ($n_x = 0$) は、 $n_x = 1$ と $n_x = -1$ の中点とはなっていない。 n_y 軸についても同様である。また、図 17B には、 $n_y n_z$ 平面における原点（特徴点 C）の位置が示されている。上述の通り、回転実座標系において、心臓領域面 106 の rz 座標は、 min_rz と max_rz との中点とはなっていないことから、図 17B に示される通り、 n_z 軸についてみても、特徴点 C ($n_z = 0$) も、 $n_z = 1$ と $n_z = -1$ の中点とはなっていない。

【0073】

つまり、正規化座標系は複数のスケールを有している。具体的には、 n_x 軸方向、 n_y 軸方向、及び n_z 軸方向のそれぞれについて、原点の両側において異なるスケールを有している。詳細は後述するが、正規化座標系が複数のスケールを有していることにより、胎児の心臓の個体差をうまく吸収した上で、実データ観察断面を特定することができる。

【0074】

対応関係生成手段としての変換関数生成部 72 は、 x 軸、 y 軸、 z 軸で規定される実座標系（図 3、図 6 参照）と、 n_x 軸、 n_y 軸、 n_z 軸で規定される正規化座標系（図 16 参照）との対応関係としての変換関数を生成する。本実施形態では、変換関数生成部 72 は、正規化座標系と回転実座標系（図 15 など参照）との間の変換関数である第 1 変換関数、及び、回転実座標系と実座標系との間の変換関数である第 2 変換関数を生成する。第 1 変換関数は、正規化座標系における座標を、回転実座標系における座標に変換するものであり、第 2 変換関数は、回転実座標系における座標を実座標系における座標に変換するものである。

【0075】

まず、図 18 を用いて、第 1 変換関数について説明する。第 1 変換関数は、回転実座標系における特徴点の座標と、正規化座標系における当該特徴点の座標との対応関係に基づいて生成される。図 18 に示されるように、正規化座標系において、心臓立体領域 110 は、 $n_x = 0$ で表される面と、 $n_y = 0$ で表される面と、 $n_z = 0$ で表される面により 8 つの領域（図 18 における R1 ~ R8）に区分される。当該 8 つの領域は、それぞれスケールが異なる領域である。これに応じて、各領域において、正規化座標系の座標を回転実座標系に変換するための変換式がそれぞれ異なる。本実施形態では、8 つの領域に対応する 8 つの変換式をまとめて第 1 変換関数と呼ぶ。

【0076】

正規化座標系の座標を (X_n, Y_n, Z_n) とし、それに対応する回転実座標系の座標を (X_r, Y_r, Z_r) とすると、各領域における変換式は以下の様に表される。

【0077】

領域 R1 ($n_x = 0, n_y = 0, n_z = 0$)

【数 6】

$$X_r = (max_rx - c_x) \times X_n + c_x + ((max_rx - c_x) - (max_rx - b_x)) \times Y_n$$

$$Y_r = (max_ry - c_y) \times Y_n + c_y$$

$$Z_r = (max_rz - c_z) \times Z_n + c_z$$

【0078】

領域 R2 ($n_x < 0, n_y = 0, n_z = 0$)

10

20

30

40

50

【数 7】

$$X_r = (\min_{rx} - c_x) \times X_n + c_x + ((\max_{rx} - c_x) - (\max_{rx} - b_x)) \times Y_n$$

$$Y_r = (\max_{ry} - c_y) \times Y_n + c_y$$

$$Z_r = (\max_{rz} - c_z) \times Z_n + c_z$$

【0 0 7 9】

領域 R 3 ($n_x = 0$ 、 $n_y = 0$ 、 $n_z < 0$)

【数 8】

$$X_r = (\max_{rx} - c_x) \times X_n + c_x + ((\max_{rx} - c_x) - (\max_{rx} - b_x)) \times Y_n$$

$$Y_r = (\max_{ry} - c_y) \times Y_n + c_y$$

$$Z_r = (\min_{rz} - c_z) \times Z_n + c_z$$

10

【0 0 8 0】

領域 R 4 ($n_x < 0$ 、 $n_y = 0$ 、 $n_z < 0$)

【数 9】

$$X_r = (\min_{rx} - c_x) \times X_n + c_x + ((\max_{rx} - c_x) - (\max_{rx} - b_x)) \times Y_n$$

$$Y_r = (\max_{ry} - c_y) \times Y_n + c_y$$

$$Z_r = (\min_{rz} - c_z) \times Z_n + c_z$$

【0 0 8 1】

領域 R 5 ($n_x = 0$ 、 $n_y < 0$ 、 $n_z = 0$)

20

【数 1 0】

$$X_r = (\max_{rx} - c_x) \times X_n + c_x + ((\max_{rx} - a_x) - (\max_{rx} - c_x)) \times Y_n$$

$$Y_r = (\min_{ry} - c_y) \times Y_n + c_y$$

$$Z_r = (\max_{rz} - c_z) \times Z_n + c_z$$

【0 0 8 2】

領域 R 6 ($n_x < 0$ 、 $n_y < 0$ 、 $n_z = 0$)

【数 1 1】

$$X_r = (\min_{rx} - c_x) \times X_n + c_x + ((\max_{rx} - a_x) - (\max_{rx} - c_x)) \times Y_n$$

$$Y_r = (\min_{ry} - c_y) \times Y_n + c_y$$

$$Z_r = (\max_{rz} - c_z) \times Z_n + c_z$$

30

【0 0 8 3】

領域 R 7 ($n_x = 0$ 、 $n_y < 0$ 、 $n_z < 0$)

【数 1 2】

$$X_r = (\max_{rx} - c_x) \times X_n + c_x + ((\max_{rx} - a_x) - (\max_{rx} - c_x)) \times Y_n$$

$$Y_r = (\min_{ry} - c_y) \times Y_n + c_y$$

$$Z_r = (\min_{rz} - c_z) \times Z_n + c_z$$

40

【0 0 8 4】

領域 R 8 ($n_x < 0$ 、 $n_y < 0$ 、 $n_z < 0$)

【数 1 3】

$$X_r = (\min_{rx} - c_x) \times X_n + c_x + ((\max_{rx} - a_x) - (\max_{rx} - c_x)) \times Y_n$$

$$Y_r = (\min_{ry} - c_y) \times Y_n + c_y$$

$$Z_r = (\min_{rz} - c_z) \times Z_n + c_z$$

【0 0 8 5】

図 1 5 及び図 1 8 を参照しながら、領域 R 1 を例に、 X_r 、 Y_r 、及び Z_r に関する各変換式について説明する。まず、 n_x 座標から r_x 座標への変換式について説明する。回

50

転実座標系における特徴点Cの r_x 座標 c_x は、正規化座標系における n_x 座標の原点(0)に対応しており、回転実座標系における r_x 座標 max_rx は、正規化座標系における n_x 座標の1に対応している。つまり、正規化座標系における領域R1においては、 n_x 座標は0~1の値を取る。

【0086】

領域R1における X_r を示す式の右辺第1項によれば、 max_rx と c_x の差が算出され、当該差に正規化座標系の n_x 座標 X_n が乗算される。これにより、回転実座標系における $rx = c_x$ から $rx = X_r$ までの距離を示す値が算出される。当該値に、特徴点Cの r_x 座標である c_x を加算することで(右辺第2項)、 X_r の基本値が算出される。

【0087】

上述のように算出された基本値に対して、さらに、中隔のずれあるいは歪みを考慮した補正項(右辺第3項)が加えられる。中隔のずれあるいは歪みとは、テンプレートデータ64に対するずれあるいは歪みである。これは、左室、左房、右室、右房といった胎児の心臓における各部位の位置ずれや、大きさのバランスずれなどによって生じるものである。胎児の心臓においては、個体差などにより、中隔のラインが回転実座標系の ry 軸とは平行とならない場合、つまりテンプレートデータ64のスリット64dからずれている場合がある。このような場合、回転実座標系における四腔断面像(図15など参照)において特定された特徴点A、C、Bを結ぶラインが ry 軸に平行にならず、あるいは、そもそも特徴点A、C、Bが一直線上にない場合もある。領域R1における X_r を示す式においては、回転実座標系における特徴点Cと特徴点Bとの rx 軸方向のずれ量に基づいて X_r 座標が補正される。

【0088】

図19に、当該補正項を説明するための図が示されている。図19においては、回転実座標系における特徴点B及びC、及び $rx = max_rx$ の位置関係を示す図である。図19に示される通り、 $rx = max_rx$ と特徴点Cの rx 座標である $rx = c_x$ との間の rx 軸方向の距離は $(max_rx - c_x)$ で表される。同様に、 $rx = max_rx$ と特徴点Bの rx 座標である $rx = b_x$ との間の rx 軸方向の距離は $(max_rx - b_x)$ で表される。これらに基づいて、特徴点Bの rx 座標である $rx = b_x$ と特徴点Cの rx 座標である $rx = c_x$ との間の rx 軸方向の距離(ずれ量)は $(max_rx - c_x) - (max_rx - b_x)$ で表される。当該補正項は、特徴点Cと特徴点Bとの rx 軸方向のずれ量に正規化座標系の ny 座標である Y_n が乗算されたものを表している。領域R1においては、 Y_n は0~1の値を取るから、例えば、 $Y_n = 1$ の場合は、補正項として、特徴点Cと特徴点Bとの rx 軸方向のずれ量そのものが加算される。また、例えば、 $Y_n = 0.5$ の場合は、補正項として、特徴点Cと特徴点Bとの rx 軸方向のずれ量の半分が加算される。このように、特徴点Cと特徴点Bとの rx 軸方向のずれ量が大きい程(つまり中隔のずれが大きい程)、 Y_n の値に応じて、より多くの補正值が X_r に加えられることになる。つまり、中隔のずれに応じた X_r が算出される。

【0089】

ny 座標から ry 座標への変換式、及び nz 座標から rz 座標への変換式については、 nx 座標から rx 座標への変換式における補正項を除いたものと同様の概念であるため、ここでは説明を省略する。また、他の領域(R2~R8)についても各座標の変換式も上述した領域R1における変換式と同様に説明できるため、ここでは説明を省略する。なお、領域R5~R8における nx 座標から rx 座標への変換式における補正項は、回転実座標系における特徴点Aと特徴点Cを結ぶ直線の ry 軸に対する傾きに基づく X_r 座標の補正を示すものである。

【0090】

上述の各領域に対応する各変換式は予め記憶部22に記憶されていてよい。変換関数生成部72は、特徴点・サイズ検出部68が検出した、 min_rx 、 max_rx 、 min_ry 、 max_ry 、 min_rz 、 max_rz 、 a_x 、 b_x 、 c_x 、 c_y 、及び c_z の各値を上記変換式に当て嵌めることで、第1変換関数を生成する。 min_rx は

特徴点 F により定められ、 $\max_rx$ は特徴点 G により定められ、 $\min_ry$ 及び a_x は特徴点 A により定められ、 $\max_ry$ 及び b_x は特徴点 B により定められ、 $\min_rz$ は特徴点 H により定められ、 $\max_rz$ は特徴点 I により定められ、 c_x 、 c_y 、及び c_z は特徴点 C により定められる。このように、第 1 変換関数は、回転実座標系の心臓立体像において検出された特徴点群により生成されるといえる。

【0091】

第 1 変換関数によれば、正規化座標系において定義された正規化観察断面（詳しくは観察断面を示す少なくとも 3 つの正規化座標）が回転実座標系における実データ回転観察断面（詳しくは実データ回転観察断面を示す 3 つの回転実座標）が算出される。

【0092】

上述のように、第 1 変換関数は、観測あるいは診断対象の胎児の心臓像において特定された複数の特徴点に基づいて生成される。つまり、第 1 変換関数は、観測あるいは診断対象に応じて異なるものとなる。一方において、正規化座標系においては、胎児の心臓像が既定の向きあるいはサイズで定義されていることから、各観察断面が一意に特定される。以上のようなことから、本実施形態によれば、正規化座標系において各観察断面を一意に特定することができながらも、観測あるいは診断対象毎に演算される第 1 変換関数によって、診断対象の個体差が吸収されて、回転実座標系において回転実データ観察断面を特定することができる。しかも、正規化座標系においては複数のスケールを有している。例えば本実施形態では四腔断面の中心を基準として各正規化軸方向に異なるスケールを有している。これにより、第 1 変換関数による座標変換において、診断対象の各部位のバランスを考慮した変換が行われる。つまり、本実施形態によれば、診断対象の外形形状の個体差のみならず、それに含まれる各部位の形状の個体差までもが吸収された好適な回転実データ観察断面が特定される。さらに、第 1 変換関数においては、診断対象の各部位の位置のずれ、あるいは形状の歪みが考慮された補正項が加えられている。上述の例では、中隔のずれあるいは歪みを考慮した補正項が加えられている。したがって、第 1 変換関数によれば、診断対象の各部位の位置のずれ、あるいは大きさのバランスずれといった個体差も解消されて好適な回転実データ観察断面が特定される。

【0093】

次に、第 2 変換関数について説明する。第 2 変換関数は、図 9 において説明したマッチング処理（回転処理、拡大・縮小処理、及び平行移動処理）、及び図 10 において説明した回転処理を逆方向に行う 3 次元アフィン変換を実現する関数である。すなわち、第 2 変換関数は、マッチング処理及び代表断面探索のための回転処理を逆方向に行う回転処理を示す変換式、マッチング処理における拡大・縮小処理を逆方向に行う変換式、及び、マッチング処理における平行移動処理を逆方向に行う変換式により構成される。第 2 変換関数により、回転実座標系が実座標系に変換され、つまり回転実データ観察断面（詳しくは回転実データ観察断面を示す 3 つの回転実座標）が実データ観察断面（詳しくは実データ観察断面を示す 3 つの実座標）に変換される。

【0094】

まず、第 2 変換関数のうち、回転処理に示す変換式について説明する。まず、図 10 において説明した各回転処理を逆方向に行う処理について説明する。当該回転処理は、当該各回転処理と同じ回転軸において、逆方向に同じ角度だけ回転させる処理となる。上述のように、マッチング処理における回転処理は、2 つの四元数 Q 及び R によって表される。代表断面探索時において、代表断面検出部 66 は、各回転（上述では 3 種類の回転）についての四元数 Q 及び R におけるパラメータ α 、 β 、 γ 、及び θ を記憶部 22 に保持しているから、変換関数生成部 72 は、当該各パラメータを用いて、当該各回転処理の逆回転を示す各変換式を生成する。具体的には、上述の各四元数 Q 及び R のパラメータ α 、 β 、及び γ はそのまま維持して（つまり各回転軸は代表断面探索処理と同じであり）、 θ を $-\theta$ とした（つまり代表断面探索処理とは逆方向への回転を示す）各四元数 Q' 及び R' を生成する。第 2 変換関数には、当該各四元数 Q' 及び R' が含まれる。さらに、第 2 変換関数の回転処理を示す変換式には、図 9 において説明したマッチング処理における回転処理と

同じ回転軸において、逆方向に同じ角度だけ回転させるための変換式が含まれる。これについても同様に、変換関数生成部 7 2 は、調整部 6 2 がマッチング処理にあたって記憶部 2 2 に保持した上述の四元数 Q 及び R のパラメータ α 、 β 、及び γ はそのまま維持して（つまり回転軸はマッチング処理と同じであり）、 θ を $-\theta$ とした（つまりマッチング処理とは逆方向への回転を示す）四元数 Q' 及び R' を生成する。第 2 変換関数には、さらに、当該四元数 Q' 及び R' が含まれる。

【0095】

また、第 2 変換関数のうち拡大・縮小処理を示す変換式は、マッチング処理における拡大・縮小処理を元に戻す処理を示す変換式であり、これは調整部 6 2 により記憶部 2 2 に保持されたマッチング処理における拡大・縮小率に基づいて決定される。さらに、第 2 変換関数のうち平行移動処理を示す変換式は、マッチング処理における平行移動処理を元に戻す処理を示す変換式であり、これは調整部 6 2 により記憶部 2 2 に保持されたマッチング処理における平行移動を示すベクトルに基づいて決定される。

10

【0096】

上述のようにして第 2 変換関数が生成される。第 2 変換関数も、第 1 変換関数同様に、観測あるいは診断対象に応じて異なるものとなる。

【0097】

第 1 変換関数及び第 2 変換関数が生成されることにより、正規化座標系における各座標に対応する実座標系の座標が演算できることになる。つまり、正規化座標系と実座標系とが対応付けられる。

20

【0098】

断面特定手段としての断面特定部 7 4 は、第 1 変換関数及び第 2 変換関数に基づいて、断面テーブル 7 6 に記憶された正規化座標系において定義された正規化観察断面から、実座標系において実データ観察断面を特定する。断面テーブル 7 6 には、1 又は複数の観察断面に対応する 1 又は複数の正規化観察断面が定義されている。本実施形態では、上述のように、各正規化観察断面は 3 つの座標により定義される。例えば、三血管断面に対応する正規化観察断面は、 $(n_x, n_y, n_z) = (-1, 1, 0.72)$ 、 $(-1, -1, 0.72)$ 、及び $(1, 1, 0.72)$ の 3 つの座標で定義されている。なお、当該三血管断面は、代表断面として特定された四腔断面を平行移動させた断面となるが、正規化観察断面としては、四腔断面に平行な断面でなくてもよい。

30

【0099】

図 20 に、正規化観察断面から実データ観察断面へ変換される様子が示されている。ユーザから選択されるなどして、ある正規化観察断面が選択されると、断面特定部 7 4 は、変換関数生成部 7 2 が生成した第 1 及び第 2 変換関数を用いて、選択された正規化観察断面を定義する正規化座標系における 3 つの座標を実座標系における 3 つの座標に変換する。例えば、図 19 に示される通り、正規化座標系において、三血管断面を示す $(n_x, n_y, n_z) = (-1, 1, 0.72)$ 、 $(-1, -1, 0.72)$ 、及び $(1, 1, 0.72)$ の 3 つの座標が選択されると、第 1 変換関数により、当該 3 つの座標が回転実座標系における座標 (r_{x1}, r_{x2}, r_{x3}) 、 (r_{x1}, r_{x2}, r_{x3}) 、及び (r_{x1}, r_{x2}, r_{x3}) が特定される。これにより、回転実座標系において、向き及びサイズが規定のものである回転実データとしての三血管断面 1 1 2 が特定される。さらに、三血管断面 1 1 2 に対して、第 2 変換関数を用いて回転、平行移動、及び拡大・縮小処理を行うことで、実座標系における実データ観察断面としての三血管断面 1 1 4 が特定される。

40

【0100】

断面位置補正部 7 8 は、ユーザの指示に基づいて、断面特定部 7 4 により特定された実データ観察断面の位置を補正する。ユーザは、後述の断層画像形成部 8 0 により形成され表示部 3 4 に表示された実データ観察断面の断層画像を確認して、それが目的の観察断面からずれていると判断した場合は、操作部（不図示）を用いて実データ観察断面の位置の修正を指示することができる。断面位置補正部 7 8 は当該ユーザからの指示を受けて、実

50

データ観察断面の位置を修正する。

【0101】

画像形成手段としての断層画像形成部80は、データメモリ26に記憶された複数のポリウムデータ40(図3参照)それぞれにおいて、断面特定部74が特定し、あるいは断面位置補正部78により補正された実データ観察断面における断層画像を形成する。これにより、例えば三血管断面の実データ観察断面が特定された場合、各時相における三血管断面の複数の断層画像が形成される。このように生成された複数の断層画像は画像合成部32により処理され、表示部34に表示される。

【0102】

以下、断面特定部74などにより特定された実データ観察断面の断層画像の表示態様について説明する。

【0103】

図21には、実データ観察断面の断層画像の第1の表示例が示されている。第1の表示例では、特定された実データ観察断面(図21においては四腔断面)の断層画像120が拡大表示される。時間方向に並ぶ複数のポリウムデータ40それぞれにおいて実データ観察断面が特定されているから、各ポリウムデータ40に対応する断層画像を連続的に切り替えることで、断層画像120として動画を表示することもできる。また、断層画像120においては、心臓の各部位(例えば左室、左房、右室、右房など)を示すラベル120aが表示されてもよい。ラベル120aの表示処理については後述する。

【0104】

また、断層画像120と共に、観察断面の位置を示すガイド画像122が表示される。ガイド画像122には、予め用意された心臓の3次元モデル、及び心臓に対する実データ観察断面の位置を示す断面指標122aが示されている。ガイド画像122は、正規化座標系に基づいて表示されてよい。例えば、心臓の3次元モデルに対する断面指標122aの位置及び向きは、選択された正規化観察断面に基づいて決定されてよい。ガイド画像122が表示されることで、ユーザは、表示された断層画像120がどの断面に対応するものであるか好適に把握することができる。

【0105】

また、ガイド画像122には、断層画像120の回転方向を示す方向指標122bが含まれる。本実施形態では、断面指標122aが矩形の面で示されており、方向指標122bは、当該面の1つの角に付されている。また、断層画像120の矩形の枠の1つの角にも方向指標120bが付されている。方向指標120bと122bは対応するものであり、ユーザは方向指標120b及び122bを確認することで、断層画像120の回転方向を把握することができる。方向指標120b及び122bが付される位置は、第2変換関数における回転角度に応じて決定されてよい。

【0106】

図22には、実データ観察断面の断層画像の第2の表示例が示されている。第2の表示例では、各ポリウムデータ40において、複数の実データ観察断面が特定され、特定された複数の実データ観察断面に対応する断層画像群124が並列表示される。このように、本実施形態では、複数の正規化観察断面を選択することが可能であり、選択された複数の正規化観察断面に対応する実データ観察断面を同時に表示することができる。第2の表示例においてもガイド画像126が表示される。当該ガイド画像126には、心臓の3次元モデルと、複数の実データ観察断面の位置を示す複数の断面指標126aが示されている。なお、複数の断層画像と複数の断面指標126aの対応が示されてよい。例えば、各断層画像の枠の色と断面指標126aの色を対応させるなどしてもよい。

【0107】

また、図23に示されるように、代表断面としての四腔断面に対して平行な複数の観察断面(平行多断面)に対応する断層画像群128を表示するようにしてもよい。平行多断面表示においてもガイド画像130が示され、四腔断面及びそれと平行な複数の観察断面の位置を示す複数の断面指標130aが表示される。さらに、図24に示されるように、

10

20

30

40

50

代表断面としての四腔断面と、それに直交する２つの観察断面（直交断面）に対応する断層画像群１３２を表示するようにしてもよい。直交断面表示においてもガイド画像１３４が示され、四腔断面及びそれに直交する２つの観察断面の位置を示す複数の断面指標１３４aが表示される。

【０１０８】

以下、ラベル処理部８２及び画像合成部３２によるラベルの表示処理について説明する。

【０１０９】

図２５には、正規化座標系の心臓立体領域１１０内に定義される複数のラベル空間領域（１４０a～b（以下総称してラベル空間領域１４０と記載する場合がある。他の符号についても同様である））が示されている。各ラベル空間領域１４０は３次元領域であり、胎児の心臓の各部位に対応するものである。図２４の例では、ラベル空間領域１４０aは左心室に対応するものであり、ラベル空間領域１４０bは右心室に対応するものであり、ラベル空間領域１４０cは左心房に対応するものであり、ラベル空間領域１４０dは右心房に対応するものである。

10

【０１１０】

上述の通り、正規化座標系においては、胎児の心臓の向き及びサイズが規定されているため、正規化座標系において、各部位に対応するラベル空間領域１４０の位置を定義することができる。なお、ラベル空間領域１４０は、予め定められた形状であってもよいが、後述のように、正規化座標系に変換された心臓立体像（図１６参照）に応じて（つまり被検体毎に応じて）その形状が適宜調整されてもよい。

20

【０１１１】

各ラベル空間領域１４０は、対応する心臓の各部位を示すラベル情報を有している。例えば、左心室に対応するラベル空間領域１４０aには左心室を示す「LV」の文字データがラベル情報として含まれ、右心室に対応するラベル空間領域１４０bには右心室を示す「RV」の文字データがラベル情報として含まれる。

【０１１２】

例えばユーザにより正規化観察断面が選択されると、図２６に示されるように、正規化座標系の心臓立体領域１１０において正規化観察断面１４２が定義される。定義された正規化観察断面１４２がラベル空間領域１４０を横断する場合、当該正規化観察断面１４２上にはラベル空間領域１４０と交わる領域であるラベル平面領域１４４が生じる。図２６に示す例では、正規化観察断面１４２は、ラベル空間領域１４０a及びラベル空間領域１４０bを横断しているから、正規化観察断面１４２上において、ラベル空間領域１４０aに対応するラベル平面領域１４４a、及びラベル空間領域１４０bに対応するラベル平面領域１４４bが生じている。

30

【０１１３】

ラベル処理部８２は、正規化観察断面１４２がラベル空間領域１４０を横断する場合、つまり、正規化観察断面１４２上にラベル平面領域１４４が生じた場合、正規化座標系におけるラベル平面領域１４４の重心座標１４６を演算する。重心の演算処理は、既知の画像処理技術を用いることができる。図２６に示す例では、ラベル平面領域１４４aの重心座標１４６a、及びラベル平面領域１４４bの重心座標１４６bが演算される。

40

【０１１４】

正規化観察断面１４２上において重心座標１４６が演算されると、ラベル処理部８２は、第１変換関数及び第２変換関数を用いて、正規化座標系における重心座標１４６を実座標系の重心座標に変換する。そして、画像合成部３２は、実データ観察断面（実座標系の重心座標は実データ観察断面上に位置する）に対応する断層画像において、変換された実座標系の重心座標を基準とした位置に、ラベル情報を表示させる。

【０１１５】

図２７Aには、表示部３４に表示される断層画像１４８が示されている。図２７Aに示す通り、正規化座標系における重心座標１４６a（図２６参照）に対応する実座標系にお

50

ける重心座標 1 5 0 a を中心として、ラベル情報 1 5 2 a が表示される。なお、図 2 7 A においては、重心座標 1 5 0 a が黒点で示されているが、重心座標 1 5 0 a は表示されなくてもよい。本実施形態では、ラベル情報 1 5 2 a として左心室を示す「L V」という文字が表示される。同様に、正規化座標系における重心座標 1 4 6 b に対応する実座標系における重心座標 1 5 0 b を中心として、ラベル情報 1 5 2 b が表示される。本実施形態では、ラベル情報 1 5 2 b として右心室を示す「R V」という文字が表示される。

【0 1 1 6】

図 2 7 B には、ラベル情報 1 5 2 の他の表示例が示されている。ラベル情報 1 5 2 は、図 2 7 B に示される通り、断層画像 1 4 8 の外側領域に表示されてもよい。これにより、断層画像の視認性の低下を抑制しつつラベル情報を表示することができる。各ラベル情報 1 5 2 がいずれの部位に対応するものであるかを明確にするために、重心座標 1 5 0 から引き出し線が引き出され、当該引き出し線の先に対応するラベル情報 1 5 2 が表示されるようにしてもよい。

10

【0 1 1 7】

以下、ラベル空間領域 1 4 0 の形状を調整する処理について説明する。本実施形態においては、ラベル処理部 8 2 は、正規化座標系における心臓立体像に基づく 3 次元リージョングローイング処理によりラベル空間領域 1 4 0 の形状を調整する。図 2 8 に、3 次元リージョングローイング処理の様子が示されている。なお、図 2 8 においては、心臓立体領域 1 1 0 に含まれる心臓立体像における 1 つの断面が示されている。

20

【0 1 1 8】

3 次元リージョングローイング処理は、心臓立体像の各部位に適合するように、各ラベル空間領域 1 4 0 を拡張あるいは縮小させる処理である。図 2 8 の例では、左心室に対応するラベル空間領域 1 4 0 a が心臓立体像の左心室領域に適合するように拡張され、調整後ラベル空間領域 1 6 0 a が形成されている。右心室、左心房、及び右心房に対応する各ラベル空間領域 1 4 0 についても同様である。

【0 1 1 9】

以下、図 2 9 を用いて、左心室に対応するラベル空間領域 1 4 0 a を例に 3 次元リージョングローイング処理について説明する。まず、ラベル空間領域 1 4 0 a を構成する各ボクセルにはデータ値として「1」が設定されている。ラベル処理部 8 2 は、ラベル空間領域 1 4 0 a を構成する各ボクセルのデータ値と、各ボクセルに対応する座標における反転二値化された心臓立体像の輝度値との積を演算する。そして、その演算結果が「0」となったボクセルはラベル空間領域 1 4 0 a から除外する。心臓立体像においては、心腔部の輝度が「1」となっており、その他の位置の輝度値は「0」となっているから、当該処理により、ラベル空間領域 1 4 0 a のうち、心腔部（左心室）から外れている部分が除外されたラベル空間領域 1 6 2 a が生成される（図 2 9 の左図参照）。

30

【0 1 2 0】

次に、ラベル処理部 8 2 は、ラベル空間領域 1 6 2 a に隣接するボクセルと、当該ボクセルに対応する座標における反転二値化された心臓立体像の輝度値との積を演算する。その演算結果が「1」であれば、当該隣接するボクセルをラベル空間領域 1 6 2 a に追加する。その演算結果が「0」の場合は、当該ボクセルはラベル空間領域 1 6 2 a に追加しない。ラベル空間領域 1 6 2 a の形状が変化しなくなるまで当該処理を繰り返すことで、心腔部（左心室）に適合した調整後ラベル空間領域 1 6 0 a が形成される。なお、予め心臓立体領域において、左心室が取り得る領域（処理境界）を予め定めておき、上記拡張処理は当該処理境界内の限りにおいて行うようにしてもよい。

40

【0 1 2 1】

例えば左心室のような心腔内の部位に対応するラベル空間領域 1 4 0 に対して 3 次元リージョングローイング処理を行う場合、弁部の処理が問題となる。弁部により部位が区切られる一方において、心臓立体像において弁部が閉じていない場合があるために、3 次元リージョングローイング処理により、ある部位に対応するラベル空間領域 1 6 0 が弁部を介して隣接する他の部位まで拡張してしまう場合がある。例えば左心室に対応する調整後

50

ラベル空間領域 1 6 0 a が左心房領域まで拡張してしまう場合がある。

【 0 1 2 2 】

したがって、本実施形態では、ラベル処理部 8 2 は、弁輪部（弁の付け根部分）を基準として心臓立体像の弁部において 3 次元リージョンング処理の境界面を生成する。図 3 0 に、弁部における境界面の生成処理の様子が示されている。

【 0 1 2 3 】

まず、ラベル処理部 8 2 は、弁輪部を示す特徴点 1 7 0 を検出する。特徴点 1 7 0 の検出は、例えば心臓立体像の四腔断面上において、図 1 1 に示された特徴点 D ~ G の検出処理と同様の手法により検出されてよい。ここでは、僧帽弁の 2 つの弁輪部を示す特徴点 1 7 0 a 及び 1 7 0 b が検出されたとする（図 3 0 上段左図参照）。2 つの特徴点 1 7 0 a 及び 1 7 0 b が検出されると、ラベル処理部 8 2 は、当該 2 つの特徴点を結ぶ直線 1 7 2 を生成する（図 3 0 上段中央図参照）。

【 0 1 2 4 】

次に、ラベル処理部 8 2 は、直線 1 7 2 の両側において、直線 1 7 2 と直交する方向に対してエッジ探索処理を行う（図 3 0 上段右図参照）。当該エッジ探索処理により、直線 1 7 2 の一方側において弁に相当する複数の高輝度画素 1 7 4 が検出される（図 3 0 下段左図参照）。さらに、ラベル処理部 8 2 は、複数の高輝度画素 1 7 4 に基づく近似曲線（二次曲線）1 7 6 を生成する（図 3 0 下段中央図参照）。最後に、ラベル処理部 8 2 は、生成された近似曲線 1 7 6 を直線 1 7 2 の中点を通り、直線 1 7 2 に直交する回転軸を中心に回転させる（図 3 0 下段右図参照）。これにより、心臓立体領域 1 1 0 において、左心室と左心房の間に 3 次元リージョンング処理の処理境界としての境界面が形成される。

【 0 1 2 5 】

以上説明した本実施形態によれば、超音波の送受波により得られたボリュームデータに含まれる胎児の心臓立体像に基づいて、当該ボリュームデータが有する実座標系と、既定のサイズ及び向き of 心臓立体像が定義される正規化座標系との対応関係を示す第 1 及び第 2 変換関数が生成される。これにより、胎児の心臓毎に、つまり対象組織毎に第 1 及び第 2 変換関数が生成される。そして、第 1 及び第 2 変換関数に基づいて、予め正規化座標系において定義された正規化観察断面から実座標系における実データ観察断面を特定する。以上の処理により、胎児の心臓の個体差が吸収されたより好適が実データ観察断面を特定することができる。

【 0 1 2 6 】

また、本実施形態によれば、ボリュームデータにおいて、胎児の心臓像の規定の向き（姿勢）を特定することができる。上記実施形態では、胎児の心臓の左右方向（心尖部側）、及び上下方向（頭側、胃側）が特定される。したがって、例えば、ボリュームデータに含まれる心臓立体像を 3 次元表示する場合に、既定の向きの心臓立体像を表示することができる。あるいはボリュームデータから切り出された断層画像を表示する場合において、既定の向きを向いた心臓断層像を表示することができる。これにより、ユーザはより容易にボリュームデータを用いた胎児の心臓像の観察あるいは診断を行うことができる。

【 0 1 2 7 】

以上、本発明に係る実施形態を説明したが、本発明は上記実施形態に限られるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない限りにおいて種々の変更が可能である。

【 符号の説明 】

【 0 1 2 8 】

1 0 超音波診断装置、1 2 プローブ、1 4 送受信部、1 6 整相加算部、1 8 ビーム処理部、2 0 D S C、2 2 記憶部、2 4 前メモリ、2 6 データメモリ、2 8 再構成処理部、3 0 ボリュームデータ処理部、3 2 画像合成部、3 4 表示部、3 6 制御部、6 0 フィルタ部、6 2 調整部、6 4 テンプレートデータ、6 6 代表断面検出部、6 8 特徴点・サイズ検出部、7 0 正規化座標設定部、7 2 変換関数生成部、7 4 断面特定部、7 6 断面テーブル、7 8 断面位置補正部、8 0 断層画

10

20

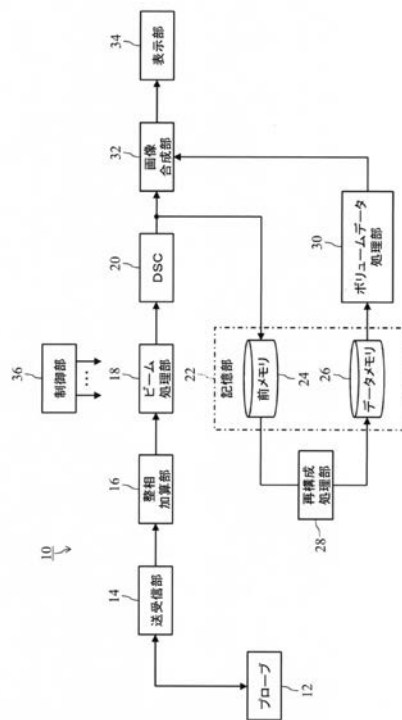
30

40

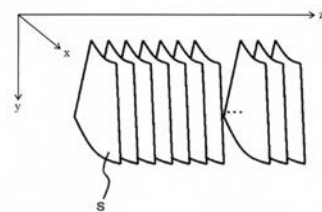
50

像形成部、 8 2 ラベル処理部。

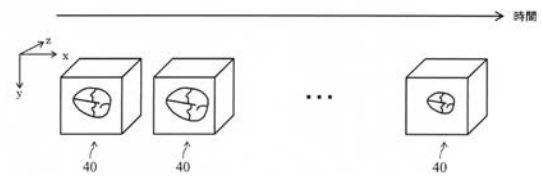
【図 1】



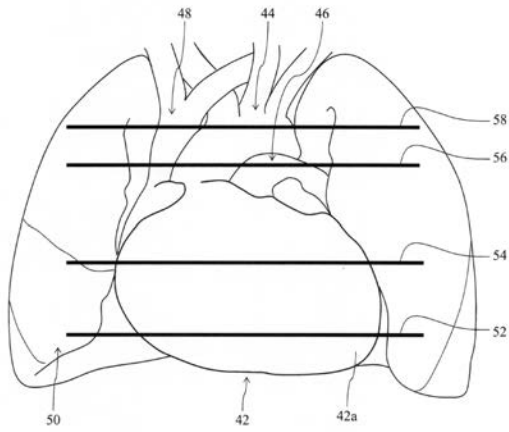
【図 2】



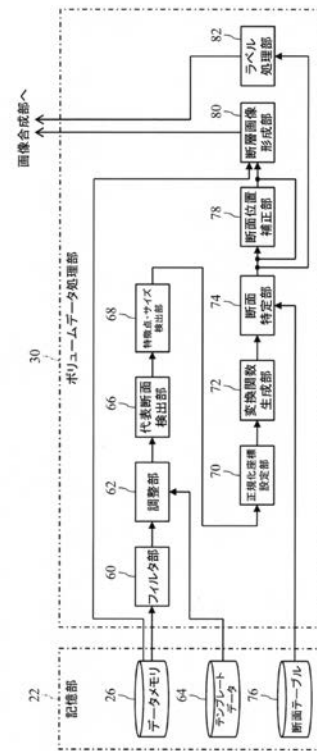
【図 3】



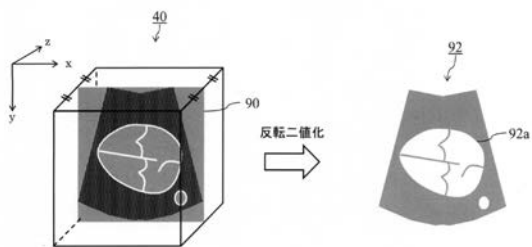
【図 4】



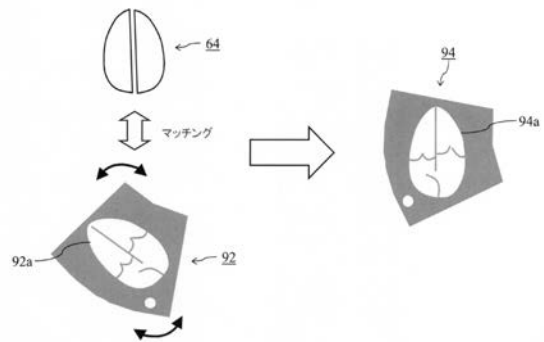
【図 5】



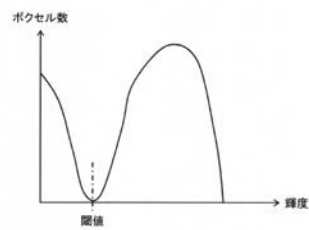
【図 6】



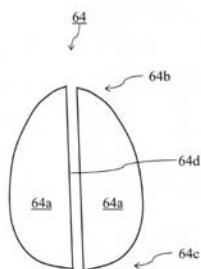
【図 9】



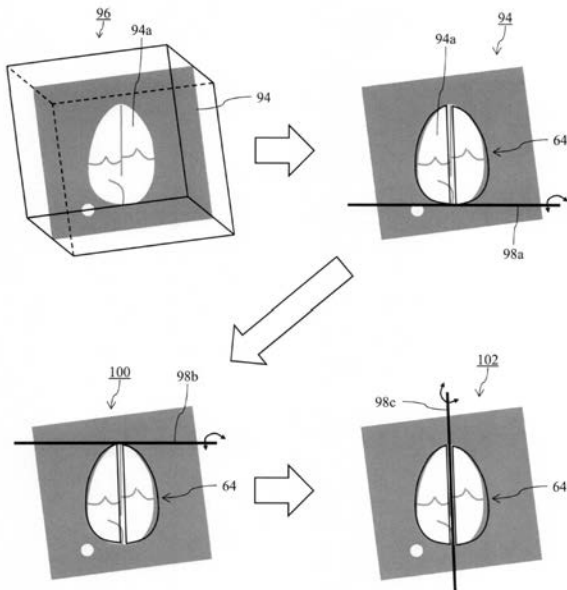
【図 7】



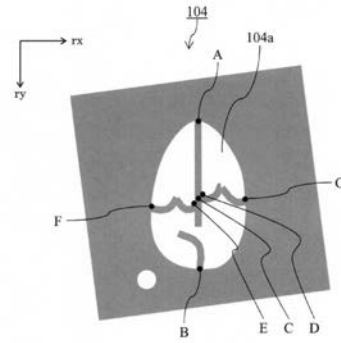
【図 8】



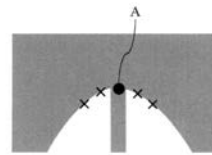
【図 10】



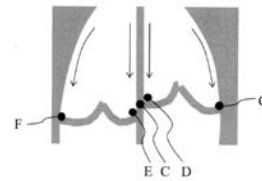
【図 11】



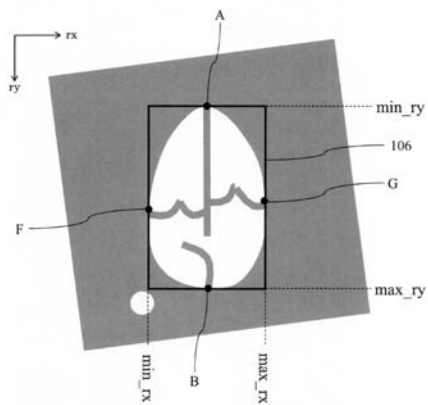
【図 12 A】



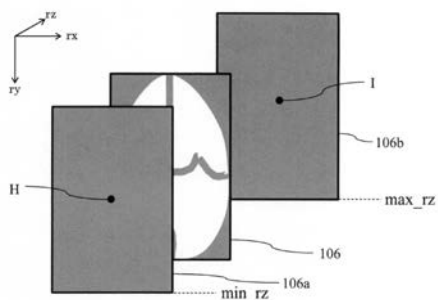
【図 12 B】



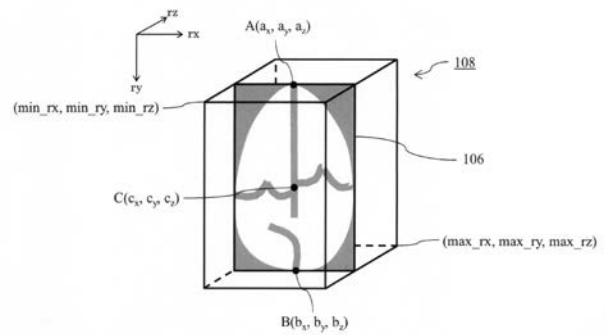
【図 13】



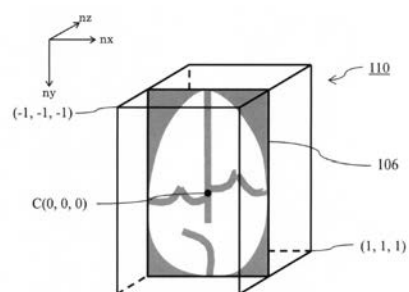
【図 14】



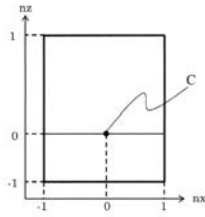
【図 15】



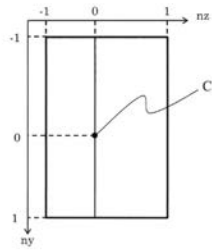
【図 16】



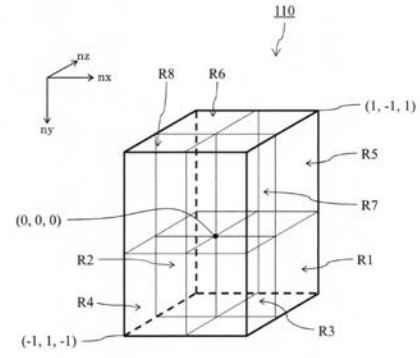
【図 17 A】



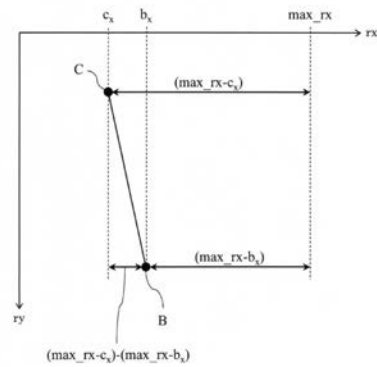
【図 17 B】



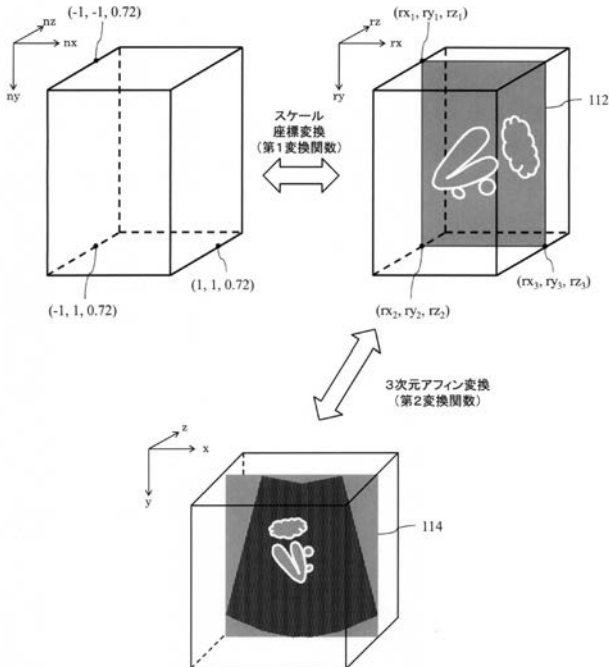
【図 18】



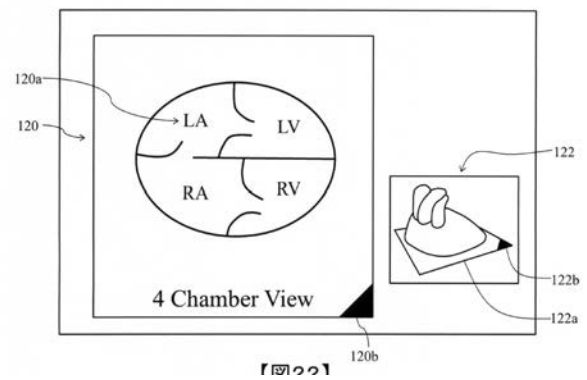
【図 19】



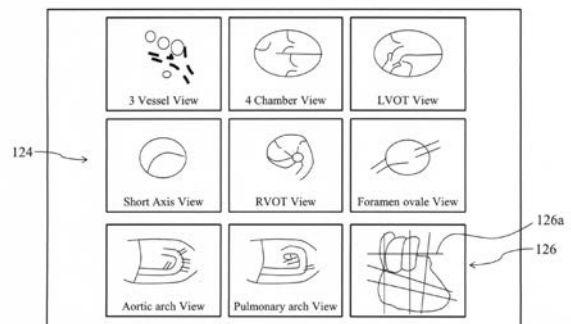
【図 20】



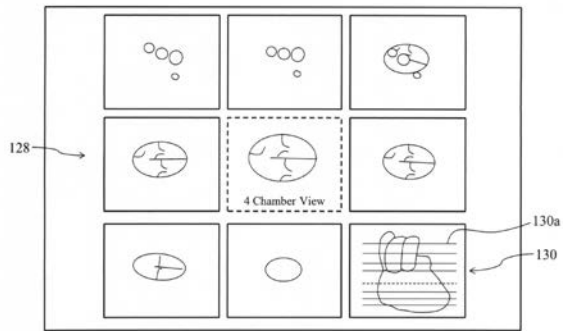
【図 21】



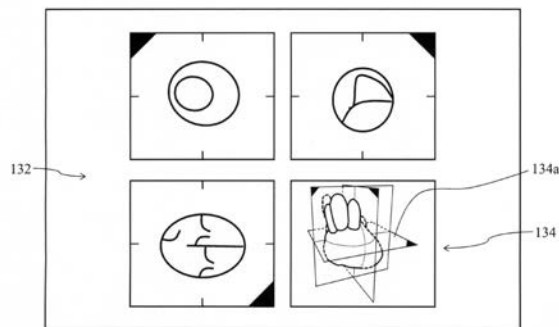
【図 22】



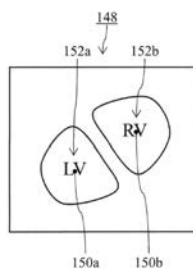
【図 2 3】



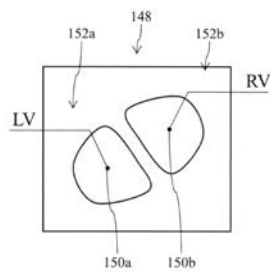
【図 2 4】



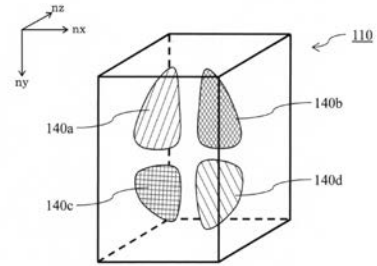
【図 2 7 A】



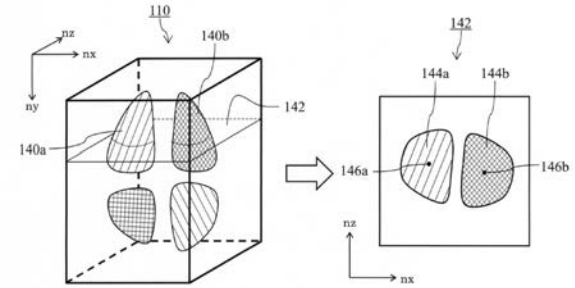
【図 2 7 B】



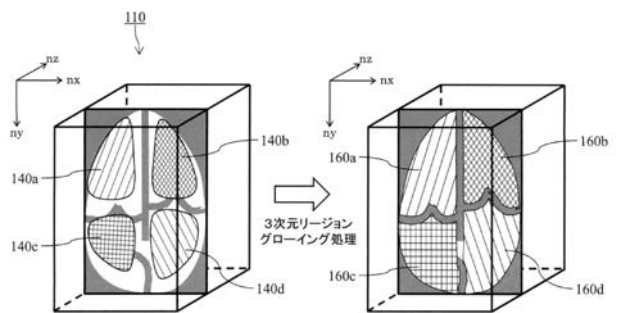
【図 2 5】



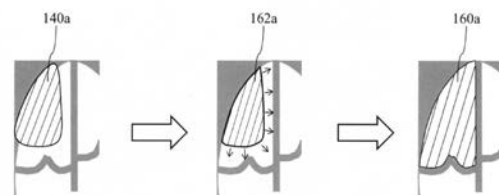
【図 2 6】



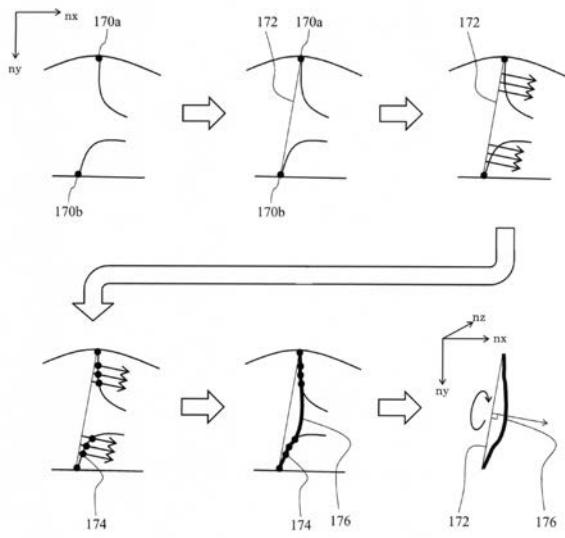
【図 2 8】



【図 2 9】



【図 30】



专利名称(译)	超声波图像处理设备和程序		
公开(公告)号	JP2018068495A	公开(公告)日	2018-05-10
申请号	JP2016209920	申请日	2016-10-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	笠原英司 穴戸裕哉 永瀬優子		
发明人	笠原 英司 穴戸 裕哉 永瀬 優子		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/JC12 4C601/JC15 4C601/JC33 4C601/KK25 4C601/KK32		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在通过超声波发送/接收获得的体数据中识别胎儿的心脏图像的方向。一个调节器62，作为包括在临时四腔视图平面92中的临时四个腔视图平面图像92a的方向和大小被定义取向和尺寸，使用该模板数据64，体积数据40位置它执行的处理定义。作为代表部分搜索装置的代表部分检测单元66在临时四腔室横截面94附近搜索真实的四腔室横截面。因此，四腔视图平面图像的顶侧方向包括在所指定的四腔视图平面，示出了调整后的体数据96中的心脏的立体图像的顶端的方向。特征点/尺寸检测单元68检测指示心脏立体图像的在与四腔室横截面正交的rz方向上的端部的两个特征点。然后，从心脏的三维图像中的一个端部的部分长度，以四腔视图平面，基于从心脏的三维图像的另一端多达四个腔室视图平面的部分长度，在垂直方向（颅贲门立体图像Side）可以指定。点域5

