

(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2018-68494
(P2018-68494A)

(43) 公開日 平成30年5月10日(2018.5.10)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F I
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2016-209919(P2016-209919)
(22) 出願日 平成28年10月26日(2016.10.26)

(71) 出願人 000005108
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YK 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 宍戸 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 EE11 JC06
JC12 JC32 JC33 KK25 KK32

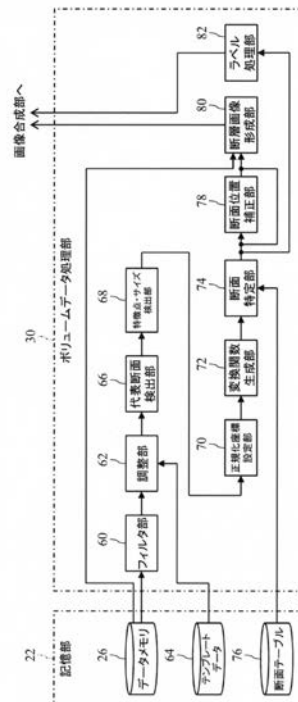
(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置及びプログラム

(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対象組織の個体差を考慮した上で観察断面を簡便且つより正確に特定する。

【解決手段】調整部62、代表断面検出部66、及び特徴点・サイズ検出部68により、胎児の心臓立体像を含むボリュームデータ40において、心臓立体像が規定の向きとなるようにボリュームデータ40が回転される。そして、規定の向きとなった心臓立体像において複数の特徴点が検出される。正規化座標設定部70は、実(回転)座標系における当該複数の特徴点の座標に基づいて、正規化座標系を設定する。変換関数生成部72は、実座標系と正規化座標系の対応関係を生成する。断面特定部74は、当該対応関係に基づいて、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。

【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たボリュームデータに含まれる対象組織像に基づいて、前記ボリュームデータが有する実座標系と計算上の正規化座標系との対応関係を演算する対応関係生成手段と、

前記対応関係に基づいて、前記正規化座標系において定義された正規化観察断面から、前記実座標系における実データ観察断面を特定する断面特定手段と、

前記ボリュームデータから、特定された前記実データ観察断面に対応する断層画像を形成する画像形成手段と、

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】

前記対応関係生成手段は、前記対象組織像から検出された代表点群に基づいて前記対応関係を演算する、

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】

前記代表点群は、前記対象組織像の基準点、及び、前記実座標系の各座標軸における前記対象組織像の両端点を含み、

前記正規化座標系は、前記基準点及び前記両端点に基づいて定義される、

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。

【請求項 4】

前記正規化座標系は、少なくとも 2 つの異なるスケールを有する、

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。

20

【請求項 5】

前記正規化観察断面は複数定義され、

前記断面特定手段は、前記複数の正規化観察断面から選択された選択正規化観察断面に基づいて、前記選択正規化観察断面に対応する前記実データ観察断面を特定する、

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 6】

前記ボリュームデータにおける代表断面を特定する代表断面特定手段、

をさらに含み、

前記対応関係生成手段は、前記代表断面において検出された複数の代表点の、前記実座標系における座標と前記正規化座標系における座標との関係に基づいて前記対応関係を演算する、

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。

30

【請求項 7】

前記代表断面特定手段は、

前記ボリュームデータにおいて特定された仮代表断面に含まれる対象組織像がテンプレートデータにマッチングするように、前記ボリュームデータの姿勢を規定する姿勢規定手段と、

前記姿勢規定手段により規定された姿勢の前記ボリュームデータにおいて、前記仮代表断面の近傍範囲において前記代表断面を探索する代表断面探索手段と、

を含む、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波画像処理装置。

40

【請求項 8】

前記断層画像を表示する表示部と、

をさらに備え、

前記正規化座標系において、前記対象組織像の各部位に対応し、各部位を示すラベル情報を含むラベル空間領域が定義され、

前記表示部は、前記正規化観察断面が前記ラベル空間領域を横断する場合に、当該正規化観察断面に対応する断層画像と共に、当該正規化観察断面が横断したラベル空間領域に

50

対応するラベル情報を表示する、

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 9】

コンピュータを、

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対象組織像に基づいて、前記ボリュームデータが有する実座標系と計算上の正規化座標系との対応関係を演算する対応関係生成手段と、

前記対応関係に基づいて、前記正規化座標系において定義された正規化観察断面から、前記実座標系における実データ観察断面を特定する断面特定手段と、

前記ボリュームデータから、特定された前記実データ観察断面に対応する断層画像を形成する画像形成手段と、

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生成する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】

医師などのユーザにより、ボリュームデータにおいて観察断面（主要断面）が特定され、特定された観察断面における断層画像を用いて観察あるいは診断が行われる場合がある。例えば、胎児の心臓像を含むボリュームデータを予め取得しておき、当該ボリュームデータにおける任意の観察断面の断層画像を表示部に表示させて診断あるいは観察が行われる場合がある。観察すべき断面は、診断内容毎に予め定められているのが一般的である。例えば、心臓の例においては、左室、左房、右室、及び右房の異常をみる場合は、四腔断面（左室、左房、右室、及び右房を含む断面）が観察すべき断面となる。そのため、ユーザは、診断内容に応じてボリュームデータにおいて観察断面を適切に指定する必要がある。

【0004】

ボリュームデータにおいて適切な観察断面を特定する操作に困難を伴う場合がある。例えば、胎児の心臓の例においては、胎児は母体内において様々な姿勢を取り得るから、胎児の心臓は、母体表面の所定位置（つまり所定の超音波送受波面）に対して多種多様の位置あるいは向き（姿勢）を取り得る。つまり、ボリュームデータ毎に、胎児の心臓の位置あるいは向きが区々となり得る。したがって、ボリュームデータから胎児の心臓における目的の観察断面を特定するのが困難、あるいは時間がかかってしまう場合がある。

【0005】

上記を鑑みて、従来、ボリュームデータにおいて観察断面を自動的に特定する技術が提案されている（例えば特許文献1～6）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2014-36863号公報

10

20

30

40

50

【特許文献2】特許第5479138号明細書

【特許文献3】米国特許公開第2015/0190112号明細書

【特許文献4】特開2009-72593号公報

【特許文献5】特表2009-513221号公報

【特許文献6】特表2015-534872号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ポリウムデータにおいて観察断面を自動的に特定する従来の方法において、まず基準断面を特定し、当該基準断面に基づいて観察断面を特定する方法がある。例えば、特許文献1では、ポリウムデータから基準断面をまず特定し、特定された基準断面を所定距離水平移動などさせた面を観察断面としている。また、特許文献2では、ポリウムデータに含まれる観察対象(心臓)において検出された3つの基準点に基づいて基準断面を特定し、当該基準断面を所定方向に所定角度回転させた面を観察断面としている。また、特許文献3では、ポリウムデータに含まれる観察対象(心臓)における複数の特徴点(基準点)をユーザが入力し、当該複数の基準点に基づいて複数の任意断面を特定している。

10

【0008】

従来の観察断面を特定する方法では、観察断面として特定された断面が、ユーザが意図する正確な観察断面とならない場合があった。例えば、基準断面としての四腔断面から所定距離水平移動した断面を五腔断面(左室、左房、右室、右房、及び大動脈を含む断面)として特定する場合、心臓の形状(この場合特に四腔断面から五腔断面の間の距離など)は個体差があることから、この方式では、被検者によっては正確な五腔断面が特定できない場合が生じ得る。

20

【0009】

本発明の目的は、超音波の送受波により得られたポリウムデータにおいて対象組織の個体差を考慮した上で観察断面を簡便且つより正確に特定することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

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たポリウムデータに含まれる対象組織像に基づいて、前記ポリウムデータが有する実座標系と計算上の正規化座標系との対応関係を演算する対応関係生成手段と、前記対応関係に基づいて、前記正規化座標系において定義された正規化観察断面から、前記実座標系における実データ観察断面を特定する断面特定手段と、前記ポリウムデータから、特定された前記実データ観察断面に対応する断層画像を形成する画像形成手段と、を備えることを特徴とする。

30

【0011】

上記構成によれば、まず、ポリウムデータが有する実座標系と正規化座標系との対応関係が演算される。当該対応関係は、実座標系と正規化座標系との間の座標変換を示すものである。正規化座標系において正規化観察断面が定義される。例えば、正規化観察断面は、正規化座標系における3つの座標により定義される。正規化座標系においては、規定のサイズあるいは向きの対象組織像が定義できることから、対象組織像の個体差を考慮せずに各観察断面に対応する正規化観察断面を一意に定義し得る。実座標系と正規化座標系との対応関係によれば、正規化座標系において定義された各正規化観察断面に対応する実座標系上の各実データ観察断面が特定され得る。実座標系と正規化座標系との対応関係は対象組織像毎に演算され得る。したがって、正規化観察断面及び対応関係に基づいて実データ観察断面を特定することで、たとえ対象組織像に個体差があったとしても、その個体差が吸収されて、いずれの対象組織像においてもより正確な実データ観察断面がポリウムデータにおいて特定される。

40

【0012】

望ましくは、前記対応関係生成手段は、前記対象組織像から検出された代表点群に基づいて前記対応関係を演算する。また、望ましくは、前記代表点群は、前記対象組織像の基

50

準点、及び、前記実座標系の各座標軸における前記対象組織像の両端点を含み、前記正規化座標系は、前記基準点及び前記両端点に基づいて定義される。

【0013】

望ましくは、前記正規化座標系は、少なくとも2つの異なるスケールを有する。

【0014】

正規化座標系が複数の異なるスケールを有することで、対象組織に含まれる各部位の大きさバランスや配置関係の歪みなども考慮して、ボリュームデータにおいてより正確な実データ観察断面を特定することができる。例えば、対象組織が心臓である場合を考えると、個体差による心臓の形状の差は、単純に外形が異なるだけではなく、例えば左心室と右心室の大きさの比率なども異なる場合がある。このような場合、正規化座標系において心臓の中隔を基準として左右のスケールを変えることで、左心室と右心室の大きさのバランスを解消した上で実データ観察断面を特定することができる。

10

【0015】

望ましくは、前記正規化観察断面は複数定義され、前記断面特定手段は、前記複数の正規化観察断面から選択された選択正規化観察断面に基づいて、前記選択正規化観察断面に対応する前記実データ観察断面を特定する。

【0016】

正規化座標系においては、予め複数の正規化観察断面を定義することができる。本発明によれば、複数の正規化観察断面のいずれが選択されたとしても、実座標系と正規化座標系との対応関係に基づいて、選択された正規観察断面に対応する実データ観察断面を特定することができる。

20

【0017】

望ましくは、前記ボリュームデータにおける代表断面を特定する代表断面特定手段、をさらに含み、前記対応関係生成手段は、前記代表断面において検出された複数の代表点の、前記実座標系における座標と前記正規化座標系における座標との関係に基づいて前記対応関係を演算する。

【0018】

望ましくは、前記代表断面特定手段は、前記ボリュームデータにおいて特定された仮代表断面に含まれる対象組織像がテンプレートデータにマッチングするように、前記ボリュームデータの姿勢を規定する姿勢規定手段と、前記姿勢規定手段により規定された姿勢の前記ボリュームデータにおいて、前記仮代表断面の近傍範囲において前記代表断面を探索する代表断面探索手段と、を含む。

30

【0019】

当該構成によれば、まず、特定された仮代表断面所定（向き）が規定の向きとなるように、ボリュームデータが回転させられる。当該代表断面像の向きは、テンプレートデータが示す向きであり、例えば心臓の心尖部側の方向が規定される。この向きは、正規化座標系において定義される対象組織像の向きに対応するものである。その上で、回転されたボリュームデータの中で、仮代表断面近傍を探索することでこれにより、規定の向きを向いた代表断面が特定できる。代表断面を正確に特定することで、より正確な実座標系と正規化座標系の対応関係を好適に演算することができる。

40

【0020】

望ましくは、前記断層画像を表示する表示部と、をさらに備え、前記正規化座標系において、前記対象組織像の各部位に対応し、各部位を示すラベル情報を含むラベル空間領域が定義され、前記表示部は、前記正規化観察断面が前記ラベル空間領域を横断する場合に、当該正規化観察断面に対応する断層画像と共に、当該正規化観察断面が横断したラベル空間領域に対応するラベル情報を表示する。

【0021】

当該構成によれば、いずれの正規化断面が選択された場合であっても、当該正規化断面が横断するラベル空間領域に対応するラベル情報を表示することができる。これにより、ユーザは、表示された断層画像において、どの部分がどの部位であるかを容易に把握する

50

ことができる。好適には、正規化観察断面に対応する断層画像に含まれる部位とラベル情報に対応する部位との対応関係が明確になるようにラベル情報が表示される。

【発明の効果】

【0022】

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対象組織の個体差を考慮した上で観察断面を簡便且つより正確に特定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【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。 10

【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。

【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】仮四腔断面データ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。 20

【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。

【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。 30

【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。

【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。 40

【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。

【発明を実施するための形態】

【0024】

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。

【0025】

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 50

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。

【0026】

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。

10

【0027】

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。

20

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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。

30

【0031】

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、DSC20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、DSC20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。

40

【0032】

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、DSC20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。

【0033】

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

50

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。

10

【0034】

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。

20

【0035】

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。

【0036】

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、DSC 20 が形成した超音波画像を含んでいてもよい。

30

【0037】

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。

【0038】

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。

40

【0039】

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、DSC 20、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。

【0040】

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

50

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。

【0041】

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44、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らず、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

【0042】

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。

20

【0043】

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。

30

【0044】

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。

【0045】

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

【0046】

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

50

四腔断面 9 2 が示されている。なお、二値化処理の閾値は、ボリュームデータ 4 0 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、ボリュームデータ 4 0 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 6 2 は、当該二峰性のグラフにおける第 1 変曲点（輝度値 0 から最も近い変曲点）に相当する輝度を閾値として二値化処理を行う。

【 0 0 4 7 】

さらに、調整部 6 2 は、仮四腔断面 9 2 に含まれる仮四腔断面像 9 2 a（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 4 0 の姿勢を規定する処理を行う。つまり、調整部 6 2 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 6 2 は、記憶部 2 2 に予め記憶されたテンプレートデータ 6 4 に基づいて姿勢を規定する処理を行う。

10

【 0 0 4 8 】

図 8 にテンプレートデータ 6 4 の概略図が示されている。テンプレートデータ 6 4 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 6 4 を用いて、仮四腔断面像 9 2 a 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 6 4 は画像データである。テンプレートデータ 6 4 は、四腔断面像の心腔部に対応する卵型部 6 4 a を有している。卵型部 6 4 a 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 6 4 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 6 4 a の一方の端部が細端部 6 4 b となっており、他方の端部が太端部 6 4 c となっており、細端部 6 4 b 側が四腔断面像の心尖部側を示している。

20

【 0 0 4 9 】

また、卵型部 6 4 a 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 6 4 は、卵型部 6 4 a の細端部 6 4 b から太端部 6 4 c に向けて伸張するスリット 6 4 d を含んでいる。スリット 6 4 d は四腔断面像の中隔に対応するものである。

【 0 0 5 0 】

テンプレートデータ 6 4 において、卵型部 6 4 a の画素には輝度値として「 1 」が設定され、スリット 6 4 d 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。

30

【 0 0 5 1 】

本実施形態では、調整部 6 2 は、このようなテンプレートデータ 6 4 を用いて、仮四腔断面像 9 2 a 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 4 0 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 4 0 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。

【 0 0 5 2 】

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 9 2 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 6 4 の心腔部に対応する卵型部 6 4 a 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 6 2 は、仮四腔断面 9 2 とテンプレートデータ 6 4 とを重ね合わせ、仮四腔断面 9 2 とテンプレートデータ 6 4 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 9 2 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 4 0 も回転、拡大・縮小され、またボリュームデータ 4 0 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 6 4 の水平方向（図 8 における左右方向）において、スリット 6 4 d から近い程重み付けを大きくし、スリット 6 4 d 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 6

40

50

4 d と仮四腔断面像 9 2 a の中隔の位置を基準に仮四腔断面像 9 2 a 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 9 2 a の向き及びサイズをテンプレートデータ 6 4 に示された規定のものとなるように、ボリュームデータ 4 0 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 9 4 a を含む仮四腔断面 9 4 が示されている。

【 0 0 5 3 】

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。

【 数 2 】

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

【 0 0 5 4 】

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 】

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

【 数 4 】

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

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 】

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

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 5 】

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。

【 0 0 5 6 】

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

10

20

30

40

50

いてはボリュームデータ40)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。

【0057】

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、調整後ボリュー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よって姿勢が調整された調整後ボリュームデータ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。

10

【0058】

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、調整後ボリュームデータ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。

20

【0059】

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、調整後ボリュームデータ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。

【0060】

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、調整後ボリュームデータ96において、当該総和が最大となる断面を検出する。

30

【0061】

上述の処理により、調整後ボリュームデータ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。

40

【0062】

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(, ,)、各回転角度を示す をそれぞれ保持しておく。

【0063】

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

50

する。図 1 1 に、四腔断面 1 0 4 に含まれる四腔断面像 1 0 4 a において検出された特徴点が表示されている。なお、図 1 1 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。

【 0 0 6 4 】

本実施形態では、四腔断面像 1 0 4 a において 7 点の特徴点を検出する。具体的には、図 1 1 に示す通り、四腔断面像 1 0 4 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。

【 0 0 6 5 】

特徴点 A は、四腔断面像 1 0 4 a の上端を示すものである。図 1 2 A に示される通り、四腔断面像 1 0 4 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 1 2 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 1 0 4 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。

10

【 0 0 6 6 】

特徴点 C は、四腔断面像 1 0 4 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 1 2 B に示される通り、四腔断面像 1 0 4 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 $r y$ 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 1 0 4 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。

20

【 0 0 6 7 】

特徴点 F は、四腔断面像 1 0 4 a の左端を示すものである。図 1 2 B に示される通り、四腔断面像 1 0 4 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 1 0 4 a の右端を示すものである。四腔断面像 1 0 4 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。

30

【 0 0 6 8 】

次に、特徴点・サイズ検出部 6 8 は、調整後ボリュームデータ 9 6 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 6 8 は、調整後ボリュームデータ 9 6 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。

【 0 0 6 9 】

サイズ検出処理にあたって、まず、特徴点・サイズ検出部 6 8 は、図 1 3 に示されるように、四腔断面 1 0 4 において、四腔断面像 1 0 4 a の左右端の $r x$ 座標を特定する。上述の通り、四腔断面像 1 0 4 a の左右端は特徴点・サイズ検出部 6 8 により検出されている。具体的には、特徴点 F の $r x$ 座標を四腔断面像 1 0 4 a の左端の $r x$ 座標 (min_rx) とし、特徴点 G の $r x$ 座標を四腔断面像 1 0 4 a の右端の $r x$ 座標 (max_rx) とする。同様に、特徴点・サイズ検出部 6 8 は、四腔断面 1 0 4 において、四腔断面像 1 0 4 a の上下端の $r y$ 座標を特定する。上述の通り、四腔断面像 1 0 4 a の上下端も特徴点・サイズ検出部 6 8 により検出されている。具体的には、特徴点 A の $r y$ 座標を四腔断面像 1 0 4 a の上端の $r y$ 座標 (min_ry) とし、特徴点 B の $r y$ 座標を四腔断面像 1 0 4 a の下端の $r y$ 座標 (max_ry) とする。

40

【 0 0 7 0 】

上述の処理により、四腔断面 1 0 4 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 1 0 6 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 1 0 6 と

50

なる。

【0071】

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

【0072】

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

20

30

【0073】

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。

40

【0074】

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。

【0075】

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

50

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。

10

【0076】

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 midpoint 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 midpoint とはなっていないことから、図17Bに示される通り、 n_z 軸についても、特徴点C（ $n_z = 0$ ）も、 $n_z = 1$ と $n_z = -1$ の midpoint とはなっていない。

20

【0077】

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。

【0078】

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。

30

【0079】

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。

40

【0080】

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。

【0081】

領域R1 ($n_x = 0, n_y = 0, n_z = 0$)

【数 6】

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

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

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

【0082】

領域 R 2 ($n_x < 0$ 、 $n_y = 0$ 、 $n_z = 0$)

【数 7】

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

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

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

10

【0083】

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

【数 8】

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

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

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

【0084】

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

20

【数 9】

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

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

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

【0085】

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

【数 10】

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

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

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

30

【0086】

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

【数 11】

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

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

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

40

【0087】

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

【数 12】

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

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

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

【0088】

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

【数 1 3】

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

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

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

【0089】

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、 $n \times$ 座標から $r \times$ 座標への変換式について説明する。回転実座標系における特徴点 C の $r \times$ 座標 c_x は、正規化座標系における $n \times$ 座標の原点 (0) に対応しており、回転実座標系における $r \times$ 座標 \max_{rx} は、正規化座標系における $n \times$ 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 R 1 においては、 $n \times$ 座標は 0 ~ 1 の値を取る。

10

【0090】

領域 R 1 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 $n \times$ 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 $r \times$ 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。

【0091】

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 6 4 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 6 4 のスリット 6 4 d 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 1 5 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 R 1 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。

20

30

【0092】

図 1 9 に、当該補正項を説明するための図が示されている。図 1 9 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 1 9 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 R 1 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。

40

【0093】

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 (R 2 ~ R 8) についても各座標の変換式も上

50

述した領域 R 1 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 R 5 ~ R 8 における $n \times$ 座標から $r \times$ 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 $r y$ 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。

【 0 0 9 4 】

上述の各領域に対応する各変換式は予め記憶部 2 2 に記憶されていてよい。変換関数生成部 7 2 は、特徴点・サイズ検出部 6 8 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。

【 0 0 9 5 】

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。

【 0 0 9 6 】

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。

【 0 0 9 7 】

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。

【 0 0 9 8 】

まず、第 2 変換関数のうち、回転処理を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 、及び γ 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）、 α を $-\alpha$ 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72は、調整部62がマッチング処理にあたって記憶部22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）、 α を $-\alpha$ 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。

10

【0099】

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62により記憶部22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62により記憶部22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。

20

【0100】

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。

【0101】

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。

【0102】

断面特定手段としての断面特定部74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76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76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

【0103】

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74は、変換関数生成部72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112が特定される。さらに、三

40

50

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。

【0104】

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、実データ観察断面の位置を修正する。

10

【0105】

画像形成手段としての断層画像形成部 8 0 は、データメモリ 2 6 に記憶された複数のポリウムデータ 4 0（図 3 参照）それぞれにおいて、断面特定部 7 4 が特定し、あるいは断面位置補正部 7 8 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 3 2 により処理され、表示部 3 4 に表示される。

【0106】

以下、断面特定部 7 4 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。

20

【0107】

図 2 1 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 2 1 においては四腔断面）の断層画像 1 2 0 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 4 0 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 4 0 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 1 2 0 として動画を表示することもできる。また、断層画像 1 2 0 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 1 2 0 a が表示されてもよい。ラベル 1 2 0 a の表示処理については後述する。

【0108】

また、断層画像 1 2 0 と共に、観察断面の位置を示すガイド画像 1 2 2 が表示される。ガイド画像 1 2 2 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 1 2 2 a が示されている。ガイド画像 1 2 2 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 1 2 2 a 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 1 2 2 が表示されることで、ユーザは、表示された断層画像 1 2 0 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。

30

【0109】

また、ガイド画像 1 2 2 には、断層画像 1 2 0 の回転方向を示す方向指標 1 2 2 b が含まれる。本実施形態では、断面指標 1 2 2 a が矩形の面で示されており、方向指標 1 2 2 b は、当該面の 1 つの角に付されている。また、断層画像 1 2 0 の矩形の枠の 1 つの角にも方向指標 1 2 0 b が付されている。方向指標 1 2 0 b と 1 2 2 b は対応するものであり、ユーザは方向指標 1 2 0 b 及び 1 2 2 b を確認することで、断層画像 1 2 0 の回転方向を把握することができる。方向指標 1 2 0 b 及び 1 2 2 b 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。

40

【0110】

図 2 2 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 4 0 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 1 2 4 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

50

示例においてもガイド画像 1 2 6 が表示される。当該ガイド画像 1 2 6 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 1 2 6 a が示されている。なお、複数の断層画像と複数の断面指標 1 2 6 a 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 1 2 6 a の色を対応させるなどしてもよい。

【 0 1 1 1 】

また、図 2 3 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 1 2 8 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 1 3 0 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 1 3 0 a が表示される。さらに、図 2 4 に示されるように、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 1 3 2 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 1 3 4 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 1 3 4 a が表示される。

10

【 0 1 1 2 】

以下、ラベル処理部 8 2 及び画像合成部 3 2 によるラベルの表示処理について説明する。

【 0 1 1 3 】

図 2 5 には、正規化座標系の心臓立体領域 1 1 0 内に定義される複数のラベル空間領域（1 4 0 a ~ b（以下総称してラベル空間領域 1 4 0 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 1 4 0 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 2 4 の例では、ラベル空間領域 1 4 0 a は左心室に対応するものであり、ラベル空間領域 1 4 0 b は右心室に対応するものであり、ラベル空間領域 1 4 0 c は左心房に対応するものであり、ラベル空間領域 1 4 0 d は右心房に対応するものである。

20

【 0 1 1 4 】

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 1 4 0 の位置を定義することができる。なお、ラベル空間領域 1 4 0 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 1 6 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。

30

【 0 1 1 5 】

各ラベル空間領域 1 4 0 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 1 4 0 a 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 1 4 0 b 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。

【 0 1 1 6 】

例えばユーザにより正規化観察断面が選択されると、図 2 6 に示されるように、正規化座標系の心臓立体領域 1 1 0 において正規化観察断面 1 4 2 が定義される。定義された正規化観察断面 1 4 2 がラベル空間領域 1 4 0 を横断する場合、当該正規化観察断面 1 4 2 上にはラベル空間領域 1 4 0 と交わる領域であるラベル平面領域 1 4 4 が生じる。図 2 6 に示す例では、正規化観察断面 1 4 2 は、ラベル空間領域 1 4 0 a 及びラベル空間領域 1 4 0 b を横断しているから、正規化観察断面 1 4 2 上において、ラベル空間領域 1 4 0 a に対応するラベル平面領域 1 4 4 a、及びラベル空間領域 1 4 0 b に対応するラベル平面領域 1 4 4 b が生じている。

40

【 0 1 1 7 】

ラベル処理部 8 2 は、正規化観察断面 1 4 2 がラベル空間領域 1 4 0 を横断する場合、つまり、正規化観察断面 1 4 2 上にラベル平面領域 1 4 4 が生じた場合、正規化座標系におけるラベル平面領域 1 4 4 の重心座標 1 4 6 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 2 6 に示す例では、ラベル平面領域 1 4 4 a の重心座標 1 4 6 a、及びラベル平面領域 1 4 4 b の重心座標 1 4 6 b が演算される。

50

【0118】

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。

【0119】

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ける重心座標150aを中心として、ラベル情報152aが表示される。なお、図27Aにおいては、重心座標150aが黒点で示されているが、重心座標150aは表示されなくてもよい。本実施形態では、ラベル情報152aとして左心室を示す「LV」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146bに対応する実座標系における重心座標150bを中心として、ラベル情報152bが表示される。本実施形態では、ラベル情報152bとして右心室を示す「RV」という文字が表示される。

10

【0120】

図27Bには、ラベル情報152の他の表示例が示されている。ラベル情報152は、図27Bに示される通り、断層画像148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152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150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152が表示されるようにしてもよい。

20

【0121】

以下、ラベル空間領域140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82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140の形状を調整する。図28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28においては、心臓立体領域110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。

【0122】

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140を拡張あるいは縮小させる処理である。図28の例では、左心室に対応するラベル空間領域140a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160a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140についても同様である。

30

【0123】

以下、図29を用いて、左心室に対応するラベル空間領域140a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140a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82は、ラベル空間領域140a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140a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140a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162aが生成される（図29の左図参照）。

40

【0124】

次に、ラベル処理部82は、ラベル空間領域162a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162a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162aに追加しない。ラベル空間領域162a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

50

腔部（左心室）に適合した調整後ラベル空間領域 160a 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）を予め決めておき、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。

【0125】

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 140 に対して 3次元リージョン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次元リージョンング処理により、ある部位に対応するラベル空間領域 160 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ラベル空間領域 160a が左心房領域まで拡張してしまう場合がある。

10

【0126】

したがって、本実施形態では、ラベル処理部 82 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 30 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。

【0127】

まず、ラベル処理部 82 は、弁輪部を示す特徴点 170 を検出する。特徴点 170 の検出は、例えば心臓立体像の四腔断面上において、図 11 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 170a 及び 170b が検出されたとする（図 30 上段左図参照）。2つの特徴点 170a 及び 170b が検出されると、ラベル処理部 82 は、当該 2つの特徴点を結ぶ直線 172

20

【0128】

次に、ラベル処理部 82 は、直線 172 の両側において、直線 172 と直交する方向に対してエッジ探索処理を行う（図 30 上段右図参照）。当該エッジ探索処理により、直線 172 の一方側において弁に相当する複数の高輝度画素 174 が検出される（図 30 下段左図参照）。さらに、ラベル処理部 82 は、複数の高輝度画素 174 に基づく近似曲線（二次曲線）176 を生成する（図 30 下段中央図参照）。最後に、ラベル処理部 82 は、生成された近似曲線 176 を直線 172 の中点を通り、直線 172 に直交する回転軸を中心に回転させる（図 30 下段右図参照）。これにより、心臓立体領域 110 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。

30

【0129】

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的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な実データ観察断面を特定することができる。

40

【0130】

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、既定の向き的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。

【0131】

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

50

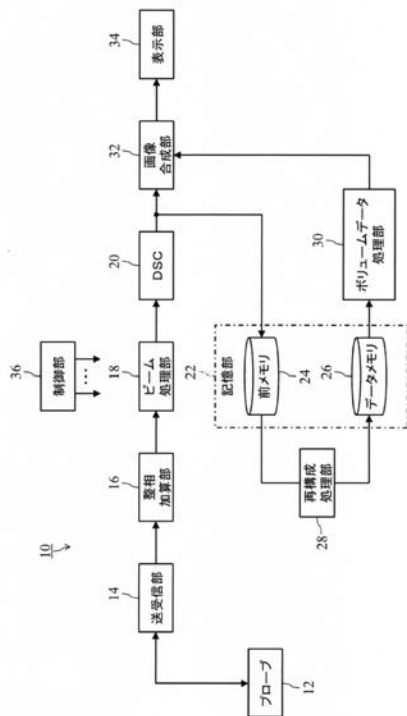
なく、本発明の趣旨を逸脱しない限りにおいて種々の変更が可能である。

【符号の説明】

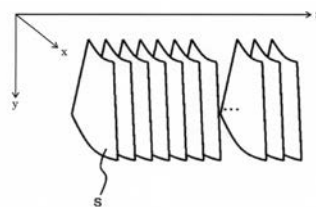
【0132】

10 超音波診断装置、12 プローブ、14 送受信部、16 整相加算部、18 ビーム処理部、20 DSC、22 記憶部、24 前メモリ、26 データメモリ、28 再構成処理部、30 ポリュームデータ処理部、32 画像合成部、34 表示部、36 制御部、60 フィルタ部、62 調整部、64 テンプレートデータ、66 代表断面検出部、68 特徴点・サイズ検出部、70 正規化座標設定部、72 変換関数生成部、74 断面特定部、76 断面テーブル、78 断面位置補正部、80 断層画像形成部、82 ラベル処理部。

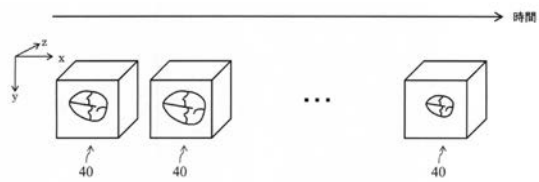
【図1】



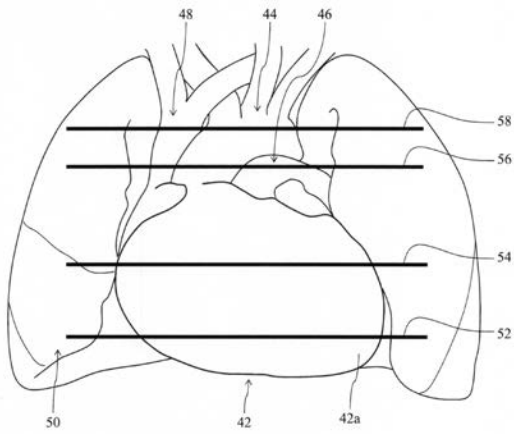
【図2】



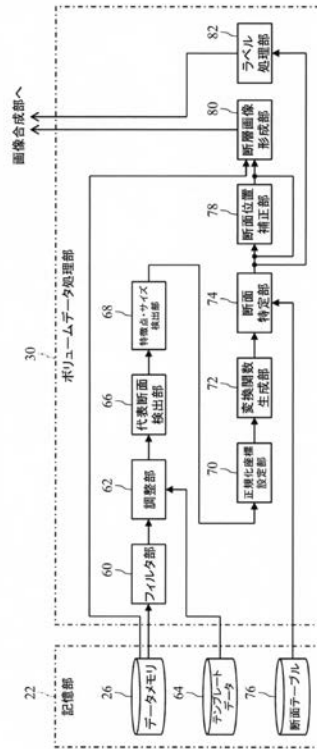
【図3】



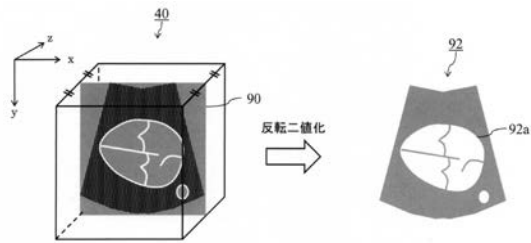
【 図 4 】



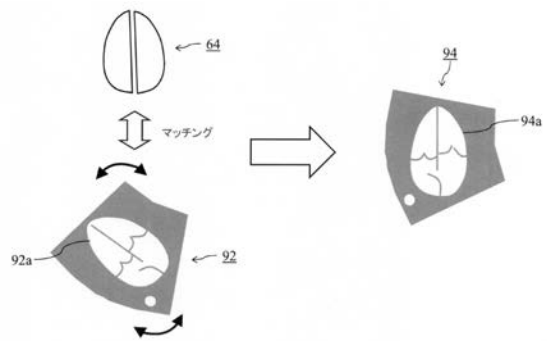
【 図 5 】



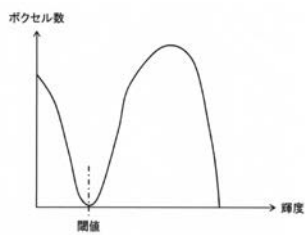
【 図 6 】



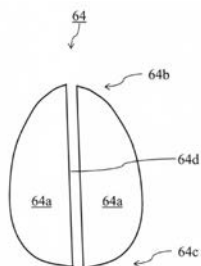
【 図 9 】



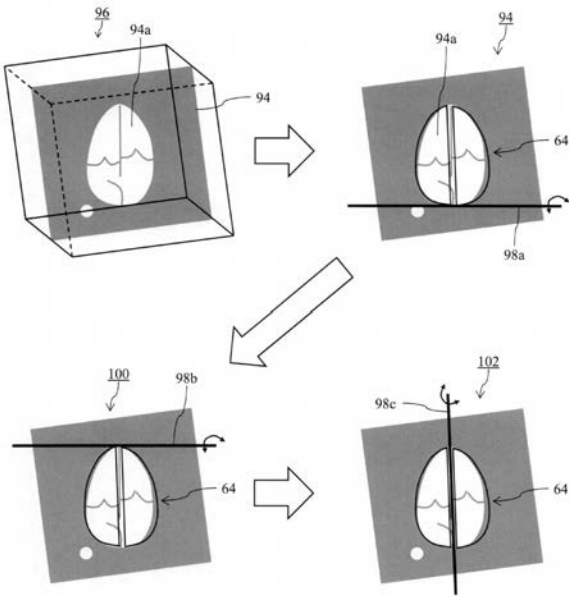
【 図 7 】



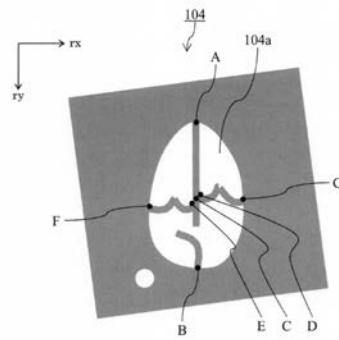
【 図 8 】



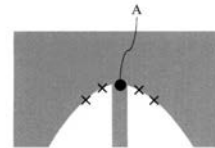
【 図 1 0 】



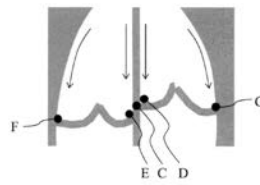
【 図 1 1 】



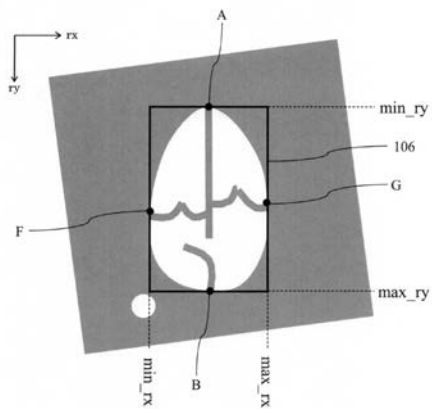
【 図 1 2 A 】



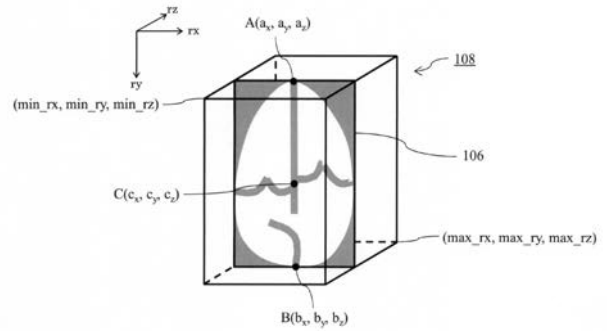
【 図 1 2 B 】



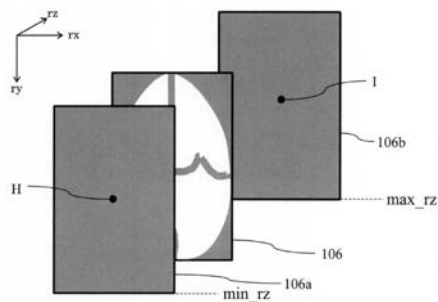
【 図 1 3 】



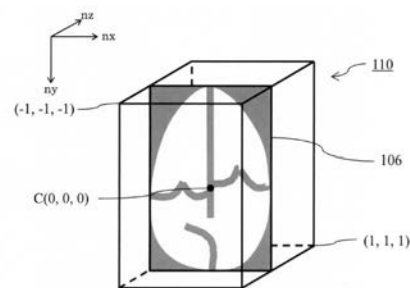
【 図 1 5 】



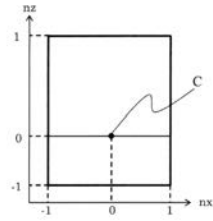
【 図 1 4 】



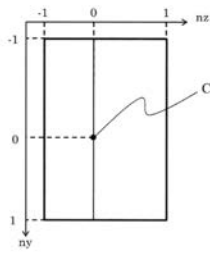
【 図 1 6 】



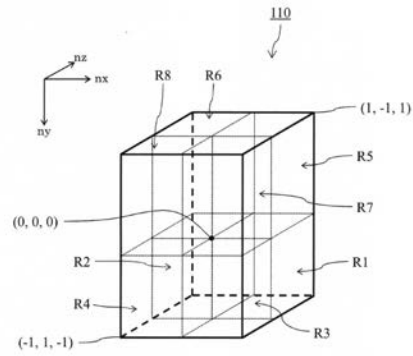
【図17A】



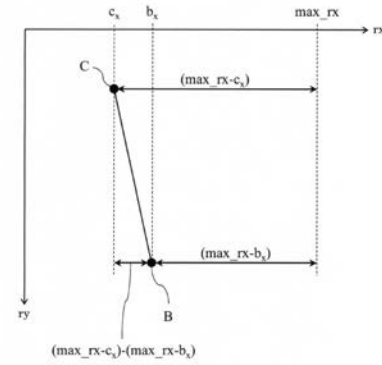
【図17B】



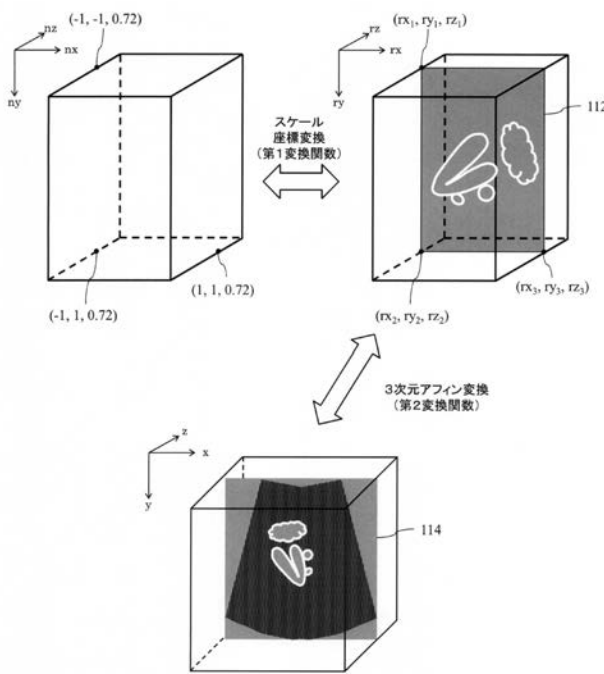
【図18】



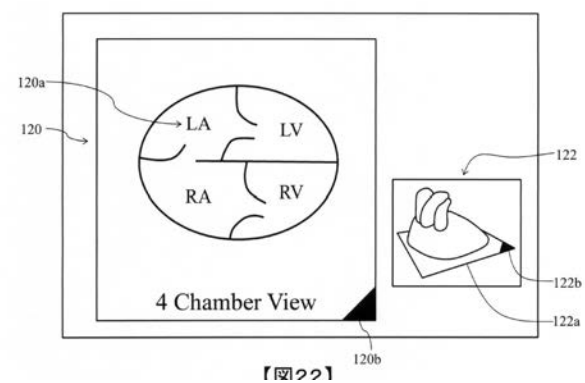
【図19】



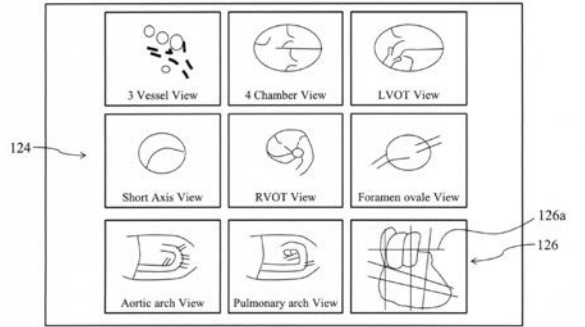
【図20】



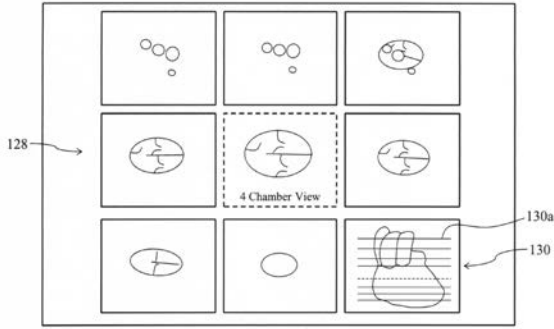
【図21】



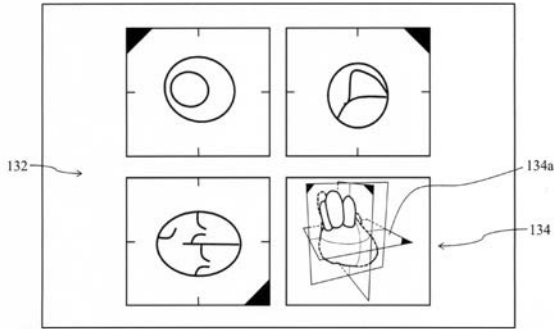
【図22】



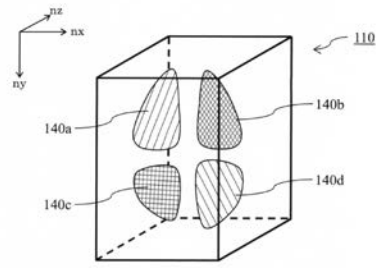
【図 2 3】



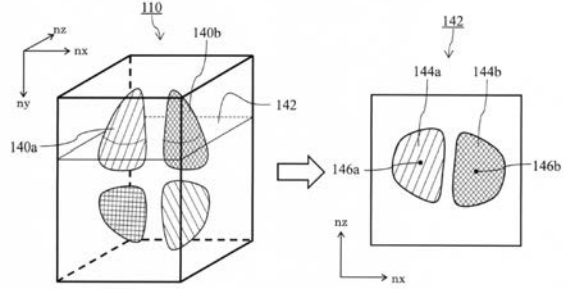
【図 2 4】



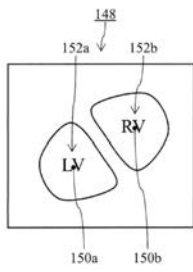
【図 2 5】



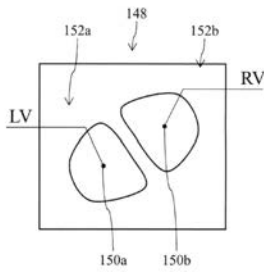
【図 2 6】



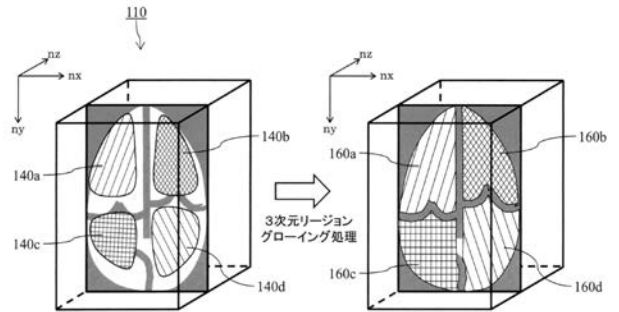
【図 2 7 A】



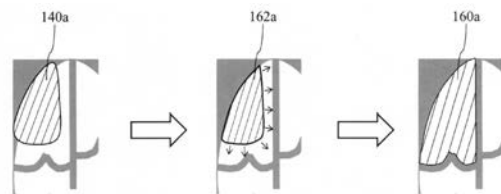
【図 2 7 B】



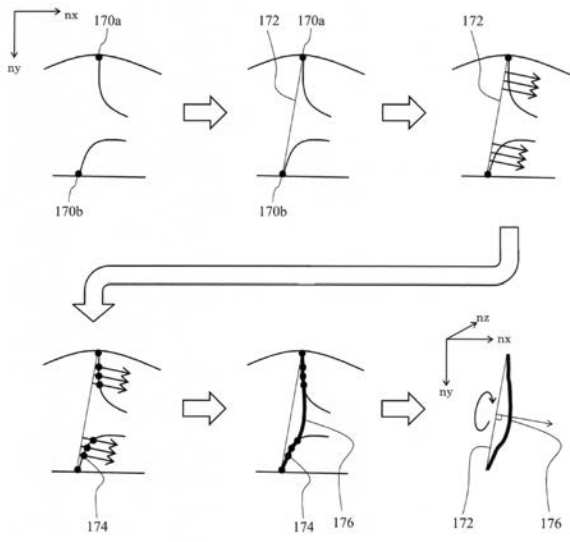
【図 2 8】



【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	JP2018068494A	公开(公告)日	2018-05-10
申请号	JP2016209919	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		
CPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/JC06 4C601/JC12 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/KK25 4C601/KK32		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：考虑到通过超声波发送/接收获得的体数据中的目标组织的个体差异，容易且更精确地指定观察部分。一个调节器62，有代表性的横截面的检测单元66和特征点尺寸检测单元68，体积数据40包括胎儿的心脏的立体图像，该体数据40向心脏立体图像被限定的取向旋转。然后，在指定取向的心脏立体图像中检测多个特征点。归一化坐标设置单元70基于真实（旋转）坐标系中的多个特征点的坐标来设置归一化坐标系。转换函数生成单元72生成实际坐标系与标准化坐标系之间的对应关系。基于对应关系，截面指定单元74从标准化坐标系中定义的标准化观察截面指定实际坐标系中的实际观测截面。点域5

