

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5319157号
(P5319157)

(45) 発行日 平成25年10月16日 (2013. 10. 16)

(24) 登録日 平成25年7月19日 (2013. 7. 19)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 16 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2008-122388 (P2008-122388)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成20年5月8日 (2008. 5. 8)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2009-78122 (P2009-78122A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成21年4月16日 (2009. 4. 16)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成23年4月28日 (2011. 4. 28)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2007-228730 (P2007-228730)		栃木県大田原市下石上1385番地
(32) 優先日	平成19年9月4日 (2007. 9. 4)	(74) 代理人	110000866
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		特許業務法人三澤特許事務所
		(74) 代理人	100081411
			弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	大内 啓之
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に超音波を送信して、前記被検体を表すボリュームデータを取得する画像取得手段と、

前記ボリュームデータに基づいて心筋の3次元的な輪郭を特定する輪郭特定手段と、
 操作者によって特定された前記心筋の輪郭位置に対応する座標情報に基づいて基準点を
 設定し、前記基準点において前記心筋の輪郭に対して略直交し、心腔方向へ延びる平面を
 含む画像生成面を形成する形成手段と、

前記ボリュームデータに基づいて前記画像生成面における画像データを生成する画像生成
 手段と、

前記画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記形成手段は、前記基準点を前記心筋の輪郭上に複数設定し、該基準点ごとに前記画
 像生成面をそれぞれ形成し、

前記画像生成手段は、それぞれの前記画像生成面を合成した、合成画像生成面に対応し
 た画像データを生成する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

前記画像生成手段は、心臓の長軸方向に沿った断面における長軸像データを生成し、
前記表示制御手段は、前記長軸像データに基づく長軸像を前記表示手段に表示させ、
前記形成手段によって特定される前記基準点は、前記長軸像上に描出された前記心筋の輪郭位置に対応する、

ことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像生成手段は、心臓の短軸方向に沿った断面における短軸像データを生成し、
前記表示制御手段は、前記短軸像データに基づく短軸像を前記表示手段に表示させ、
前記形成手段によって特定される前記基準点は、前記短軸像上に描出された前記心筋の輪郭位置に対応する、

10

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記形成手段は、前記心筋の輪郭に交差する第 1 平面を設定し、前記第 1 平面が前記心筋の輪郭と交差する点を複数求め、前記複数の点を前記複数の基準点に設定し、前記複数の基準点において前記心筋に対して略直交する方向に延びる第 2 平面を含む前記画像生成面を形成し、

前記画像生成手段は、前記ボリュームデータに基づいて、前記第 2 平面を含む前記画像生成面における画像データを生成する、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

20

前記形成手段は、前記心筋の輪郭を貫く基準軸を設定し、前記基準軸上における任意の点の指定を受け付けて、前記指定された点を通る前記第 1 平面が前記心筋の輪郭と交差する点を求め、その点を前記基準点に設定し、前記基準点において前記第 2 平面を含む前記画像生成面を形成する、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記形成手段は、前記長軸方向に沿って前記長軸像を貫く前記基準軸を設定し、前記基準軸上における任意の点の指定を受け付けて、前記指定された点を通り、前記基準軸に略直交する前記第 1 平面が前記心筋の輪郭と交差する点を求め、その点を前記基準点に設定し、前記基準点において前記心筋に対して略直交する前記第 2 平面を含む前記画像生成面を形成する、

30

ことを特徴とする請求項 5 又は請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記形成手段は、前記基準点において前記第 1 平面と前記第 2 平面とを繋ぎ合わせることで前記画像生成面を形成し、

前記画像生成手段は、前記ボリュームデータに基づいて、前記第 1 平面と前記第 2 平面とが繋ぎ合わされた前記画像生成面における画像データを生成する、

ことを特徴とする請求項 5 から請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記形成手段は、前記第 2 平面を前記基準軸まで延ばすことで前記画像生成面を形成し

40

、
前記画像生成手段は、前記ボリュームデータに基づいて、前記基準軸まで延ばされた前記第 2 平面からなる前記画像生成面における画像データを生成すること、

を特徴とする請求項 5 から請求項 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記形成手段は、前記第 1 平面が前記輪郭特定手段によって特定された前記心筋の内膜又は外膜の輪郭と交差する点を求め、その点を前記基準点に設定すること、

を特徴とする請求項 5 から請求項 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

演算手段を更に有し、

50

前記画像取得手段は、前記被検体に超音波を送信して、時相ごとにボリュームデータを取得し、

前記輪郭特定手段は、各時相に取得されたボリュームデータにおける前記心筋の３次元的な輪郭を構成する各点の位置を、パターンマッチングによって時相ごとに求め、

前記演算手段は、前記各時相の輪郭を構成する各点の位置に基づいて、前記各時相における前記心筋の運動状態を表す運動情報を求め、

前記形成手段は、任意時相において操作者によって特定された前記心筋の輪郭位置に対応する座標情報の指定に基づいて基準点を設定し、前記任意時相において前記基準点における前記心筋の輪郭に対して略直交し、心腔方向へ延びる平面である画像生成面を形成し、

10

前記画像生成手段は、前記任意時相に取得されたボリュームデータに基づいて、前記任意時相の前記画像生成面における画像データを生成し、

前記表示制御手段は、前記任意時相における画像データに基づく画像に、前記任意時相における前記画像生成面上の運動状態を表す運動情報を重ねて前記表示手段に表示させる、

、

ことを特徴とする請求項１から請求項１０のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

前記画像取得手段は、前記被検体に超音波を送信して、時相ごとにボリュームデータを取得し、

前記輪郭特定手段は、各時相に取得されたボリュームデータにおける前記心筋の３次元的な輪郭を構成する各点の位置を、パターンマッチングによって時相ごとに求め、

20

前記形成手段は、所定時相に取得されたボリュームデータに交差する任意の面の指定を受け付けて、前記任意の面が前記心筋の輪郭と交差する点を求め、その交差する点について、前記輪郭特定手段によって求められた任意時相における位置を前記基準点に設定し、前記任意時相の基準点において前記心筋に対して略直交する面を含む前記画像生成面を形成し、

前記画像生成手段は、前記ボリュームデータに基づいて、前記任意時相の前記画像生成面における画像データを生成し、

前記表示制御手段は、前記任意時相における画像データに基づく画像を前記表示手段に表示させる、

30

ことを特徴とする請求項１に記載の超音波診断装置。

【請求項１３】

前記各時相の輪郭を構成する各点の位置に基づいて、前記各時相における前記心筋の運動状態を表す運動情報を求める演算手段を更に有し、

前記形成手段は、前記画像生成面を時相ごとに形成し、

前記画像生成手段は、前記各時相に取得されたボリュームデータに基づいて、前記各時相の画像生成面における画像データを時相ごとに生成し、

前記表示制御手段は、前記各時相の画像データに基づく画像を時相ごとに前記表示手段に表示させ、さらに、前記各時相における前記画像生成面上の運動状態を表す運動情報を時相ごとに前記画像に重ねて前記表示手段に表示させる、

40

ことを特徴とする請求項１２に記載の超音波診断装置。

【請求項１４】

被検体に超音波を送信して取得された前記被検体を表すボリュームデータを受け付けて、前記ボリュームデータに基づいて心筋の３次元的な輪郭を特定する輪郭特定手段と、

操作者によって特定された前記心筋の輪郭位置に対応する座標情報の指定に基づいて基準点を設定し、前記基準点において前記心筋の輪郭に対して略直交し、心腔方向へ延びる平面である画像生成面を形成する形成手段と、

前記ボリュームデータに基づいて前記画像生成面における画像データを生成する画像生成手段と、

前記画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

50

を有する、
ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 15】

前記被検体に超音波を送信して時相ごとに取得されたボリュームデータを記憶する記憶手段と、

演算手段と、を更に有し、

前記輪郭特定手段は、各各時相に取得されたボリュームデータにおける前記心筋の 3 次元的な輪郭を構成する各点の位置を、パターンマッチングによって時相ごとに求め、

前記演算手段は、前記各時相の輪郭を構成する各点の位置に基づいて、前記各時相における前記心筋の運動状態を表す運動情報を求め、

前記形成手段は、任意時相において操作者によって特定された前記心筋の輪郭位置に対応する座標情報の指定に基づいて基準点を設定し、前記任意時相において前記基準点における前記心筋の輪郭に対して略直交し、心腔方向へ延びる平面である画像生成面を形成し

、
前記画像生成手段は、前記任意時相に取得されたボリュームデータに基づいて、前記任意時相の前記画像生成面上における画像データを生成し、

前記表示制御手段は、前記任意時相における画像データに基づく画像に、前記任意時相における前記画像生成面上の運動状態を表す運動情報を重ねて前記表示手段に表示させる

ことを特徴とする請求項 14 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 16】

コンピュータに、

被検体に超音波を送信して取得された前記被検体を表すボリュームデータを受け付けて、前記ボリュームデータに基づいて心筋の 3 次元的な輪郭を特定する輪郭特定機能と、

操作者によって特定された前記心筋の輪郭位置に対応する座標情報の指定に基づいて基準点を設定し、前記基準点において前記心筋の輪郭に対して略直交し、心腔方向へ延びる平面である画像生成面を形成する形成機能と、

前記ボリュームデータに基づいて、前記画像生成面上における画像データを生成する画像生成機能と、

前記画像データに基づく画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、

を実行させる、

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】

この発明は、超音波によって被検体の超音波画像を取得する超音波診断装置に関する。また、その超音波画像を利用して被検体の運動状態を求める超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

心臓の心筋などの生体組織について、その機能を客観的かつ定量的に評価することは、その生体組織の診断にとって非常に重要である。例えば、超音波診断装置によって心臓の画像データを取得し、その画像データに基づく定量的な評価方法が提案されている。

【0003】

例えば画像に対してパターンマッチング処理を行うことで、組織の変位や歪みなどの運動情報を求める手法が提案されている。具体例として心臓の心筋を評価する場合、心臓に超音波を送信し、心時相ごとに心臓を表すボリュームデータを取得する。そして、ボリュームデータにパターンマッチング処理を施すことで、心筋の局所部位の位置を心時相ごとに求めて心筋の動きを追跡し、その追跡結果に基づいて、心筋の移動ベクトルや心筋の歪み (S t r a i n) などの壁運動情報を求めることができる。そして、心臓のボリューム

10

20

30

40

50

データから生成される M P R 画像上に、その壁運動情報を重畳して表示していた。従来においては、心臓の短軸断面の短軸像を生成し、壁運動情報の大きさに応じた色をその短軸像上に割り当てて表示していた。例えば、短軸像上に、心筋の壁厚方向における運動情報を重畳して表示していた。

【 0 0 0 4 】

また、従来においては、ボリュームデータに表されている心筋に対して中心軸を設定し、その中心軸上で操作者が所望の点を指定し、その指定された点から心筋に向けて平面を設定して、その平面を展開した画像を生成して表示していた（例えば特許文献 1）。この方法によって、心筋に交差する平面が設定され、その平面における画像を生成することで、心筋の断面が表された画像が生成される。

10

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 2 9 1 7 0 5 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、従来技術に係る短軸像は、心筋に対して斜めに交差する平面における画像である。そのため、その短軸像には心筋の実際の壁厚が表されておらず、心筋に対して斜めに交差する平面上の組織が表されている。つまり、心臓は空間的に変化する曲率を持った 3 次元の物体であるため、その心臓に交差する任意の平面を設定すると、その平面は、心筋は壁厚方向に対して斜めに設定されることになる。よって、任意の平面における短軸像には、心筋の壁厚方向に対して斜めに設定された平面上の組織が表されることになる。

20

【 0 0 0 7 】

従って、従来技術に係る短軸像に表されている心筋の厚さ方向と、実際の心筋の壁厚方向におけるベクトルの向きとは必ずしも一致せず、短軸像に表された心筋の厚さは、実際の壁厚の厚さよりも大きくなって表されてしまう。壁運動情報はボリュームデータから求められた実際の壁厚方向における運動情報である。そのため、従来技術に係る短軸像に表された心筋の上に壁運動情報を重畳して表示すると、短軸像に表された心筋の厚さ方向と実際の心筋の壁厚方向におけるベクトルの向きとが一致しないという問題が生じる。その結果、壁運動情報が重畳された短軸像には、その短軸像に表された心筋における実際の壁運動情報が表されていないことになる。そのため、従来技術においては、短軸像に表された心筋の形態と壁運動情報とを観察しても、心筋の各部における壁運動を適切に評価することが困難であった。

30

【 0 0 0 8 】

また、上述した特許文献 1 に記載の手法によると、中心軸から心筋に向けて設定する平面の角度によって、その平面における画像に表わされた心腔の形状が、実際の形状から大きくずれてしまう問題があった。例えば、その画像に表わされた心腔の大きさが、実際の心腔の大きさからずれてしまう問題があった。

【 0 0 0 9 】

さらに、中心軸から心筋に向けて平面を設定する場合、中心軸上の点が基準になって、心筋と交差する面を設定している。このように、中心軸上に設定した点のみを基準にして、心筋と交差する面を設定しているため、心筋の所望の位置に平面を設定することが困難であった。そのため、心筋における所望の断面を観察することが困難であった。すなわち、心筋の所望の断面を観察するにもかかわらず、心筋から離れた心腔に設定された中心軸上の点を基準にして平面を設定しているため、心筋の所望の位置に平面を設定することは困難であった。

40

【 0 0 1 0 】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、心筋の壁厚方向に沿った画像を生成して表示することが可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置、及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 1 1 】

請求項 1 に記載の発明は、被検体に超音波を送信して、前記被検体を表すボリュームデータを取得する画像取得手段と、前記ボリュームデータに基づいて心筋の 3 次元的な輪郭を特定する輪郭特定手段と、操作者によって特定された前記心筋の輪郭位置に対応する座標情報に基づいて基準点を設定し、前記基準点において前記心筋の輪郭に対して略直交し、心腔方向へ延びる平面を含む画像生成面を形成する形成手段と、前記ボリュームデータに基づいて前記画像生成面における画像データを生成する画像生成手段と、前記画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有する、ことを特徴とする超音波診断装置である。

また、請求項 1 4 に記載の発明は、被検体に超音波を送信して取得された前記被検体を表すボリュームデータを受け付けて、前記ボリュームデータに基づいて心筋の 3 次元的な輪郭を特定する輪郭特定手段と、操作者によって特定された前記心筋の輪郭位置に対応する座標情報の指定に基づいて基準点を設定し、前記基準点において前記心筋の輪郭に対して略直交し、心腔方向へ延びる平面である画像生成面を形成する形成手段と、前記ボリュームデータに基づいて前記画像生成面における画像データを生成する画像生成手段と、前記画像データに基づく画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有する、ことを特徴とする超音波画像処理装置である。

また、請求項 1 6 に記載の発明は、コンピュータに、被検体に超音波を送信して取得された前記被検体を表すボリュームデータを受け付けて、前記ボリュームデータに基づいて心筋の 3 次元的な輪郭を特定する輪郭特定機能と、操作者によって特定された前記心筋の輪郭位置に対応する座標情報の指定に基づいて基準点を設定し、前記基準点において前記心筋の輪郭に対して略直交し、心腔方向へ延びる平面である画像生成面を形成する形成機能と、前記ボリュームデータに基づいて、前記画像生成面における画像データを生成する画像生成機能と、前記画像データに基づく画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、を実行させる、ことを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

この発明によると、心筋の輪郭に対して略直交する方向に向かう画像生成面を形成し、その画像生成面における画像データを生成することで、心筋の壁厚方向に沿った画像を生成して表示することが可能となる。さらに、心筋の輪郭上に基準点を設定して画像生成面を形成しているため、心筋の所望の位置に画像生成面して、所望の断面を観察することが可能となる。すなわち、観察対象である心筋を基準にして画像生成面を設定しているため、心筋の所望の位置に画像生成面を設定して、所望の断面を観察することが可能となる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 3 】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図 1 を参照して説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、記憶部 5、画像生成部 6、画像処理部 7、演算部 8、表示制御部 9、ユーザインターフェース (UI) 10、及び制御部 13 を備えている。また、記憶部 5、画像処理部 7、演算部 8、表示制御部 9、ユーザインターフェース (UI) 10、及び制御部 13 によって、超音波診断装置を構成する。

【 0 0 1 4 】

超音波プローブ 2 には、複数の超音波振動子が所定方向 (走査方向) に 1 列に配列された 1 次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が 2 次元的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。また、超音波振動子が所定方向 (走査方向) に配列され、超音波振動子を走査方向に直交する方向 (揺動方向) に機械的に揺動可能な 1 次元アレイプローブを用いても良い。

【 0 0 1 5 】

送受信部 3 は送信部と受信部とを備えている。送受信部 3 は、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させ、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信する。

【 0 0 1 6 】

送受信部 3 の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別チャンネルの数分のパルスを有し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生して、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に電気信号を供給する。

【 0 0 1 7 】

送受信部 3 の受信部は、プリアンプ回路、A / D 変換回路、受信遅延回路、及び加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A / D 変換回路は、増幅されたエコー信号を A / D 変換する。受信遅延回路は、A / D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算回路は、遅延されたエコー信号を加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、送受信部 3 によって加算処理された信号を「RF データ (生データ)」と称する場合がある。送受信部 3 は、RF データを信号処理部 4 に出力する。

【 0 0 1 8 】

なお、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって、この発明の「画像取得手段」の 1 例を構成する。

【 0 0 1 9 】

信号処理部 4 は、B モード処理部や CFM 処理部などを備えている。B モード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行う。具体的には、B モード処理部は、送受信部 3 から出力された受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波する。そして、B モード処理部は、検波したデータに対数変換による圧縮処理を施すことで、エコーの振幅情報の映像化を行う。また、CFM 処理部は、動いている血流情報の映像化を行う。血流情報には、速度、分散、及びパワーなどの情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。

【 0 0 2 0 】

信号処理部 4 は、信号処理後のデータを記憶部 5 と画像処理部 7 とに出力する。記憶部 5 は、信号処理部 4 からデータを受けて、そのデータを記憶する。また、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによってボリュームスキャンが行なわれている場合、信号処理部 4 は、そのボリュームスキャンで取得されたボリュームデータを記憶部 5 と画像処理部 7 とに出力する。記憶部 5 は、信号処理部 4 からボリュームデータを受けて、そのボリュームデータを記憶する。

【 0 0 2 1 】

画像生成部 6 は、信号処理後のデータを、空間座標に基づいた座標系のデータに変換する (デジタルスキャンコンバージョン)。例えば、画像生成部 6 は、B モード処理部から出力された信号処理後のデータにスキャンコンバージョン処理を施すことで、被検体の組織形状を表す B モード画像データを生成する。

【 0 0 2 2 】

また、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによってボリュームスキャンが行なわれている場合、画像生成部 6 は、信号処理部 4 からボリュームデータを受けて、そのボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、組織を立体的に表わす 3 次元画像データを生成する。また、画像生成部 6 は、ボリュームデータに MPR 処理 (Multi Planar Reconstruction) を施すことにより、任意の断面における画像データ (MPR 画像データ) を生成するようにしても良い。そして、画像生成部 6 は、3 次元画像データや MPR 画像データなどの超音波画像データを表示制御部 9 に出力する。

【 0 0 2 3 】

また、被検体の ECG 信号が取得されている場合、制御部 13 は、ECG 信号を超音波診断装置 1 の外部から受け付けて、ボリュームデータに、そのボリュームデータが取得さ

10

20

30

40

50

れたタイミングで受け付けた心時相を対応付けて記憶部 5 に記憶させる。

【 0 0 2 4 】

この実施形態に係る超音波診断装置 1 は、被検体の心臓を超音波で走査することで、心臓を表すボリュームデータを心時相ごとに取得する。すなわち、超音波診断装置 1 は、心臓の動画像データを取得する。例えば、1 心周期以上に亘って被検体の心臓を超音波で走査することで、1 心周期以上に亘って複数のボリュームデータ（動画像データ）を取得する。また、E C G 信号が取得されている場合、制御部 1 3 は、各ボリュームデータに、各ボリュームデータが取得されたタイミングで受け付けた心時相を対応付けて記憶部 5 に記憶させる。これにより、複数のボリュームデータのそれぞれに、ボリュームデータが取得された心時相が対応付けられて記憶部 5 に記憶される。

10

【 0 0 2 5 】

表示制御部 9 は、画像生成部 6 から M P R 画像データや 3 次元画像データを受けて、M P R 画像や 3 次元画像を表示部 1 1 に表示させる。例えば、操作者が操作部 1 2 を用いて任意の心時相を指定すると、画像生成部 6 は指定された心時相が対応付けられたボリュームデータに基づいて M P R 画像データや 3 次元画像データを生成し、表示制御部 9 はその心時相の M P R 画像や 3 次元画像を表示部 1 1 に表示させる。

【 0 0 2 6 】

例えば、画像生成部 6 は、心臓の長軸方向に沿った断面（以下、「長軸断面」と称する場合がある）における M P R 画像データ（以下、「長軸像データ」と称する場合がある）や、心臓の短軸方向に沿った断面（以下、「短軸断面」と称する場合がある）における M P R 画像データ（以下、「短軸像データ」と称する場合がある）を生成する。そして、表示制御部 9 は、その長軸像データに基づく長軸像や、短軸像データに基づく短軸像を表示部 1 1 に表示させる。

20

【 0 0 2 7 】

画像処理部 7 は、輪郭追跡部 7 1、マーカ生成部 7 2、及び形成部 7 3 を備えている。輪郭追跡部 7 1 は、心臓を表すボリュームデータに基づいて心筋の輪郭を特定する。すなわち、輪郭追跡部 7 1 は、心臓の内膜の位置と外膜の位置とを特定する。そして、輪郭追跡部 7 1 は、取得された心時相が異なる 2 つのボリュームデータをパターンマッチングすることによって、各心時相における心筋の輪郭の位置を求める。すなわち、輪郭追跡部 7 1 は、パターンマッチングによって、心臓の内膜の位置と外膜の輪郭の位置を求める。

30

【 0 0 2 8 】

例えば、輪郭追跡部 7 1 は、記憶部 5 からボリュームデータを読み込み、そのボリュームデータを構成する各画素の輝度値に基づいて、組織領域と血液領域との境界を検出する。この実施形態では、輪郭追跡部 7 1 は、心臓の内膜の 3 次元的な輪郭と外膜の 3 次元的な輪郭とを検出する。輪郭追跡部 7 1 は、予め設定された心時相にて取得されたボリュームデータを記憶部 5 から読み込み、そのボリュームデータの輝度分布に基づいて心筋の 3 次元的な輪郭を検出する。すなわち、輪郭追跡部 7 1 は、ボリュームデータの輝度値に基づいて内膜の 3 次元的な輪郭と外膜の 3 次元的な輪郭とを検出する。この予め設定された心時相は、操作者によって任意の心時相に変更することが可能である。例えば、輪郭追跡部 7 1 は、拡張末期（R 波が検出された心時相）に取得されたボリュームデータ、又は、収縮末期（R 波が検出された心時相から所定時間経過後の心時相）に取得されたボリュームデータを記憶部 5 から読み込む。そして、輪郭追跡部 7 1 は、読み込んだボリュームデータに基づいて、内膜の 3 次元的な輪郭と外膜の 3 次元的な輪郭とを検出する。ボリュームデータは、そのボリュームデータが取得された心時相が対応付けられて記憶部 5 に記憶されている。そのため、輪郭追跡部 7 1 は、拡張末期や収縮末期などの心時相に取得されたボリュームデータを読み込んで、その心時相における内膜の 3 次元的な輪郭と外膜の 3 次元的な輪郭とを検出する。この検出された心筋の 3 次元的な輪郭が、追跡対象となる心筋の初期輪郭として輪郭追跡部 7 1 に設定される。例えば、R 波が検出された心時相における心筋の 3 次元的な輪郭が、初期輪郭として輪郭追跡部 7 1 に設定される。

40

【 0 0 2 9 】

50

また、輪郭追跡部 71 は、検出した内膜上の各位置における法線ベクトルを求め、内膜上の各位置からその法線ベクトル方向へ一定距離外側の位置を、心臓の外膜の 3 次元的な輪郭と定義しても良い。例えば、輪郭追跡部 71 は、内膜の位置から 8 mm 外側の位置を外膜の輪郭と定義する。この一定距離は、操作者によって任意の値に変えることが可能である。このように外膜の 3 次元的な輪郭が検出されると、その輪郭が、追跡対象となる外膜の初期輪郭として輪郭追跡部 71 に設定される。例えば、R 波が検出された心時相における外膜の 3 次元的な輪郭が、初期輪郭として輪郭追跡部 71 に設定される。

【0030】

以上のように、所定の心時相における心筋の 3 次元的な輪郭（初期輪郭）が検出されると、輪郭追跡部 71 は、2 つの画像を対象として、スペックルパターンを用いたパターンマッチングを行う。このパターンマッチングによって、輪郭追跡部 71 は、各心時相で生成されたボリュームデータごとに、初期輪郭に設定された心筋の 3 次元的な輪郭を構成する各点の位置を求める。すなわち、輪郭追跡部 71 は、内膜の 3 次元的な輪郭上の各点の位置と、外膜の 3 次元的な輪郭上の各点の位置とを、各心時相で取得されたボリュームデータごとに求める。そして、輪郭追跡部 71 は、内膜の 3 次元的な輪郭を構成する各点と、外膜の 3 次元的な輪郭を構成する各点とを時間的に追跡する。

【0031】

例えば、輪郭追跡部 71 は、初期輪郭に設定された内膜の輪郭を構成する各点の座標情報と、外膜の輪郭を構成する各点の座標情報とを受け付ける。さらに、輪郭追跡部 71 は、その初期輪郭が検出されたボリュームデータ（以下、「ボリュームデータ A」と称する）の次の心時相に取得されたボリュームデータ（以下、「ボリュームデータ B」と称する）を記憶部 5 から読み込む。そして、輪郭追跡部 71 は、時間的に連続する 2 つのボリュームデータを対象として、スペックルパターンを用いたパターンマッチングを行う。このパターンマッチングによって、輪郭追跡部 71 は、初期輪郭に設定された心筋の輪郭を構成する各点の移動ベクトルを求める。すなわち、輪郭追跡部 71 は、このパターンマッチングによって、内膜の輪郭上における各点の移動ベクトルと、外膜の輪郭上における各点の移動ベクトルとを求める。具体的には、輪郭追跡部 71 は、ボリュームデータ A とボリュームデータ B とを対象として、スペックルパターンを用いたパターンマッチングを行うことで、内膜の輪郭を構成する各点の移動ベクトルと、外膜の輪郭を構成する各点の移動ベクトルとを求める。この移動ベクトルは、輪郭を構成する各点の変位と、各点の変位した移動方向とを表している。つまり、輪郭追跡部 71 は、2 つのボリュームデータを対象としてパターンマッチングを行い、スペックルの移動量を算出することで、輪郭を構成する各点の移動ベクトルを求める。このように輪郭を構成する各点の移動ベクトルを求めることで、ボリュームデータ B が生成された心時相における心筋の輪郭を構成する各点の位置が求められる。

【0032】

さらに輪郭追跡部 71 は、ボリュームデータ B の次の心時相に取得されたボリュームデータ（以下、「ボリュームデータ C」と称する）を記憶部 5 から読み込む。そして、輪郭追跡部 71 は、時間的に連続する 2 つのボリュームデータ（ボリュームデータ B とボリュームデータ C）を対象として、スペックルパターンを用いたパターンマッチングを行うことで、心筋の輪郭を構成する各点の移動ベクトルを求める。これにより、ボリュームデータ C が取得された心時相における心筋の輪郭を構成する各点の位置が求められる。

【0033】

以上のようにして、輪郭追跡部 71 は、スペックルパターンを用いたパターンマッチングによって、初期輪郭に設定された心筋の輪郭を構成する各点における移動ベクトルを、各ボリュームデータが取得された心時相ごとに求める。これにより、輪郭追跡部 71 は、心筋の輪郭を構成する各点における移動ベクトルを時間的に追跡する。その結果、心筋の 3 次元的な輪郭を構成する各点を、時間的に追跡することが可能となる。例えば、輪郭追跡部 71 は、1 心周期に亘って取得された全てのボリュームデータについて、各心時相における心筋の 3 次元的な輪郭を構成する各点の位置を求める。これにより、1 心周期に亘

10

20

30

40

50

って、各心時相における心筋の３次元的な輪郭を構成する各点の位置が求められる。なお、輪郭追跡部 7 1 が、この発明の「輪郭特定手段」の 1 例に相当する。

【 0 0 3 4 】

そして、輪郭追跡部 7 1 は、各心時相における内膜の３次元的な輪郭を構成する各点の座標情報と、各心時相における外膜の３次元的な輪郭を構成する各点の座標情報とを、形成部 7 3 と演算部 8 とに出力する。以下、形成部 7 3 と演算部 8 とについて説明する。

【 0 0 3 5 】

まず、形成部 7 3 の処理内容について図 2 から図 4 を参照して説明する。図 2 は、表示部に表示される画像の 1 例を示す画面の図である。図 3 は、心筋の長軸方向に沿った断面における心筋の輪郭を示す模式図である。図 4 は、心筋の短軸方向に沿った断面における心筋の輪郭を示す模式図である。

10

【 0 0 3 6 】

形成部 7 3 は、第 1 面形成部 7 4、基準点設定部 7 5、第 2 面形成部 7 6、及び画像生成面形成部 7 7 を備えている。形成部 7 3 は、輪郭追跡部 7 1 によって求められた心筋の３次元的な輪郭に基づいて、心筋に直交する面を求める。画像生成部 6 は、その面の M P R 画像データを生成する。以下、形成部 7 3 の処理内容について詳しく説明する。

【 0 0 3 7 】

まず、画像生成部 6 は、任意の心時相にて取得されたボリュームデータに基づいて、任意の断面における M P R 画像データを生成する。例えば、操作者が操作部 1 2 を用いて任意の心時相を指定し、更に、ボリュームデータに対する任意の断面を指定する。操作部 1 2 によって指定された心時相と断面の３次元空間における座標情報とが、ユーザインターフェース 1 0 (U I) から制御部 1 3 に出力される。そして、制御部 1 3 は、心時相と断面の座標情報とを画像生成部 6 に出力する。

20

【 0 0 3 8 】

1 例として、操作者は操作部 1 2 を用いて、心臓の長軸方向に沿った断面を指定する。画像生成部 6 は、指定された心時相が対応付けられたボリュームデータを記憶部 5 から読み込む。そして、画像生成部 6 は、読み込んだボリュームデータに基づいて、心臓の長軸方向の断面における M P R 画像データ（長軸像データ）を生成する。表示制御部 9 は、その長軸像データを画像生成部 6 から受けて、その長軸像データに基づく長軸像を表示部 1 1 に表示させる。また、画像生成部 6 は、操作者によって指定された断面に直交する断面であって、長軸方向の断面における M P R 画像データ（長軸像データ）を生成しても良い。

30

【 0 0 3 9 】

ここで、表示部 1 1 に表示される長軸像の 1 例を図 2 に示す。表示制御部 9 は、心臓の長軸像 1 0 0 と、長軸像 1 0 0 に直交する断面の長軸像 2 0 0 とを表示部 1 1 に表示させる。長軸像 1 0 0 には、長軸断面における心筋 1 1 0 が表されている。同様に、長軸像 2 0 0 には、長軸断面における心筋 2 1 0 が表されている。なお、図 2 に示す例では、長軸像 1 0 0 と長軸像 2 0 0 とを表示部 1 1 に表示しているが、1 つの長軸像を表示するだけでも良い。

【 0 0 4 0 】

そして、操作者は操作部 1 2 を用いて、長軸像 1 0 0 に対して基準軸を指定する。表示制御部 9 は、操作者によって指定された基準軸 1 2 0 を表示部 1 1 に表示させる。例えば、長軸像 1 0 0 の長軸方向に沿って、長軸像 1 0 0 の中心を通る中心軸を基準軸 1 2 0 に指定する。さらに、操作者は操作部 1 2 を用いて、基準軸 1 2 0 上の任意の点を指定する。例えば図 2 と図 3 とに示すように、操作者は操作部 1 2 を用いて基準軸 1 2 0 上の点 1 3 0 を指定する。

40

【 0 0 4 1 】

そして、長軸像 1 0 0 上における基準軸 1 2 0 の座標情報が、ユーザインターフェース (U I) 1 0 から制御部 1 3 に出力される。さらに、長軸像 1 0 0 上における点 1 3 0 の座標情報が、ユーザインターフェース (U I) 1 0 から制御部 1 3 に出力される。長軸像

50

100が生成された長軸断面の3次元空間における座標情報は、制御部13に既に出力されているため、制御部13において、3次元空間における基準軸120の座標と点130の座標とが特定されることになる。制御部13は、3次元空間における基準軸120の座標情報と点130の座標情報とを形成部73に出力する。

【0042】

第1面形成部74は、操作者によって指定された心時相における心筋の輪郭を構成する各点の座標情報を輪郭追跡部71から受けて、その心筋の輪郭に対して基準軸120と点130とを設定する。そして、図4に示すように、第1面形成部74は、点130を通して、基準軸120に直交する第1平面140を形成する。そして、第1面形成部74は、3次元空間における第1平面140の座標情報を基準点設定部75に出力する。

10

【0043】

基準点設定部75は、第1面形成部74から第1平面140の座標情報を受けて、心筋の輪郭と第1平面140とが交差する点を求める。例えば図4に示すように、基準点設定部75は、内膜111の輪郭と第1平面140とが交差する点を求め、その交差する点を基準点に設定する。このとき、基準点設定部75は、第1平面140の面内において、360°に亘って内膜111の輪郭と交差する点を求める。図4に示す例では、基準点設定部75は、第1平面140と内膜111の輪郭とが交差する複数の基準点150A、基準点150B、・・・、基準点150N、・・・を求める。そして、基準点設定部75は、基準点の座標情報を第2面形成部76に出力する。

【0044】

20

なお、基準点設定部75は、内膜111の代わりに、第1平面140と外膜112の輪郭とが交差する点を求め、その点を基準点としても良い。

【0045】

第2面形成部76は、基準点の座標情報を基準点設定部75から受けて、その基準点を基準にして、長軸断面内において、内膜111の輪郭に対して直交する方向に延びる第2平面を形成する。この第2平面は内膜の円周方向に所定の幅を持っている。例えば図3と図4とに示すように、第2面形成部76は、基準点150Aを基準にして、長軸断面内において、内膜111の輪郭に直交する方向に延びる第2平面160Aを形成する。同様に、第2面形成部76は、基準点150Bを基準にして、長軸断面内において、内膜111の輪郭に直交する方向に延びる第2平面160Bを形成する。そして、図4に示すように、第2面形成部76は、第1平面140の面内において360°に亘って求められた基準点150A、・・・、基準点150N、・・・のそれぞれについて、内膜111の輪郭に直交する方向に延びる第2平面160A、・・・第2平面160N、・・・を形成する。第2平面は、内膜111の輪郭の直交しているため、心筋110の壁厚方向に平行な面となっている。そして、第2面形成部76は、第2平面の座標情報を画像生成面形成部77に出力する。

30

【0046】

画像生成面形成部77は、第1面形成部74から第1平面の座標情報を受け、第2面形成部76から第2平面の座標情報を受けて、第1平面と内膜の輪郭とが交差する基準点において、第1平面と第2平面とを繋ぎ合わせる。画像生成面形成部77は、この繋ぎ合わせによって、画像生成面を形成する。具体的には、画像生成面形成部77は、第1平面と内膜の輪郭とが交差する基準点において、内膜111の内側（心腔内）に形成された第1平面と、内膜111の外側に形成された第2平面とを繋げることで、画像生成面を形成する。これにより、画像生成面は、内膜111の内側（心腔内）においては第1平面で構成され、内膜111の外側については第2平面で構成されることになる。図4に示す例では、画像生成面形成部77は、基準点150A、・・・、基準点150N、・・・のそれぞれにおいて、内膜111の内側（心腔内）に形成された第1平面140と、内膜111の外側に形成された第2平面160A、・・・、第2平面160N、・・・とを繋ぎ合わせることで、1つの画像生成面を形成する。そして、画像生成面形成部77は、その画像生成面の座標情報を画像生成部6に出力する。

40

50

【 0 0 4 7 】

画像生成部 6 は、操作者によって指定された心時相に取得されたボリュームデータを記憶部 5 から読み込む。そして、画像生成部 6 は、そのボリュームデータに M P R 処理を施すことで、画像生成面形成部 7 7 によって形成された画像生成面における M P R 画像データを生成する。これにより、第 1 平面 1 4 0 と、第 2 平面 1 6 0 A、・・・、第 2 平面 1 6 0 N、・・・とで構成される画像生成面における M P R 画像データが生成されることになる。画像生成部 6 は、その画像生成面における M P R 画像データを表示制御部 9 に出力する。

【 0 0 4 8 】

表示制御部 9 は、画像生成面における M P R 画像データを画像生成部 6 から受けると、その M P R 画像データに基づく M P R 画像を表示部 1 1 に表示させる。この M P R 画像は、心臓の短軸像を表している。

10

【 0 0 4 9 】

また、画像生成部 6 は、各心時相に取得されたボリュームデータを記憶部 5 から読み込み、各心時相に取得されたボリュームデータに M P R 処理を施すことで、画像生成面形成部 7 7 によって形成された画像生成面における M P R 画像データを心時相ごとに生成しても良い。この場合、表示制御部 9 は、各心時相における M P R 画像データを画像生成部 6 から受けると、各心時相における M P R 画像を心時相ごとに順番に表示部 1 1 に表示させる。

【 0 0 5 0 】

20

ここで、この実施形態に係る超音波診断装置 1 と従来技術との差について、図 3 を参照して説明する。従来技術においては、第 1 平面 1 4 0 によって心筋 1 1 0 を切断した面における M P R 画像データを生成していた。換言すると、第 1 平面 1 4 0 を延長させることで心筋 1 1 0 と交差する面を求め、その交差する面における M P R 画像データを生成していた。そのため、心筋 1 1 0 においては、心筋 1 1 0 の壁厚方向とは異なる方向に向かう面 1 4 1 における M P R 画像データが生成されることになる。これに対して、この実施形態では、心筋 1 1 0 においては、心筋 1 1 0 に直交する第 2 平面 1 6 0 A などの面を求め、その第 2 平面 1 6 0 A 等の面における M P R 画像データを生成する。そのため、心筋 1 1 0 においては、心筋の壁厚方向に向かう面における M P R 画像データが生成されることになる。その結果、この実施形態によると、心筋 1 1 0 について、壁厚方向に沿った断面を観察することが可能となる。

30

【 0 0 5 1 】

さらに、操作者が長軸像上で任意の点を指定するだけで、壁厚方向に沿った短軸像データが得られる。そのため、簡便な操作によって、所望の壁厚の断面を観察することが可能となる。また、心腔内においては、基準軸 1 2 0 に直交する第 1 平面における短軸像データが生成される。そのため、短軸像に表される心腔の形状は、実際の心腔の形状から大きくずれることはない。例えば、短軸像に表わされた心腔の大きさが、実際の心腔の大きさから大きくずれることはない。

【 0 0 5 2 】

さらに、基準軸上に設定された点を通して基準軸に直交する第 1 平面を設定し、その第 1 平面と心筋とが交差する位置を基準にして、心筋に直交する第 2 平面を設定しているため、心筋の所望の位置に第 2 平面を容易に設定することが可能となる。すなわち、観察対象である心筋を基準にして第 2 平面を設定しているため、心筋の所望の位置に第 2 平面を設定して、所望の断面を観察することが可能となる。従来技術においては、基準軸上に設定された点を基準にして心筋と交差する平面を設定し、その平面における画像データを生成していたため、心筋の所望の位置に平面を設定することが困難であった。これに対して、この実施形態では、第 1 平面と心筋とが交差する点を求め、その点を基準にして心筋に直交する第 2 平面を設定し、その第 2 平面における画像データを生成するため、心筋の所望の断面を簡便に観察することが可能となる。

40

【 0 0 5 3 】

50

次に、演算部 8 について説明する。演算部 8 は、各心時相における心筋の 3 次元的な輪郭を構成する各点の座標情報を輪郭追跡部 7 1 から受けて、心筋の壁運動情報を求める。例えば、演算部 8 は、各心時相における内膜の変位と外膜の変位とを求め、それらの変位に基づいて各心時相における心筋の歪みを求める。さらに、演算部 8 は、歪みの時間変化率を表す歪み率を求めても良い。このように、変位、歪み、又は歪み率などの壁運動情報を求めることで、心臓の評価を行うことができる。なお、輪郭追跡部 7 1 によって、心筋の輪郭が 3 次元的に追跡されるため、心筋の輪郭は 3 次元座標で規定される。従って、演算部 8 によって求められる壁運動情報も 3 次元座標で規定される。これにより、心臓の任意の面における壁運動情報を求めることができる。以下、演算部 8 を構成する各部の機能について説明する。演算部 8 は、運動情報算出部 8 1 と色決定部 8 2 とを備えている。

10

【 0 0 5 4 】

例えば運動情報算出部 8 1 は、各心時相における心筋の 3 次元的な輪郭を構成する各点の座標情報に基づいて、各心時相における内膜の変位と外膜の変位とを求める。1 例として、運動情報算出部 8 1 は、心臓の長軸方向や短軸方向に対する内膜の変位と外膜の変位とを求める。

【 0 0 5 5 】

そして、運動情報算出部 8 1 は、各心時相における心筋の変位に基づいて、各心時相における心臓の長軸方向や短軸方向に対する心筋の歪みを求める。例えば、R 波が検出された心時相を初期時相とする。運動情報算出部 8 1 は、初期時相における内膜の 3 次元的な輪郭と、その他の心時相における内膜の 3 次元的な輪郭とを比べて、各心時相における心臓の長軸方向や短軸方向に対する内膜の変位を求める。同様に、運動情報算出部 8 1 は、初期時相における外膜の 3 次元的な輪郭と、その他の心時相における外膜の 3 次元的な輪郭とを比べて、各心時相における心臓の長軸方向や短軸方向に対する外膜の変位を求める。そして、運動情報算出部 8 1 は、各心時相における変位に基づいて、各心時相における歪みを求める。

20

【 0 0 5 6 】

ここでは歪みの 1 例として、内膜と外膜との間の厚さ方向（壁厚方向）の歪みを求める場合について説明する。上述したように、各心時相における内膜の 3 次元的な輪郭と外膜の 3 次元的な輪郭とが求められている場合、運動情報算出部 8 1 は、各心時相における内膜の 3 次元的な輪郭を構成する各点の座標情報と、各心時相における外膜の 3 次元的な輪郭を構成する各点の座標情報とに基づいて、各心時相における壁厚方向の歪みを求める。ここで、壁厚方向の歪みは、内膜と外膜との間の厚さ方向における歪みとして定義される。

30

【 0 0 5 7 】

例えば、運動情報算出部 8 1 は、内膜の輪郭上の点において、内膜の輪郭に直交する線を求める。そして、運動情報算出部 8 1 は、その直交する線が外膜の輪郭と交わる点を求める。運動情報算出部 8 1 は、各心時相における内膜の輪郭上の点と、外膜の輪郭上の点との間の距離に基づいて、各心時相における内膜と外膜との間の歪み（壁厚方向の歪み）を求める。

【 0 0 5 8 】

例えば、内膜と外膜の初期輪郭が設定された心時相を初期時相とする。その初期時相における内膜上の点と外膜上の点との間の距離を距離 $L(0)$ とする。具体的には、R 波が検出された心時相において内膜と外膜の初期輪郭が指定された場合、R 波が検出された心時相が初期時相となる。また、任意の心時相における内膜上の点と外膜上の点との間の距離を距離 $L(t)$ とする。

40

【 0 0 5 9 】

そして、運動情報算出部 8 1 は、各心時相における内膜の 3 次元的な輪郭を構成する各点の座標情報と、外膜の 3 次元的な輪郭を構成する各点の座標情報とを輪郭追跡部 7 1 から受けて、任意の心時相における距離 $L(t)$ と初期時相における距離 $L(0)$ との差分 $\Delta L(t)$ を求める。この差分 $\Delta L(t)$ が、膜厚の変位に相当する。次に、運動情報算

50

出部 8 1 は、差分 $\Delta L(t)$ を初期時相における距離 $L(0)$ で除算することで、任意の心時相における壁厚方向の歪み $S(t)$ を求める。

【 0 0 6 0 】

運動情報算出部 8 1 は、内膜の輪郭と外膜の輪郭とにおいて、所定間隔ごとに壁厚方向の歪み $S(t)$ を求める。すなわち、運動情報算出部 8 1 は、心臓の内膜と外膜とにおいて、複数箇所の歪み $S(t)$ を求める。このように、運動情報算出部 8 1 は、心筋の各箇所における壁厚方向の歪み $S(t)$ を心時相ごとに求める。

【 0 0 6 1 】

また、運動情報算出部 8 1 は、各心時相における各箇所の壁厚方向の歪み $S(t)$ を時間微分することで、歪み $S(t)$ の時間変化率を表す歪み率（速度） $SR(t)$ を心時相ごとに求めても良い。

10

【 0 0 6 2 】

なお、運動情報算出部 8 1 は、各心時相における心筋の 3 次元的な輪郭を構成する各点の座標情報に基づいて、各心時相における心筋の円周方向（輪郭の接線方向）の変位や歪み（変位の変化率）を求めても良い。

【 0 0 6 3 】

色決定部 8 2 は、運動情報算出部 8 1 によって求められた各箇所における歪み $S(t)$ の大きさに対応する色を決定する。そして、色決定部 8 2 は、歪み $S(t)$ の大きさによって異なる色を各箇所に割り当てる。例えば、各歪み $S(t)$ の大きさに割り当てる色を予め決めておく。そして、歪み $S(t)$ の大きさと、色とが対応付けられたテーブルを予め作成して、図示しない記憶部に記憶させておく。このテーブルには、歪み $S(t)$ の大きさによって異なる色に対応付けられている。色決定部 8 2 は、そのテーブルを参照することで、各心時相における各箇所の歪み $S(t)$ の大きさに対応する色を決定する。そして、色決定部 8 2 は、各心時相における各箇所の座標情報と、その箇所に割り当てられた色を示す情報（色情報）とを表示制御部 9 に出力する。

20

【 0 0 6 4 】

この実施形態では、画像生成面形成部 7 7 は、第 1 平面と第 2 平面とによって構成される画像生成面の座標情報を色決定部 8 2 に出力する。色決定部 8 2 は、画像生成面形成部 7 7 から画像生成面の座標情報を受けて、その画像生成面の各箇所の壁運動情報の大きさに対応する色を決定する。例えば、色決定部 8 2 は、画像生成面上の各箇所における歪み $S(t)$ の大きさに対応する色を決定し、各箇所にその色を割り当てる。そして、色決定部 8 2 は、画像生成面上の各箇所の座標情報と、その箇所に割り当てた色を示す情報（色情報）とを表示制御部 9 に出力する。

30

【 0 0 6 5 】

表示制御部 9 は、指定された心時相における画像生成面上の各箇所の座標情報と、その箇所に割り当てられた色を示す情報（色情報）とを色決定部 8 2 から受ける。そして、表示制御部 9 は、画像生成部 6 によって生成された MPR 画像上において、心筋の各箇所に、色決定部 8 2 によって割り当てられた色を重ねて表示部 1 1 に表示させる。このとき、表示制御部 9 は、各箇所を中心として所定の幅を持った範囲に、各箇所に対して割り当てられた色を重ねて表示部 1 1 に表示させる。

40

【 0 0 6 6 】

ここで、画像生成部 6 によって生成された MPR 画像（短軸像）と、その短軸像に対する着色の 1 例について、図 2 を参照して説明する。例えば、表示制御部 9 は、基準軸 1 2 0 上の点 1 3 0 を通る第 1 平面 1 4 0 と、心筋に直交する第 2 平面 1 6 0 A、・・・、第 2 平面 1 6 0 N、・・・とによって形成された画像生成面における短軸像 3 0 0 を、表示部 1 1 に表示させる。そして、表示制御部 9 は、その画像生成面上における各箇所の壁運動情報の大きさに応じた色を、短軸像 3 0 0 の各箇所に重ねて表示部 1 1 に表示させる。なお、図 2 に示す例では、壁運動情報の大きさに応じた色を、便宜的に異なるハッチングによって表している。

【 0 0 6 7 】

50

また、操作者が操作部 12 を用いて、基準軸 120 上の別の点 131 を指定すると、形成部 73 はその点 131 に対応する画像生成面を形成する。そして、画像生成部 6 は、点 131 に対応する画像生成面における短軸像データを生成する。演算部 8 は、その画像生成面上における各箇所の壁運動情報の大きさに応じた色を決定し、各箇所に色を割り当てる。そして、表示制御部 9 は、点 131 に対応する画像生成面の短軸像 310 を表示部 11 に表示させ、壁運動情報の大きさに応じた色を短軸像 310 に重ねて表示部 11 に表示させる。また、点 132 が指定された場合も、点 130 及び点 131 と同様に、表示制御部 9 は、点 132 に対応する画像生成面における短軸像 320 を表示部 11 に表示させる。さらに、表示制御部 9 は、その画像生成面における壁運動情報の大きさに応じた色を短軸像 320 に重ねて表示部 11 に表示させる。

10

【0068】

以上のように、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、心筋 110 においては、心筋の壁厚方向に向かう面における MPR 画像データ（短軸像データ）を生成している。そのため、壁運動情報のベクトルの向きと、短軸像に表される心筋の壁厚方向とが一致する。これにより、短軸像 300 には、その短軸像 300 における実際の壁運動情報が表示されることになる。その結果、心筋の各部における壁運動をより適切に評価することが可能となる。

【0069】

この実施形態に係る超音波診断装置 1 と従来技術との差について、図 5 を参照して説明する。図 5 は、短軸像を模式的に示す図である。この実施形態に係る短軸像 300 には、心筋 110 の内膜 111 と外膜 112 とが表される。一方、従来技術に係る短軸像には、心筋 110 の内膜 111 と外膜 113 とが表される。従来技術に係る外膜 113 は、短軸像 300 に係る外膜 112 よりも外側に表される。従来技術においては、図 3 に示すように、第 1 平面 140 で心筋 110 を切断した面 141 における MPR 画像データ（短軸像データ）を生成していた。そのため、従来技術に係る短軸像に表された心筋の厚さ（内膜 111 と外膜 113 との間の厚さ）は、心筋 110 の壁厚方向における厚さよりも厚くなってしまう。一方、この実施形態においては、図 2 から図 4 に示すように、心筋 110 に直交する第 2 平面 160 A 等で心筋 110 を切断した面における MPR 画像データ（短軸像データ）を生成している。そのため、短軸像 300 に表された心筋の厚さ（内膜 111 と外膜 112 との間の厚さ）は、心筋 110 の壁厚方向における厚さと一致することになる。そして、壁運動情報に対応する色は、心筋 110 の各箇所に割り当てられる。この実施形態においては、短軸像 300 に表される心筋の厚さ（内膜 111 と外膜 112 との間の厚さ）は、心筋 110 の壁厚方向における厚さと一致するため、壁運動情報に対応する色が適切に短軸像 300 に割り当てられて表示されることになる。

20

30

【0070】

また、壁運動情報の大きさによって異なる色を割り当てて表示部 11 に表示しているため、その色を観察することで、各箇所における拡張能の低下又は増強を容易に把握することが可能となる。

【0071】

また、画像処理部 7 のマーカ生成部 72 は、画像生成面形成部 77 によって形成された画像生成面における、内膜と外膜の 2 次元的な輪郭を表すマーカを生成する。そして、表示制御部 9 は、短軸像にそのマーカを重ねて表示部 11 に表示させる。なお、このマーカ生成部 72 は、この実施形態に係る超音波診断装置 1 に設けなくても良い。

40

【0072】

ユーザインターフェース (UI) 10 は、表示部 11 と操作部 12 とを備えている。表示部 11 は、CRT や液晶ディスプレイなどのモニタで構成されており、画面上に MPR 画像や 3 次元画像などが表示される。操作部 12 は、キーボード、マウス、トラックボール、又は TCS (Touch Command Screen) などで構成されており、操作者の操作によって各種の指示が与えられる。

【0073】

50

制御部 13 は、超音波診断装置 1 の各部に接続されて、各部の動作を制御する。

【0074】

また、画像生成部 6 は、CPU (Central Processing Unit) と、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)、及び HDD (Hard Disk Drive) などの記憶部 (図示しない) とを備えている。記憶部には、画像生成部 6 の機能を実行するための画像生成プログラムが記憶されている。CPU が、画像生成プログラムを実行することにより、ボリュームデータに MPR 処理やボリュームレンダリングなどの画像処理を施す。これにより、MPR 画像データや 3 次元画像データなどの超音波画像データが生成される。

【0075】

また、画像処理部 7 は、CPU と、ROM、RAM、及び HDD などの記憶部 (図示しない) とを備えている。記憶部には、画像処理部 7 の各部の機能を実行するための画像処理プログラムが記憶されている。画像処理プログラムには、輪郭追跡部 71 の機能を実行するための輪郭追跡プログラム、マーカ生成部 72 の機能を実行するためのマーカ生成プログラム、及び、形成部 73 の機能を実行するための形成プログラムが含まれている。形成プログラムには、第 1 面形成部 74 の機能を実行するための第 1 面形成プログラム、基準点設定部 75 の機能を実行するための基準点設定プログラム、第 2 面形成部 76 の機能を実行するための第 2 面形成プログラム、及び画像生成面形成部 77 の機能を実行するための画像生成面形成プログラムが含まれている。CPU が、輪郭追跡プログラムを実行することにより、各心時相における心筋 (内膜と外膜) の輪郭を求める。CPU が、マーカ生成プログラムを実行することにより、内膜と外膜の輪郭を表すマーカを生成する。CPU が、第 1 面形成プログラムを実行することで、心筋に対して設定された基準線に直交する第 1 平面を形成する。CPU が、基準点設定プログラムを実行することで、第 1 平面と心筋とが交差する基準点を求める。CPU が、第 2 面形成プログラムを実行することで、基準点において、心筋に直交する方向に伸びる第 2 平面を形成する。CPU が、画像生成面形成プログラムを実行することで、第 1 平面と第 2 平面とを繋げて画像生成面を形成する。

【0076】

また、演算部 8 は、CPU と、ROM、RAM、及び HDD などの記憶部 (図示しない) を備えている。記憶部には、演算部 8 の機能を実行するための演算プログラムが記憶されている。演算プログラムには、運動情報算出部 81 の機能を実行するための運動情報算出プログラムと、色決定部 82 の機能を実行するための色決定プログラムとが含まれている。CPU が、運動情報算出プログラムを実行することにより、各心時相における心筋の歪みや歪み率などの壁運動情報を求める。また、CPU が、色決定プログラムを実行することにより、壁運動情報の大きさに応じた色を決定する。

【0077】

また、表示制御部 9 は、CPU と、ROM、RAM、及び HDD などの記憶部 (図示しない) とを備えている。記憶部には、表示制御部 9 の機能を実行するための表示制御プログラムが記憶されている。CPU がその表示制御プログラムを実行することにより、MPR 画像と壁運動情報とを表示部 11 に表示させる。また、制御部 13 は、CPU と、ROM、RAM、及び HDD などの記憶部 (図示しない) とを備えている。記憶部には、制御部 13 の機能を実行するための制御プログラムが記憶されている。CPU がその制御プログラムを実行することにより、超音波診断装置 1 の各部の動作を制御する。

【0078】

なお、この実施形態における画像処理プログラムと表示制御プログラムとによって、この発明の「超音波画像処理プログラム」の 1 例を構成する。

【0079】

また、心時相ごとに画像生成面を形成しても良い。まず、第 1 面形成部 74 は、上述したように、基準軸 120 上で指定された点 130 を通って、基準軸 120 に直交する第 1 平面 140 を形成する。輪郭追跡部 71 は、上述したように、各心時相における内膜の 3

10

20

30

40

50

次元的な輪郭を構成する各点の位置と、外膜の３次元的な輪郭を構成する各点の位置とを求める。基準点設定部 75 は、第 1 面形成部 74 から第 1 平面 140 の座標情報を受けて、各心時相における心筋の輪郭と第 1 平面 140 とが交差する点を求める。例えば、基準点設定部 75 は、各心時相における内膜 111 の輪郭と第 1 平面 140 とが交差する点を求め、その交差する点を基準点に設定する。すなわち、基準点設定部 75 は、各心時相における基準点の位置を求める。第 2 面形成部 76 は、各心時相における基準点の座標情報を基準点設定部 75 から受けて、各心時相における内膜 111 の輪郭に対して直交する方向に延びる第 2 平面を心時相ごとに求める。すなわち、第 2 面形成部 76 は、同じ心時相における内膜 111 と基準点とに基づいて、各心時相における第 2 平面を形成する。画像生成面形成部 77 は、第 1 面形成部 74 から第 1 平面の座標情報を受け、第 2 面形成部 76 から各心時相における第 2 平面の座標情報を受けて、各心時相における基準点において、第 1 平面と各心時相における第 2 平面とを繋ぎ合せる。画像生成面形成部 77 は、この繋ぎ合せによって、各心時相における画像生成面を形成する。そして、画像生成面形成部 77 は、各心時相における画像生成面の座標情報を画像生成部 6 に出力する。画像生成部 6 は、各心時相におけるポリウムデータに基づいて、各心時相の画像生成面における MPR 画像データを生成する。すなわち、画像生成部 6 は、心時相が同じポリウムデータと画像生成面とに基づいて、各心時相の画像生成面における MPR 画像データを生成する。そして、表示制御部 9 は、各心時相の MPR 画像データに基づく MPR 画像を、心時相ごとに順番に表示部 11 に表示させる。また、表示制御部 9 は、各心時相における MPR 画像上において、心筋の各箇所、色決定部 82 によって割り当てられた色を重ねて表示部 11 に表示させる。このとき、表示制御部 9 は、各心時相における MPR 画像上において、心筋の各箇所、同じ心時相における画像生成面上に割り当てられた色を重ねて表示部 11 に表示させる。

【 0080 】

(超音波画像処理装置)

また、心筋の壁厚方向に沿った MPR 画像データを生成する超音波画像処理装置を、超音波診断装置の外部に設けても良い。この超音波画像処理装置は、上述した記憶部 5、画像生成部 6、画像処理部 7、演算部 8、表示制御部 9、ユーザインターフェース (UI) 10、及び制御部 13 を備えている。超音波画像処理装置は、取得された時間が連続する複数のポリウムデータを超音波診断装置から取得し、それら複数のポリウムデータに基づいて、心筋の壁厚方向に沿った MPR 画像データを生成する。さらに、超音波画像処理装置は、心筋の輪郭を追跡して壁運動情報を求める。

【 0081 】

超音波画像処理装置の外部に設置された超音波診断装置によって心臓を超音波で走査することで、心時相ごとにポリウムデータを取得する。そして、超音波画像処理装置は、超音波診断装置によって取得された複数のポリウムデータを受け付けて、それら複数のポリウムデータを記憶部 5 に記憶させる。超音波画像処理装置の輪郭追跡部 71 は、各心時相における内膜 (外膜) の 3 次元的な輪郭を構成する各点の位置を求めることで、内膜 (外膜) の輪郭を追跡する。超音波画像処理装置の形成部 73 は、3 次元的な輪郭を構成する各点の位置に基づいて、心筋の壁厚方向に平行な第 2 平面を求める。また、超音波画像処理装置の演算部 8 は、3 次元的な輪郭を構成する各点の位置に基づいて、心筋の壁運動情報を求めて、壁運動情報の大きさに応じた色を心筋の各箇所に割り当てる。

【 0082 】

以上のように、超音波診断装置の外部に設けられた超音波画像処理装置によっても、上述した超音波診断装置 1 と同様に、心筋においては、心筋の壁厚方向に向かう面における MPR 画像データが生成される。その結果、心筋について、壁厚方向に沿った断面を観察することが可能となる。そして、壁運動情報のベクトルの向きと、MPR 画像に表される心筋の壁厚方向とが一致するため、心筋の各部における壁運動をより適切に評価することが可能となる。

【 0083 】

(動作)

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置1の動作について、図6を参照して説明する。図6は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。この実施形態では、心臓を診断部位として、取得された時間が連続する複数のボリュームデータ(動画像データ)を取得する。そして、そのボリュームデータに基づいて、心筋の壁厚方向に沿った面におけるMPR画像データを生成する。さらに、心機能の評価に供される壁運動情報を求める。

【0084】

(ステップS01)

まず、超音波プローブ2を被検体に当てて心臓に対して超音波を送信し、各心時相のボリュームデータ(心臓の動画像データ)を取得する。例えば、1心周期以上に亘って超音波を送受信することで、1心周期以上に亘って各心時相のボリュームデータを取得する。制御部13は、超音波診断装置1の外部からECG信号を受け付けて、生成された各ボリュームデータに、そのボリュームデータが取得された時相を対応付けて記憶部5に記憶させる。

10

【0085】

(ステップS02)

輪郭追跡部71は、ボリュームデータを記憶部5から読み込み、2つのボリュームデータを対象にして、スペックルパターンを用いたパターンマッチングを行う。このパターンマッチングによって、輪郭追跡部71は、各心時相における心筋の3次元的な輪郭を構成する各点の位置を求める。そして、演算部8の運動情報算出部81は、心筋の各箇所における壁厚方向の歪み $S(t)$ などの壁運動情報を心時相ごとに求める。

20

【0086】

(ステップS03)

一方、操作者は操作部12を用いて任意の心時相を指定する。さらに、操作者は操作部12を用いて、ボリュームデータに対する任意の断面を指定する。ここでは1例として、操作者は心臓の長軸断面を指定する。操作者によって指定された心時相を示す情報と長軸断面の座標情報とが、ユーザインターフェース(UI)10から制御部13を介して画像生成部6に出力される。

【0087】

(ステップS04)

画像生成部6は、指定された心時相が対応付けられたボリュームデータを記憶部5から読み込み、そのボリュームデータに基づいて、心臓の長軸断面におけるMPR画像データ(長軸像データ)を生成する。そして、表示制御部9は、その長軸像データに基づく長軸像を表示部11に表示させる。例えば図2に示すように、表示制御部9は、心臓の長軸像100と、その長軸像100に直交する断面の長軸像200とを表示部11に表示させる。

30

【0088】

(ステップS05)

そして、操作者は操作部12を用いて、長軸像100の長軸方向に沿って、長軸像100の中心を通る基準軸120を指定し、更に、基準軸120上の任意の点130を指定する。長軸像100上における基準軸120の座標情報と点130の座標情報とが、ユーザインターフェース(UI)10から制御部13に出力される。制御部13は、長軸像100の長軸断面の3次元空間における座標情報に基づいて、3次元空間における基準軸120の座標と点130の座標とを求め、その座標情報を形成部73に出力する。

40

【0089】

(ステップS06)

第1面形成部74は、操作者によって指定された心時相における心筋の輪郭を構成する各点の座標情報を輪郭追跡部71から受けて、その心筋の輪郭に対して基準軸120と点130とを設定する。そして、図4に示すように、第1面形成部74は、点130を通

50

て、基準軸 120 に直交する第 1 平面 140 を形成する。そして、第 1 面形成部 74 は、形成した第 1 平面 140 の 3 次元空間における座標情報を基準点設定部 75 に出力する。

【0090】

(ステップ S07)

基準点設定部 75 は、例えば図 4 に示すように、内膜 111 の輪郭と第 1 平面 140 とが交差する基準点を設定する。このとき、基準点設定部 75 は、第 1 平面 140 の面内において、360°に亘って内膜 111 の輪郭と交差する複数の基準点 150A、・・・、基準点 150N、・・・を求める。そして、第 2 面形成部 76 は、例えば図 3 と図 4 とに示すように、第 1 平面 140 の面内において 360°に亘って求められた基準点 150A、・・・、基準点 150N、・・・のそれぞれについて、内膜 111 の輪郭に直交する方向に伸びる第 2 平面 160A、・・・、第 2 平面 160N、・・・を形成する。第 2 平面は、内膜 111 の輪郭に直交しているため、心筋 110 の壁厚方向に平行な面となっている。

10

【0091】

(ステップ S08)

そして、画像生成面形成部 77 は、例えば図 4 に示すように、基準点 150A、・・・、基準点 150N、・・・のそれぞれにおいて、内膜 111 の内側(心腔内)に形成された第 1 平面 140 と、内膜 111 の外側に形成された第 2 平面 160A、・・・、第 2 平面 160N、・・・とを繋ぎ合わせることで、1つの画像生成面を形成する。

【0092】

20

(ステップ S09)

画像生成部 6 は、指定された心時相に取得されたボリュームデータを記憶部 5 から読み込む。そして、画像生成部 6 は、読み込んだボリュームデータに MPR 処理を施すことで、その画像生成面における MPR 画像データを生成する。これにより、第 1 平面 140 と、第 2 平面 160A、・・・、第 2 平面 160N、・・・とで構成される画像生成面における MPR 画像データが生成されることになる。そして、画像生成部 6 は、その画像生成面における MPR 画像データを表示制御部 9 に出力する。

【0093】

(ステップ S10)

一方、色決定部 82 は、画像生成面上の各箇所における歪み $S(t)$ などの壁運動情報の大きさに応じた色を決定し、各箇所にその色を割り当てる。そして、色決定部 82 は、画像生成面上の各箇所の座標情報と、その箇所に割り当てられた色を示す情報(色情報)とを表示制御部 9 に出力する。そして、表示制御部 9 は、画像生成部 6 によって生成された MPR 画像上において、心筋の各箇所に、色決定部 82 によって割り当てられた色を重ねて表示部 11 に表示させる。例えば図 2 に示すように、表示制御部 9 は、基準軸 120 上の点 130 を通る第 1 平面 140 と、心筋に直交する第 2 平面 160A、・・・、第 2 平面 160N、・・・とによって形成された画像生成面における短軸像 300 を、表示部 11 に表示させる。そして、表示制御部 9 は、その画像生成面上における各箇所の壁運動情報の大きさに応じた色を、短軸像 300 の各箇所に重ねて表示部 11 に表示させる。

30

【0094】

40

以上のように、この実施形態によると、心筋 110 においては、心筋 110 に直交する第 2 平面を求め、その第 2 平面における MPR 画像データ(短軸像データ)を生成しているため、心筋の壁厚方向に沿った MPR 画像データを生成することが可能となる。そのことにより、心筋 110 について、壁厚方向に沿った断面を観察することが可能となる。さらに、壁運動情報のベクトルの向きと、短軸像に表される心筋の壁厚方向とが一致するため、短軸像には、その短軸像における実際の壁運動情報が表示されることになる。その結果、心筋の各部における壁運動をより適切に評価することが可能となる。

【0095】

(変形例 1)

次に、上述した実施形態に係る超音波診断装置 1 の変形例 1 について、図 7 及び図 8 を

50

参照して説明する。図 7 は、変形例 1 において、表示部に表示される画像の 1 例を示す画面の図である。図 8 は、心筋の長軸方向に沿った断面における心筋の輪郭を示す模式図である。

【0096】

変形例 1 では、画像生成面形成部 77 が、上述した実施形態とは異なる処理を行って画像生成面を形成する。画像生成面形成部 77 以外の各部は、上述した実施形態と同じ処理を行う。

【0097】

上述した実施形態と同様に、画像生成部 6 は、操作者によって指定された心時相が対応付けられたボリュームデータを記憶部 5 から読み込み、そのボリュームデータに基づいて、心臓の長軸断面における長軸像データを生成する。そして、表示制御部 9 は、図 7 に示すように、心臓の長軸像 100 を表示部 11 に表示させる。また、表示制御部 9 は、長軸像 100 に直交する断面の長軸像 200 を表示部 11 に表示させても良い。

【0098】

そして、操作者は操作部 12 を用いて基準軸 120 を指定し、更に、基準軸 120 上の任意の点 130 を指定する。制御部 13 は、3 次元空間における基準軸 120 の座標情報と点 130 の座標情報とを形成部 73 に出力する。

【0099】

第 1 面形成部 74 は、上述した実施形態と同様に、操作者によって指定された点 130 を通って、基準軸 120 に直交する第 1 平面を形成する。そして、基準点設定部 75 は、上述した実施形態と同様に、心筋の輪郭と第 1 平面とが交差する基準点を求める。このとき、基準点設定部 75 は、第 1 平面内において、360°に亘って内膜 111 の輪郭と交差する基準点を求める。例えば図 8A に示すように、基準点設定部 75 は、内膜 111 の輪郭と第 1 平面とが交差する複数の基準点 150A、基準点 150B、・・・を求める。なお、基準点設定部 75 は、内膜 111 の代わりに、第 1 平面と外膜 112 の輪郭とが交差する点を求めて、その点を基準点としても良い。

【0100】

第 2 面形成部 76 は、上述した実施形態と同様に、基準点設定部 75 によって設定された基準点を基準にして、長軸断面内において、内膜 111 の輪郭に対して直交する方向に延びる第 2 平面を形成する。例えば図 8(a) に示すように、第 2 面形成部 76 は、基準点 150A を基準にして、長軸断面内において、内膜 111 の輪郭に直交する方向に延びる第 2 平面 160A を形成する。そして、第 2 面形成部 76 は、第 1 平面の面内において 360°に亘って求められた基準点 150A、基準点 150B、・・・のそれぞれについて、内膜 111 の輪郭に直交する方向に延びる第 2 平面 160A、第 2 平面 160B、・・・を形成する。第 2 平面は、内膜 111 の輪郭に直交しているため、心筋 110 の壁厚方向に平行な面となっている。

【0101】

そして、画像生成面形成部 77 は、第 2 面形成部 76 から第 2 平面の座標情報を受けて、第 2 平面を基準軸 120 まで延ばす。例えば図 8(b) に示すように、画像生成面形成部 77 は、第 2 平面 160A を基準軸 120 まで延ばし、第 2 平面 160B を基準軸 120 まで延ばす。そして、画像生成面形成部 77 は、第 2 平面 160A、第 2 平面 160B、・・・を基準軸 120 まで延ばして形成される面を繋ぎ合わせることで、1 つの画像生成面を形成する。これにより、画像生成面は、内膜 111 の外側のみならず内側（心腔内）においても、第 2 平面 160A、第 2 平面 160B、・・・によって構成されることになる。

【0102】

画像生成部 6 は、操作者によって指定された心時相に取得されたボリュームデータを記憶部 5 から読み込む。そして、画像生成部 6 は、読み込んだボリュームデータに MPR 処理を施すことで、画像生成面形成部 77 によって形成された画像生成面における MPR 画像データを生成する。これにより、第 2 平面 160A、第 2 平面 160B、・・・で構成

10

20

30

40

50

される画像生成面におけるM P R画像データが生成されることになる。そして、表示制御部 9 は、画像生成面のM P R画像データに基づくM P R画像を表示部 1 1 に表示させる。

【 0 1 0 3 】

また、画像生成部 6 は、各心時相に取得されたボリュームデータを記憶部 5 から読み込み、各心時相に取得されたボリュームデータにM P R処理を施すことで、画像生成面形成部 7 7 によって形成された画像生成面におけるM P R画像データを心時相ごとに生成する。そして、表示制御部 9 は、各心時相におけるM P R画像データを画像生成部 6 から受けると、各心時相におけるM P R画像を心時相ごとに順番に表示部 1 1 に表示させる。

【 0 1 0 4 】

以上のように、変形例 1 に係る超音波診断装置によると、心筋 1 1 0 においては、心筋 1 1 0 に直交する第 2 平面 1 6 0 A 等を求め、その第 2 平面 1 6 0 A 等におけるM P R画像データを生成する。そのため、心筋 1 1 0 について、壁厚方向に沿った断面を観察することが可能となる。さらに、変形例 1 では、第 2 平面 1 6 0 A 等を基準軸 1 2 0 まで延ばしているため、心筋 1 1 0 と心腔との境界において段差ができず、その境界においてスムーズな画像を生成することが可能となる。具体的には、内膜 1 1 1 と第 1 平面とが交差する基準点 1 5 0 A、基準点 1 5 0 B、・・・において画像に段差ができず、基準点 1 5 0 A 等の付近においてもスムーズな画像が得られる。また、操作者が長軸像上で任意の点を指定するだけで、壁厚方向に沿った短軸像データが得られるため、簡便な操作によって、所望の壁厚の断面を観察することが可能となる。

【 0 1 0 5 】

なお、演算部 8 は、上述した実施形態と同様に心筋の壁運動情報を求め、心筋の各箇所に壁運動情報の大きさに応じた色を割り当てる。第 1 変形例では、色決定部 8 2 は、画像生成面形成部 7 7 によって形成された画像生成面上の各箇所の壁運動情報の大きさに対応する色を決定する。例えば、色決定部 8 2 は、画像生成面上の各箇所における歪み $S(t)$ の大きさに応じた色を決定し、各箇所にその色を割り当てる。

【 0 1 0 6 】

そして、表示制御部 9 は、画像生成部 6 によって生成されたM P R画像上において、心筋の各箇所に、色決定部 8 2 によって割り当てられた色を重ねて表示部 1 1 に表示させる。

【 0 1 0 7 】

例えば図 7 に示すように、表示制御部 9 は、基準軸 1 2 0 上の点 1 3 0 を指定することで形成された第 2 平面 1 6 0 A、第 2 平面 1 6 0 B、・・・からなる画像生成面における短軸像 4 0 0 を表示部 1 1 に表示させる。そして、表示制御部 9 は、その画像生成面上における各箇所の壁運動情報の大きさに応じた色を、短軸像 4 0 0 の各箇所に重ねて表示部 1 1 に表示させる。また、操作者が操作部 1 2 を用いて、基準軸 1 2 0 上の別の点 1 3 1 と点 1 3 2 とを指定すると、形成部 7 3 はそれぞれの点に対応する画像生成面を形成する。そして、画像生成部 6 は、点 1 3 1 に対応する画像生成面における短軸像データを生成し、点 1 3 2 に対応する画像生成面における短軸像データを生成する。演算部 8 は、各画像生成面上における各箇所の壁運動情報の大きさに応じた色を決定する。そして、表示制御部 9 は、点 1 3 1 に対応する画像生成面における短軸像 4 1 0 と、点 1 3 2 に対応する画像生成面における短軸像 4 2 0 とを表示部 1 1 に表示させる。さらに、表示制御部 9 は、液運動情報の大きさに応じた色を短軸像 4 1 0 と短軸像 4 2 0 とにそれぞれ重ねて表示部 1 1 に表示させる。

【 0 1 0 8 】

以上のように、変形例 1 に係る超音波診断装置によると、上述した実施形態と同様に、壁運動情報のベクトルの向きと、短軸像に表される心筋の壁厚方向とが一致する。これにより、短軸像には、その短軸像における実際の壁運動情報が表示され、心筋の各部における壁運動をより適切に評価することが可能となる。

【 0 1 0 9 】

また、上述した実施形態と同様に、超音波診断装置の外部に設けた超音波画像処理装置

10

20

30

40

50

によって、変形例 1 の処理を行っても良い。

【 0 1 1 0 】

また、上述した実施形態と同様に、心時相ごとに画像生成面を形成しても良い。まず、第 1 面形成部 7 4 は、基準軸 1 2 0 上で指定された点 1 3 0 を通って、基準軸 1 2 0 に直交する第 1 平面を形成する。輪郭追跡部 7 1 は、上述したように、各心時相における内膜の 3 次元的な輪郭を構成する各点の位置と、外膜の 3 次元的な輪郭を構成する各点の位置とを求める。基準点設定部 7 5 は、第 1 面形成部 7 4 から第 1 平面の座標情報を受けて、各心時相における心筋の輪郭と第 1 平面とが交差する点を求める。すなわち、基準点設定部 7 5 は、各心時相における基準点の位置を求める。第 2 面形成部 7 6 は、各心時相における基準点の座標情報を基準点設定部 7 5 から受けて、各心時相における内膜 1 1 1 の輪郭に対して直交する方向に延びる第 2 平面を心時相ごとに求める。すなわち、第 2 面形成部 7 6 は、同じ心時相における内膜 1 1 1 と基準点とに基づいて、各心時相における第 2 平面を形成する。画像生成面形成部 7 7 は、第 2 面形成部 7 6 から各心時相における第 2 平面の座標情報を受けて、第 2 平面を基準軸 1 2 0 まで延ばす。そして、画像生成面形成部 7 7 は、同じ心時相における第 2 平面を繋ぎ合せることで、1 つの画像生成面を心時相ごとに形成する。そして、画像生成面形成部 7 7 は、各心時相における画像生成面の座標情報を画像生成部 6 に出力する。画像生成部 6 は、心時相が同じボリュームデータと画像生成面とに基づいて、各心時相の画像生成面における M P R 画像データを生成する。そして、表示制御部 9 は、各心時相の M P R 画像データに基づく M P R 画像を順番に表示部 1 1 に表示させる。また、表示制御部 9 は、各心時相における M P R 画像上において、心筋の各箇所に、色決定部 8 2 によって割り当てられた色を重ねて表示部 1 1 に表示させる。このとき、表示制御部 9 は、各心時相における M P R 画像上において、心筋の各箇所に、同じ心時相における画像生成面上に割り当てられた色を重ねて表示部 1 1 に表示させる。

【 0 1 1 1 】

(動作)

次に、変形例 1 に係る超音波診断装置の動作について、図 9 を参照して説明する。図 9 は、変形例 1 に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。

【 0 1 1 2 】

(ステップ S 2 0)

まず、超音波プローブ 2 を被検体に当てて心臓に対して超音波を送信し、各心時相のボリュームデータ (動画データ) を取得する。

【 0 1 1 3 】

(ステップ S 2 1)

輪郭追跡部 7 1 は、ボリュームデータを記憶部 5 から読み込み、2 つのボリュームデータを対象にして、スペckルパターンを用いたパターンマッチングを行う。このパターンマッチングによって、輪郭追跡部 7 1 は、各心時相における心筋の 3 次元的な輪郭を構成する各点の位置を求める。そして、運動情報算出部 8 1 は、心筋の各箇所における壁運動情報を心時相ごとに求める。

【 0 1 1 4 】

(ステップ S 2 2)

一方、操作者は操作部 1 2 を用いて、任意の心時相と心臓の長軸断面とを指定する。

【 0 1 1 5 】

(ステップ S 2 3)

画像生成部 6 は、指定された心時相が対応付けられたボリュームデータを記憶部 5 から読み込み、そのボリュームデータに基づいて、心臓の長軸断面における M P R 画像データ (長軸像データ) を生成する。そして、図 7 に示すように、表示制御部 9 は、心臓の長軸像 1 0 0 と、その長軸像 1 0 0 に直交する断面の長軸像 2 0 0 とを表示部 1 1 に表示させる。

【 0 1 1 6 】

(ステップS24)

そして、操作者は操作部12を用いて基準軸120を指定し、更に、基準軸120上の任意の点130を指定する。制御部13は、3次元空間における基準軸120の座標情報と点130の座標情報とを形成部73に出力する。

【0117】

(ステップS25)

第1面形成部74は、図8(a)に示すように、点130を通して、基準軸120に直交する第1面を形成する。

【0118】

(ステップS26)

基準点設定部75は、図8(a)に示すように、内膜111の輪郭と第1平面とが交差する基準点を求める。このとき、基準点設定部75は、第1平面の面内において、360°に亘って内膜111の輪郭と交差する複数の基準点150A、基準点150B、・・・を求める。そして、第2面形成部76は、第1平面の面内において360°に亘って求められた基準点150A、基準点150B、・・・のそれぞれについて、内膜111の輪郭に直交する方向に延びる第2平面160A、第2平面160B、・・・を形成する。

【0119】

(ステップS27)

そして、画像生成面形成部77は、図8(b)に示すように、第2平面160A、第2平面160B、・・・のそれぞれを基準軸120まで延ばし、各方向の第2平面160A等を繋ぎ合わせることで、1つの画像生成面を形成する。

【0120】

(ステップS28)

画像生成部6は、指定された心時相に取得されたボリュームデータを記憶部5から読み込み、そのボリュームデータにMPR処理を施すことで、画像生成面におけるMPR画像データを生成する。これにより、第2平面160A、第2平面160B、・・・によって構成される画像生成面におけるMPR画像データが生成されることになる。

【0121】

(ステップS29)

一方、色決定部82は、画像生成面上の各箇所における壁運動情報の大きさに応じた色を決定し、各箇所にその色を割り当てる。そして、表示制御部9は、画像生成部6によって生成されたMPR画像上において、心筋の各箇所に、色決定部82によって割り当てられた色を重ねて表示部11に表示させる。例えば図7に示すように、表示制御部9は、点130を指定することで形成された第2平面160A、第2平面160B、・・・からなる画像生成面における短軸像400を表示部11に表示させる。そして、表示制御部9は、その画像生成面上における各箇所の壁運動情報の大きさに応じた色を、短軸像400の各箇所に重ねて表示部11に表示させる。

【0122】

(変形例2)

次に、上述した実施形態に係る超音波診断装置1の変形例2について、図10を参照して説明する。図10は、心筋の短軸方向に沿った断面における心筋の輪郭を示す模式図である。

【0123】

この変形例2では、第2面形成部76が、上述した実施形態とは異なる処理を行って心筋に直交する第2平面を形成する。

【0124】

まず、操作者が操作部12を用いて任意の心時相を指定する。操作者によって指定された心時相が初期時相に設定される。さらに、操作者は操作部12を用いて、ボリュームデータに対する任意の断面を指定する。この変形例2では、操作者は心臓の短軸断面を指定する。操作者によって指定された初期時相を示す情報と短軸断面の座標情報とは、ユーザ

10

20

30

40

50

インターフェース (UI) 10 から制御部 13 を介して輪郭追跡部 71 に出力される。

【0125】

輪郭追跡部 71 は、初期時相を示す情報と短軸断面の座標情報とを制御部 13 から受けると、その初期時相における短軸断面内の心筋の輪郭上に追跡点を設定する。例えば、図 10A に示すように、輪郭追跡部 71 は、初期時相における心筋 110 の内膜 111 の輪郭上に、追跡点 400A、追跡点 400B、・・・、追跡点 400N、・・・を設定する。すなわち、輪郭追跡部 71 は、指定された短軸断面内において、360°に亘って、内膜 111 の輪郭上に追跡点 400A 等を設定する。これら追跡点 400A 等は、同一の短軸断面内において設定されたことになる。また、輪郭追跡部 71 は、初期時相における心筋 110 の外膜 112 の輪郭上に、追跡点 410A、追跡点 410B、・・・、追跡点 410N、・・・を設定しても良い。外膜 112 に対して設定された追跡点 410A 等も、同一の短軸断面内において設定されたことになる。

10

【0126】

そして、輪郭追跡部 71 は、2つのボリュームデータを対象にして、スペckルパターンを用いたパターンマッチングを行うことで、設定された追跡点の位置を心時相ごとに求める。これにより、追跡点の位置を心時相ごとに追跡する。例えば、輪郭追跡部 71 は、内膜 111 の輪郭上に設定された追跡点 400A 等の位置を心時相ごとに求める。また、輪郭追跡部 71 は、外膜 112 の輪郭上に設定された追跡点 410A 等の位置を心時相ごとに求めても良い。

【0127】

20

ここで、任意の心時相における追跡点 400A 等の位置を図 10(b) に示す。図 10(b) において、心筋 510 が、初期時相における心筋 110 に対応する。また、内膜 511 の輪郭が、初期時相における内膜 111 の輪郭に対応する。さらに、外膜 512 の輪郭が、初期時相における外膜 112 の輪郭に対応する。また、追跡点 420A、追跡点 420B、・・・、追跡点 420N、・・・が、初期時相にて設定された追跡点 400A、追跡点 400B、・・・、追跡点 400N、・・・に対応する。さらに、追跡点 430A、追跡点 430B、・・・、追跡点 430N、・・・が、初期時相にて設定された追跡点 410A、追跡点 410B、・・・、追跡点 410N、・・・に対応する。

【0128】

初期時相において同一の短軸断面内で設定された追跡点 400A 等は、追跡後の任意の心時相においては、同一の短軸断面内に存在しない。これは、心臓が収縮又は拡張する際に、心筋の壁厚方向のみならず、心臓の長軸方向にも動くためである。第2変形例では、初期時相にて設定された追跡点について任意の心時相における位置を求め、その任意の心時相における追跡点の位置に基づいて、心筋の壁厚方向に平行な断面の短軸像データを生成する。

30

【0129】

輪郭追跡部 71 は、各心時相における各追跡点の座標情報を形成部 73 に出力する。

【0130】

第2面形成部 76 は、任意の心時相における追跡点を基準にして、長軸断面内において、内膜の輪郭に直交する方向に延びる第2平面を形成する。例えば、図 10(b) に示すように、第2面形成部 76 は、ある心時相の内膜 511 の輪郭上における追跡点 420A、追跡点 420B、・・・、追跡点 420N、・・・のそれぞれを基準にして、長軸断面内において、内膜 511 の輪郭に直交する方向に延びる第2平面を追跡点ごとに形成する。第2平面は、ある心時相における内膜 511 の輪郭に直交しているため、その心時相における心筋 510 の壁厚方向に平行な面となっている。そして、第2面形成部 76 は、各心時相における各追跡点を基準にして、各心時相における第2平面を形成する。第2面形成部 76 は、各心時相における第2平面の座標情報を画像生成面形成部 77 に出力する。

40

【0131】

画像生成面形成部 77 は、例えば変形例 1 と同様に、ある心時相における各第2平面を心筋の中心軸まで延ばして、各第2平面を繋ぎ合わせることで、その心時相における画像

50

生成面を形成する。または、画像生成面形成部 77 は、ある心時相の追跡点を通して心筋の中心軸に直交する平面を求め、各第 2 平面とその直交する平面とを繋ぎ合わせることで、その心時相における画像生成面を形成しても良い。そして、画像生成面形成部 77 は、心時相ごとに形成された第 2 平面に基づいて、各心時相における画像生成面を形成する。

【0132】

画像生成部 6 は、任意の心時相に取得されたボリュームデータを記憶部 5 から読み込む。そして、画像生成部 6 は、読み込んだボリュームデータに MPR 処理を施すことで、画像生成面形成部 77 によって形成された同じ心時相の画像生成面における MPR 画像データ（短軸像データ）を生成する。

【0133】

そして、画像生成部 6 は、各心時相のボリュームデータに MPR 処理を施すことで、各心時相の画像生成面における短軸像データを生成する。表示制御部 9 は、各心時相における短軸像データに基づく短軸像を、心時相の順番に従って表示部 11 に順番に表示させる。

【0134】

以上のように、変形例 2 に係る超音波診断装置は、初期時相にて設定された追跡点の位置を心時相ごとに追跡して、任意の心時相における心筋に直交する第 2 平面を求め、その第 2 平面の MPR 画像データを生成する。そのため、任意の心時相における心筋について、壁厚方向に沿った断面を観察することが可能となる。そして、心時相の順番に従って各心時相の短軸像を表示部 11 に表示させることで、各心時相における壁厚方向に沿った断面の形状を連続的に観察することが可能となる。

【0135】

なお、演算部 8 は、上述した実施形態と同様に心筋の壁運動情報を求め、心筋の各箇所に壁運動情報の大きさに応じた色を割り当てる。変形例 2 では、色決定部 82 は、各心時相における画像生成面上の各箇所の壁運動情報の大きさに対応する色を決定し、各心時相における画像生成面上の各箇所に色を割り当てる。

【0136】

表示制御部 9 は、画像生成部 6 によって生成された任意の心時相における短軸像上において、心筋の各箇所に、同じ心時相における画像生成面上に割り当てられた色を重ねて表示部 11 に表示させる。そして、表示制御部 9 は、各心時相における短軸像を心時相の順番に従って表示部 11 に表示させ、更に、各心時相における画像生成面上に割り当てられた色を同じ心時相の短軸像に重ねて表示部 11 に表示させる。

【0137】

以上のように、この変形例 2 に係る超音波診断装置によると、各心時相における壁運動情報のベクトルの向きと、各心時相における短軸像に表された心筋の壁厚方向とが一致する。これにより、各心時相における短軸像には、各心時相における短軸像の実際の壁運動情報が表示され、心筋の各部における壁運動を心時相ごとにより適切に評価することが可能となる。そして、心時相の順番に従って各心時相の短軸像と壁運動情報とを表示部 11 に表示させることで、各心時相における壁厚方向に沿った断面の形状とその断面における壁運動情報とを連続的に観察することが可能となる。

【0138】

また、上述した実施形態と同様に、超音波診断装置の外部に設けた超音波画像処理装置によって、変形例 1 の処理を行っても良い。

【0139】

（動作）

次に、変形例 2 に係る超音波診断装置の動作について、図 11 を参照して説明する。図 11 は、変形例 2 に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。

【0140】

（ステップ S30）

超音波プローブ2を被検体に当てて心臓に対して超音波を送信し、各心時相のボリュームデータ（動画像データ）を取得する。

【0141】

（ステップS31）

輪郭追跡部71は、ボリュームデータを記憶部5から読み込み、2つのボリュームデータを対象にして、スペックルパターンを用いたパターンマッチングを行う。このパターンマッチングによって、輪郭追跡部71は、各心時相における心筋の3次元的な輪郭を構成する各点の位置を求める。そして、運動情報算出部81は、心筋の各箇所における壁運動情報を心時相ごとに求める。

【0142】

（ステップS32）

一方、操作者は操作部12を用いて任意の心時相（初期時相）と心臓の短軸断面とを指定する。

【0143】

（ステップS33）

輪郭追跡部71は、例えば図10（a）に示すように、初期時相における指定された短軸断面内の内膜111の輪郭上に、追跡点400A、追跡点400B、・・・、追跡点400N、・・・を設定する。すなわち、輪郭追跡部71は、指定された短軸断面内において、360°に亘って、内膜111の輪郭上に追跡点400A等を設定する。

【0144】

（ステップS34）

そして、輪郭追跡部71は、2つのボリュームデータを対象として、スペックルパターンを用いたパターンマッチングを行うことで、設定された追跡点400A等の位置を心時相ごとに求める。例えば図10（b）に示すように、輪郭追跡部71は、ある心時相における追跡点420A等の位置を求める。そして、第2面形成部76は、任意の心時相における追跡点を基準にして、長軸断面内において、内膜の輪郭に直交する方向に延びる第2平面を形成する。例えば図10（b）に示すように、第2面形成部76は、ある心時相の内膜511の輪郭上における追跡点420A、追跡点420B、・・・、追跡点420N、・・・のそれぞれを基準にして、長軸断面内において、内膜511の輪郭に直交する方向に延びる第2平面を追跡点ごとに形成する。そして、第2面形成部76は、各心時相における各追跡点を基準にして、各心時相における第2平面を形成する。

【0145】

（ステップS35）

画像生成面形成部77は、ある心時相における各第2平面を心筋の中心軸まで延ばして、各第2平面を繋ぎ合わせることで、その心時相における画像生成面を形成する。

【0146】

（ステップS36）

そして、画像生成部6は、任意の心時相に取得されたボリュームデータにMPR処理を施すことで、その心時相の画像生成面におけるMPR画像データ（短軸像データ）を生成する。画像生成部6は、各心時相のボリュームデータにMPR処理を施すことで、それぞれの心時相の画像生成面における短軸像データを生成する。

【0147】

（ステップS37）

一方、色決定部82は、各心時相における画像生成面上の各箇所における壁運動情報の大きさに応じた色を決定し、各心時相における画像生成面上の各箇所にその色を割り当てる。そして、表示制御部9は、画像生成部6によって生成された任意の心時相における短軸像上において、心筋の各箇所に、同じ心時相における画像生成面上に割り当てられた色を重ねて表示部11に表示させる。そして、表示制御部9は、各心時相における短軸像データに基づく短軸像に、同じ心時相における画像生成面上の各箇所に割り当てられた色を重ね、心時相の順番に従って表示部11に順番に表示させる。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【 0 1 4 8 】

【図 1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図 2】表示部に表示される画像の 1 例を示す画面の図である。

【図 3】心筋の長軸方向に沿った断面における心筋の輪郭を示す模式図である。

【図 4】心筋の短軸方向に沿った断面における心筋の輪郭を示す模式図である。

【図 5】短軸像を模式的に示す図である。

【図 6】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。

【図 7】変形例 1 において、表示部に表示される画像の 1 例を示す画面の図である。

10

【図 8】心筋の長軸方向に沿った断面における心筋の輪郭を示す模式図である。

【図 9】変形例 1 に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。

【図 10】心筋の短軸方向に沿った断面における心筋の輪郭を示す模式図である。

【図 11】変形例 2 に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。

【符号の説明】

【 0 1 4 9 】

1 超音波診断装置

2 超音波プローブ

20

3 送受信部

4 信号処理部

5 記憶部

6 画像生成部

7 画像処理部

8 演算部

9 表示制御部

10 ユーザインターフェース (UI)

11 表示部

12 操作部

30

13 制御部

71 輪郭追跡部

72 マーカ生成部

73 形成部

74 第 1 面形成部

75 基準点設定部

76 第 2 面形成部

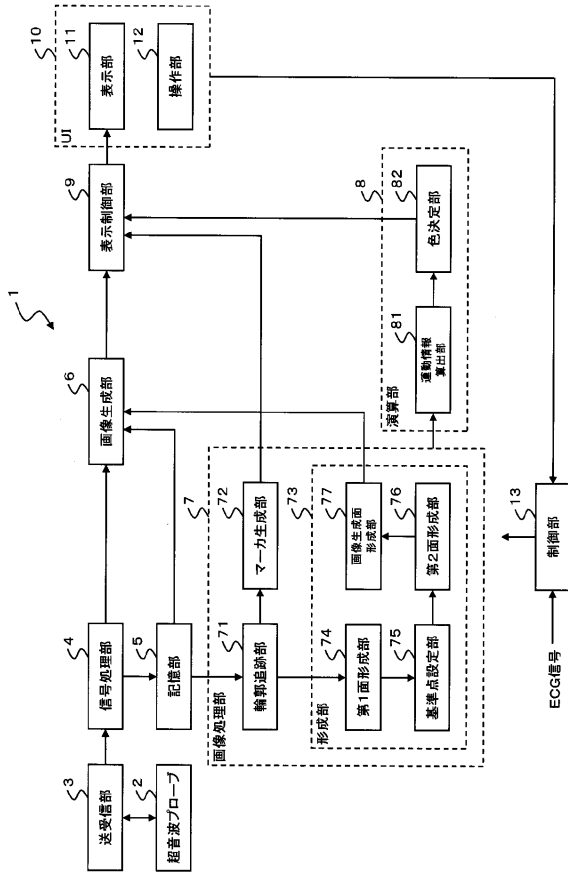
77 画像生成面形成部

81 運動情報算出部

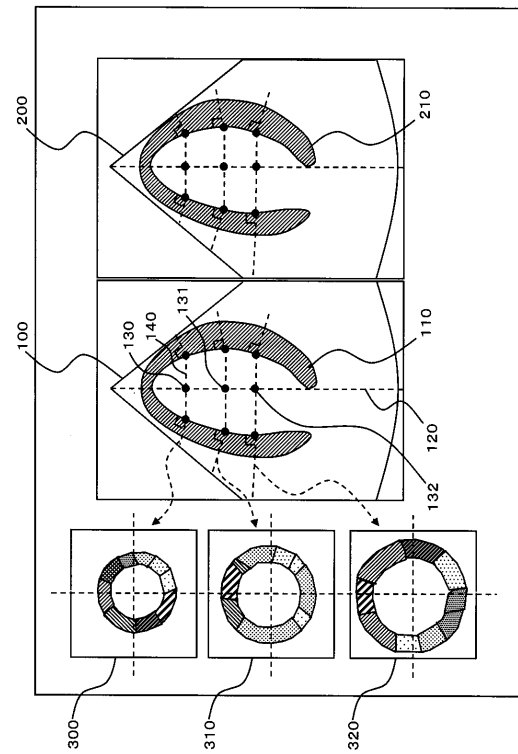
82 色決定部

40

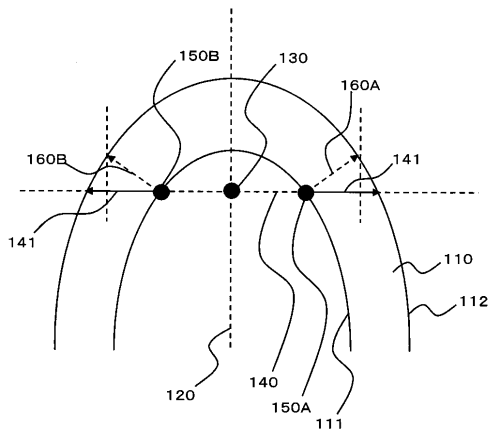
【図 1】



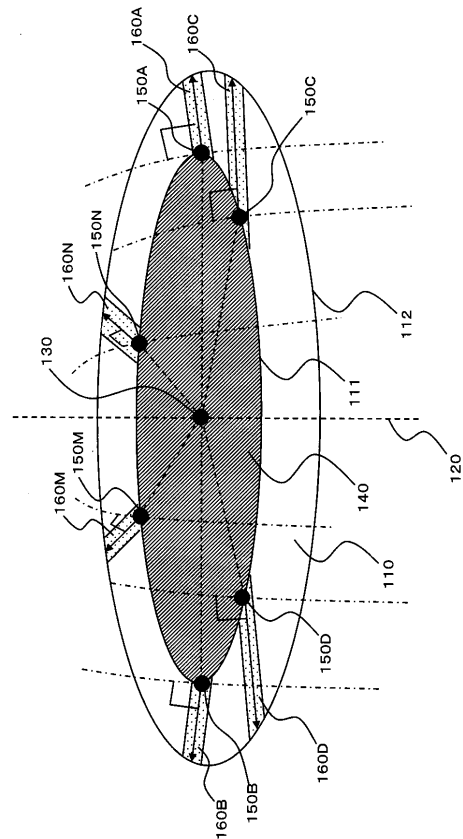
【図 2】



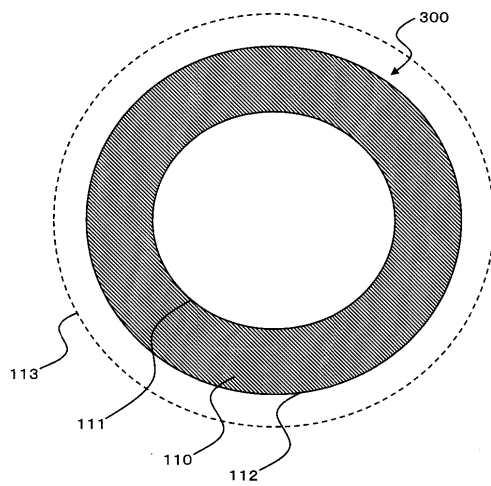
【図 3】



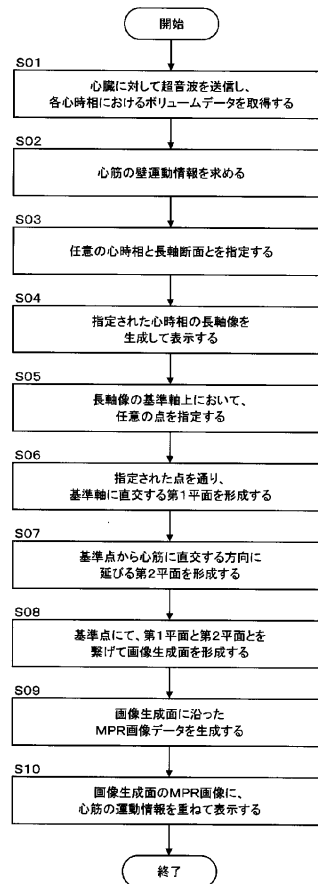
【図 4】



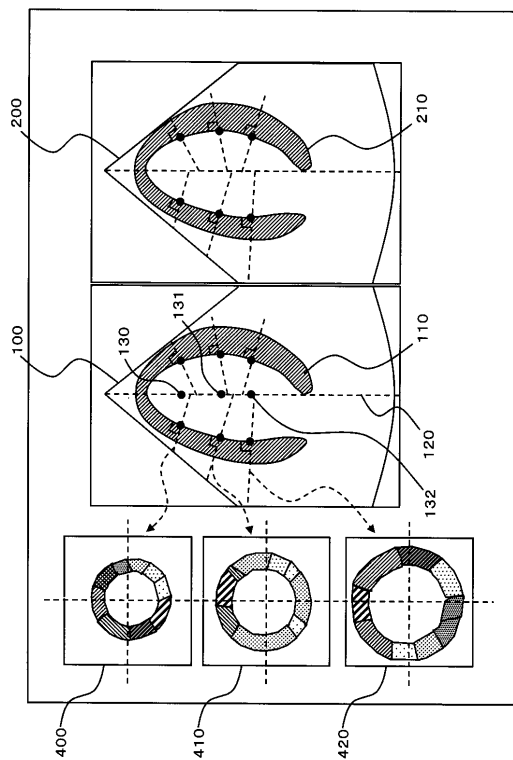
【 図 5 】



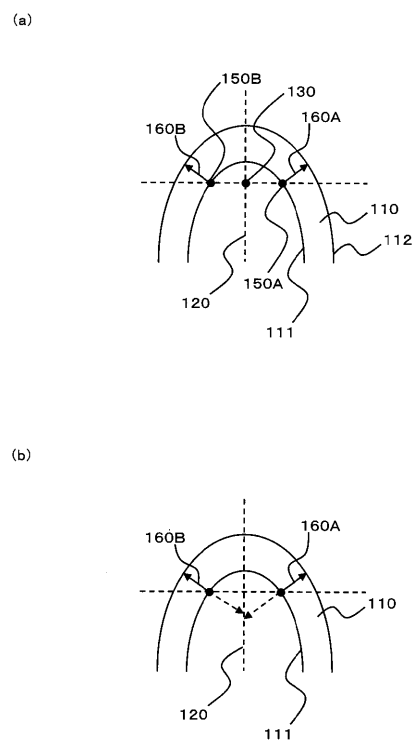
【 図 6 】



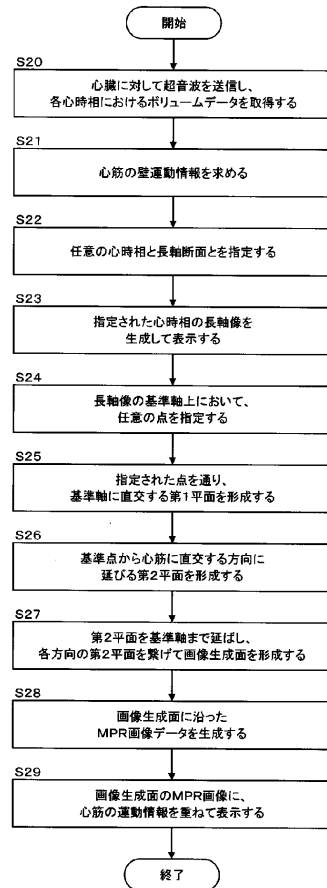
【圖 7】



【 図 8 】

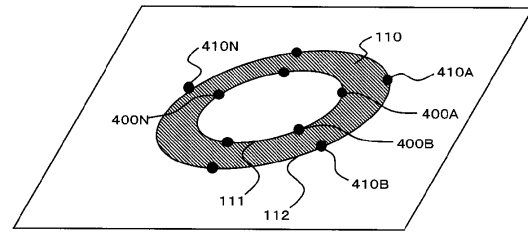


【図 9】

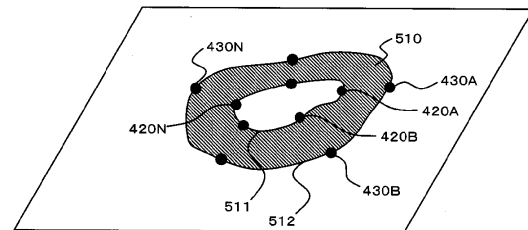


【図 10】

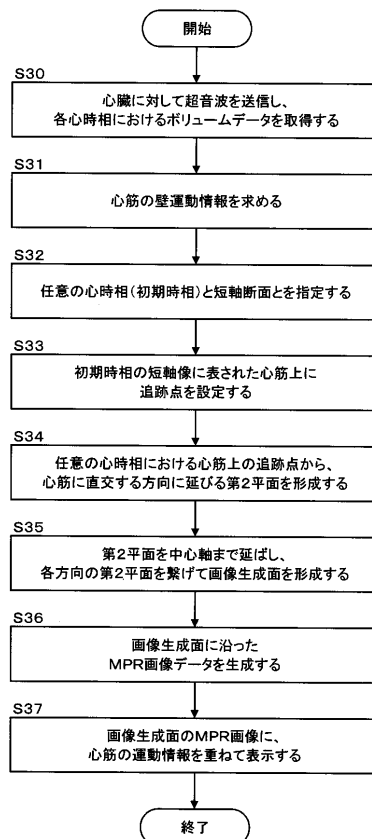
(a)



(b)



【図 11】



フロントページの続き

- (72)発明者 川岸 哲也
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 阿部 康彦
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 西浦 正英
神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株式会社東芝研究開発センター内
- (72)発明者 武口 智行
神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株式会社東芝研究開発センター内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 3 1 4 7 9 0 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 0 4 4 4 9 9 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 5 0 8 0 4 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 2 9 1 7 0 5 (U S , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP5319157B2	公开(公告)日	2013-10-16
申请号	JP2008122388	申请日	2008-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	大内啓之 川岸哲也 阿部康彦 西浦正英 武口智行		
发明人	大内 啓之 川岸 哲也 阿部 康彦 西浦 正英 武口 智行		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0858 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/523 G01S7/52042 G01S7/52063 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S7/52088 G01S15/8979 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/FF08 4C601/JC09 4C601/JC18 4C601/JC23 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL38		
优先权	2007228730 2007-09-04 JP		
其他公开文献	JP2009078122A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声图像处理设备，其沿着心肌的壁厚方向生成并显示图像。ŽSOLUTION：通过使用超声波探头2和发送/接收部件3将超声波发送到对象来获取表示对象的体数据。轮廓跟踪部件基于所述心肌来指定心肌的三维轮廓。体积数据。形成部73在心肌的轮廓上设定基准点，并且在与基准点处的心肌的轮廓大致正交的方向上形成图像生成平面。图像生成部分6基于体数据在图像生成平面上生成图像数据。显示控制部分9控制显示部分11以基于图像数据显示图像。Ž

