

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5444408号

(P5444408)

(45) 発行日 平成26年3月19日(2014. 3. 19)

(24) 登録日 平成25年12月27日(2013. 12. 27)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 7 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2012-115193 (P2012-115193)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成24年5月21日(2012. 5. 21)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2007-149996 (P2007-149996)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
の分割		(73) 特許権者	594164542
原出願日	平成19年6月6日(2007. 6. 6)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2012-152601 (P2012-152601A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成24年8月16日(2012. 8. 16)	(74) 代理人	110000866
審査請求日	平成24年5月21日(2012. 5. 21)		特許業務法人三澤特許事務所
		(72) 発明者	阿部 康彦
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		審査官	五関 統一郎

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】

被検体を超音波で走査することで、時相ごとに超音波画像データを取得する画像取得手段と、

所定時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像に対する特定の組織の2次元的な輪郭の指定を受け付け、各時相に取得された前記超音波画像データにおける前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求める輪郭追跡手段と、

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特定の組織の運動状態を表す運動情報を求める演算手段と、

前記各時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像を時相ごとに表示手段に表示させ、さらに、前記演算手段によって求められた各時相における運動情報を時相ごとにその都度、前記表示手段に表示させる表示制御手段とを備え、

前記表示制御手段は、前記被検体の心拍情報を受けて、前記所定時相に取得された超音波画像データに基づく初期輪郭設定用の断層像を、1心拍以上の時間の間隔で更新して前記表示手段に表示させ、

前記輪郭追跡手段は、前記初期輪郭設定用の断層像上で前記2次元的な輪郭が指定されると、前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求める、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

画像生成手段と補間手段を更に有し、

前記画像取得手段は、前記被検体を超音波で走査することで、前記超音波画像データとして、時相ごとにボリュームデータを取得し、

前記画像生成手段は、前記所定時相に取得されたボリュームデータに基づいて、複数の異なる断面に沿った断層像データをそれぞれの断面ごとに求め、

前記補間手段は、前記所定時相における複数の断層像データに基づく断層像のそれぞれに対する前記特定の組織の 2 次元的な輪郭の指定を受け付け、各断面における 2 次元的な輪郭の位置の間を補間することで、前記組織の 3 次元的な輪郭を求め、

前記輪郭追跡手段は、前記各時相に取得された前記ボリュームデータにおける前記補間によって求められた 3 次元的な輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求め、

前記演算手段は、前記各時相の 3 次元的な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特定の組織の運動状態を表す運動情報を求め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】

前記表示制御手段は、前記被検体の心拍情報を受けて、前記所定時相に取得された断層像データに基づく初期輪郭設定用の断層像を、1 心拍以上の時間の間隔で更新して前記表示手段に表示させ、

前記更新された複数の初期輪郭設定用の断層像上で前記特定の組織の 2 次元的な輪郭が指定されると、前記補間手段は、その指定を受け付け、前記各断面における 2 次元的な輪郭の位置の間を補間することで、前記組織の 3 次元的な輪郭を求めることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示制御手段は、前記各時相に取得された断層像データに基づく断層像を時相ごとに前記表示手段に表示させ、さらにその断層像と並べて、前記所定時相に取得された断層像データに基づく初期輪郭設定用の断層像を、前記 1 心拍以上の時間の間隔で更新し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 又は請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示制御手段は、前記各時相に取得された断層像データに基づく断層像を時相ごとに前記表示手段に表示させ、所定のタイミングで、その断層像に代えて、前記所定時相に取得された断層像データに基づく初期輪郭設定用の断層像を、前記 1 心拍以上の時間の間隔で更新し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 又は請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体を超音波で走査することで時相ごとに取得された超音波画像データを受け付け、所定時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像に対する特定の組織の 2 次元的な輪郭の指定を受け付け、各時相に取得された前記超音波画像データにおける前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求める輪郭追跡手段と、

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特定の組織の運動状態を表す運動情報を求める演算手段と、

前記各時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像を時相ごとに表示手段に表示させ、さらに、前記演算手段によって求められた各時相における運動情報を時相ごとにその都度、前記表示手段に表示させる表示制御手段とを備え、

前記表示制御手段は、前記被検体の心拍情報を受けて、前記所定時相に取得された超音波画像データに基づく初期輪郭設定用の断層像を、1 心拍以上の時間の間隔で更新して前記表示手段に表示させ、

前記輪郭追跡手段は、前記初期輪郭設定用の断層像上で前記 2 次元的な輪郭が指定され

10

20

30

40

50

ると、前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求める、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 7】

コンピュータに、

被検体を超音波で走査することで時相ごとに取得された超音波画像データを受け付け、所定時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像に対する特定の組織の2 次元的な輪郭の指定を受け付け、各時相に取得された前記超音波画像データにおける前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求める輪郭追跡機能と、

10

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特定の組織の運動状態を表す運動情報を求める演算機能と、

前記各時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像を時相ごとに表示装置に表示させ、さらに、前記演算機能によって求められた各時相における運動情報を時相ごとにその都度、前記表示装置に表示させる表示制御機能とを実行させ、

前記表示制御機能は、前記被検体の心拍情報を受けて、前記所定時相に取得された超音波画像データに基づく初期輪郭設定用の断層像を、1 心拍以上の時間の間隔で更新して前記表示装置に表示させ、

前記輪郭追跡機能は、前記初期輪郭設定用の断層像上で前記 2 次元的な輪郭が指定されると、前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求める、

20

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し、その超音波画像を利用して被検体の運動状態を解析する超音波診断装置に関する。また、超音波画像を利用して被検体の運動状態を解析する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】

30

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、画像のスペckルパターンを追跡することで、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（例えば特許文献 1）。この手法は、画像のスペckルパターンを用いてパターンマッチングを行っており、スペckルトラッキング（Speckle Tracking：ST）と称されている。以下、ST 法と称する場合がある。

【0004】

具体例として心臓の心筋の機能を評価する場合、心臓に対して超音波を送信することで、取得された時間が連続する複数の断層像データを取得する。そして、ST 法によって心臓の内膜のパターンマッチングを行うことで、内膜の変位や歪みなどの壁運動情報を求めることができる。

40

【0005】

また、画像の輝度情報に基づいて組織領域と血液領域との境界を検出し、リアルタイムにその境界の位置を検出する手法が提案されている（例えば非特許文献 1）。この手法は、Acoustic Quantification（AQ）法と称されている。以下、AQ 法と称する場合がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【0006】

【特許文献1】特開2003-175041号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Ultrasonic Imaging 5, 300-307 (1983)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、非特許文献1に記載の手法は、組織領域の輪郭を検出しているだけであり、例えば内膜上の各点の動きを追跡していないため、内膜上の各点の動きを表すベクトル情報は得られない。そのため、心筋の壁運動を解析することができない。

10

【0009】

また、ST法によれば、例えば内膜上の各点の動きを表すベクトル情報を取得することができるため、心筋の壁運動を解析することが可能である。しかしながら、所定の時相において、追跡対象となる関心領域の境界位置を操作者が指定する必要があるため、リアルタイムに関心領域の運動を解析することが困難であった。例えば、内膜の輪郭を追跡する場合、所定の時相に取得された断層像（静止画）を表示装置に表示し、操作者はその断層像を観察して内膜の境界位置を指定する必要がある。そのため、内膜の壁運動をリアルタイムに解析することが困難であった。

20

【0010】

また、特許文献1に記載の手法においても、ST法を用いて関心領域の運動情報をリアルタイムに表示するための具体的な手法については開示されていない。

【0011】

以上のように、従来技術によると、ベクトル情報を用いて関心領域の運動をリアルタイムに解析して表示することが困難であった。

【0012】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、特定の組織の運動情報をリアルタイムに提供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。

30

【課題を解決するための手段】

【0013】

請求項1に記載の発明は、被検体を超音波で走査することで、時相ごとに超音波画像データを取得する画像取得手段と、所定時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像に対する特定の組織の2次元的な輪郭の指定を受け付け、各時相に取得された前記超音波画像データにおける前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求める輪郭追跡手段と、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特定の組織の運動状態を表す運動情報を求める演算手段と、前記各時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像を時相ごとに表示手段に表示させ、さらに、前記演算手段によって求められた各時相における運動情報を時相ごとにその都度、前記表示手段に表示させる表示制御手段とを備え、前記表示制御手段は、前記被検体の心拍情報を受けて、前記所定時相に取得された超音波画像データに基づく初期輪郭設定用の断層像を、1心拍以上の時間の間隔で更新して前記表示手段に表示させ、前記輪郭追跡手段は、前記初期輪郭設定用の断層像上で前記2次元的な輪郭が指定されると、前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求める、ことを特徴とする超音波診断装置である。

40

また、請求項6に記載の発明は、被検体を超音波で走査することで時相ごとに取得された超音波画像データを受け付け、所定時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像に対する特定の組織の2次元的な輪郭の指定を受け付け、各時相に取得された前記超音波画像データにおける前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターン

50

マッチングによって求める輪郭追跡手段と、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特定の組織の運動状態を表す運動情報を求める演算手段と、前記各時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像を時相ごとに表示手段に表示させ、さらに、前記演算手段によって求められた各時相における運動情報を時相ごとにその都度、前記表示手段に表示させる表示制御手段とを備え、前記表示制御手段は、前記被検体の心拍情報を受けて、前記所定時相に取得された超音波画像データに基づく初期輪郭設定用の断層像を、1心拍以上の時間の間隔で更新して前記表示手段に表示させ、前記輪郭追跡手段は、前記初期輪郭設定用の断層像上で前記2次元的な輪郭が指定されると、前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求める、ことを特徴とする超音波画像処理装置である。

10

また、請求項7に記載の発明は、コンピュータに、被検体を超音波で走査することで時相ごとに取得された超音波画像データを受け付け、所定時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像に対する特定の組織の2次元的な輪郭の指定を受け付け、各時相に取得された前記超音波画像データにおける前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求める輪郭追跡機能と、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特定の組織の運動状態を表す運動情報を求める演算機能と、前記各時相に取得された超音波画像データに基づく超音波画像を時相ごとに表示装置に表示させ、さらに、前記演算機能によって求められた各時相における運動情報を時相ごとにその都度、前記表示装置に表示させる表示制御機能とを実行させ、前記表示制御機能は、前記被検体の心拍情報を受けて、前記所定時相に取得された超音波画像データに基づく初期輪郭設定用の断層像を、1心拍以上の時間の間隔で更新して前記表示装置に表示させ、前記輪郭追跡機能は、前記初期輪郭設定用の断層像上で前記2次元的な輪郭が指定されると、前記指定された輪郭を構成する各点の位置を時相ごとにパターンマッチングによって求める、ことを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

20

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】この発明の第1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】この発明の第1実施形態に係る超音波診断装置で取得された画像と、心機能評価の結果を示す図である。

【図3】この発明の第1実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

30

【図4】この発明の第1実施形態に係る超音波診断装置の変形例によって取得された画像を示す図である。

【図5】この発明の第2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6】この発明の第2実施形態に係る超音波診断装置で取得された画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

〔第1の実施の形態〕

(構成)

40

この発明の第1実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図1を参照して説明する。図1は、この発明の第1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。

【0016】

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。

【0017】

送受信部3は送信部と受信部とを備え、超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波

50

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。

【0018】

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回路である。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回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルス

【0019】

送受信部3の受信部は、プリアンプ回路、A/D変換回路、及び受信遅延・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・加算回路は、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、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、この送受信部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。

【0020】

なお、超音波プローブ2と送受信部3がこの発明の「画像取得手段」の1例に相当する。

【0021】

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構成されている。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し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。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、パワー等の情報があり、血流情報は2値化情報として得られる。

【0022】

画像生成部5は、走査線信号列で表される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5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対して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（以下、「断層像データ」と称する場合がある）を生成する。そして、画像生成部5は、断層像データなどの超音波画像データを記憶部6に出力する。

【0023】

また、ボリュームスキャンが行なわれている場合、画像生成部5は、信号処理部4からボリュームデータを受け、そのボリュームデータにボリュームレンダリングを行うことで3次元画像データを生成するようにしても良い。さらに、画像生成部5は、ボリュームデータにMPR処理（Multi Planar Reconstruction）を施すことにより、MPR画像データ（任意断面の画像データ）を生成するようにしても良い。そして、画像生成部5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記憶部6に出力する。

【0024】

画像生成部5によって生成された断層像データや3次元画像データなどの超音波画像データは、記憶部6に記憶される。また、被検体のECG信号が取得されている場合、制御部9は、ECG信号（心電波形）を超音波診断装置1の外部から受け付け、超音波画像データにその超音波画像データが生成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6に記憶させる。

【0025】

第1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

10

20

30

40

50

臓を表す断層像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断層像データ（心臓の動画像データ）を取得する。また、ECG信号が取得されている場合、制御部9は、各断層像データにその断層像データが生成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6に記憶させる。これにより、複数の断層像データのそれぞれに、断層像データが生成された心時相が対応付けられて記憶部6に記憶される。

【0026】

表示制御部7は、記憶部6から断層像データを読み込み、その断層像データに基づく断層像を表示部81に表示させる。例えば、操作者が操作部82を用いて任意の時相を指定すると、表示制御部7は指定された時相が対応付けられた断層像データを記憶部6から読み込み、その断層像データに基づく断層像を表示部81に表示させる。

10

【0027】

画像処理部10は、輪郭検出部11、輪郭追跡部12、マーカ生成部13、及び補正部14を備えている。画像処理部10は、心臓を表す断層像に基づいて心臓の内膜の輪郭を検出し、取得された心時相が異なる2つの断層像間のパターンマッチングによって、各心時相における内膜の輪郭の位置を求める。

【0028】

輪郭検出部11は記憶部6から断層像データを読み込み、その断層像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の境界を検出する。第1実施形態では1例として、輪郭検出部11は、断層像データに基づき、上述したAQ法を用いて心臓の内膜の2次元的な輪郭を検出する。輪郭検出部11は、予め設定された心時相にて取得された断層像データを記憶部6から読み込み、その断層像データの輝度分布に基づいて内膜の2次元的な輪郭を検出する。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、輪郭検出部11は、拡張末期（R波が検出された心時相）に取得された断層像データ、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）に取得された断層像データを記憶部6から読み込み、内膜の2次元的な輪郭を検出する。断層像データには、その断層像データが生成された心時相が対応付けられて記憶部6に記憶されているため、輪郭検出部11は、拡張末期や収縮末期などの心時相に取得された断層像データを記憶部6から読み込んで、その心時相における内膜の2次元的な輪郭を検出する。そして、輪郭検出部11は、検出した内膜の輪郭の座標情報を輪郭追跡部12に出力する。輪郭検出部11にて検出された内膜の2次元的な輪郭が、輪郭追跡部12において追跡対象となる内膜の初期輪郭に設定される。例えば、R波が検出された心時相における内膜の2次元的な輪郭が初期輪郭に設定される。

20

30

【0029】

さらに、輪郭検出部11は、検出した内膜の各位置における法線ベクトルを求め、内膜の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2次元的な輪郭と定義しても良い。例えば、輪郭検出部11は、内膜の位置から8mm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2次元的な輪郭が検出されると、輪郭検出部11は、内膜の輪郭の座標情報と、外膜の輪郭の座標情報を輪郭追跡部12に出力する。輪郭検出部11にて検出された外膜の2次元的な輪郭が、輪郭追跡部12において追跡対象となる外膜の初期輪郭に設定される。例えば、R波が検出された心時相における外膜の輪郭が初期輪郭に設定される。

40

【0030】

また、輪郭検出部11は、AQ法に代えて、ASM法（Active Shape Model）を用いて内膜の2次元的な輪郭や外膜の2次元的な輪郭を検出しても良い。ASM法による輪郭検出の方法については、例えば、「Coolles et al, "Active shape models Their training and application" Comput. Vis. Image Understand., vo

50

1. 61, no. 1, pp. 38-59, Jan. 1995」に記載されている。ASM法においては、所望の組織の一般的な形状を予め形状辞書に登録しておき、輪郭検出部11は、断層像データの輝度情報と、その形状辞書に登録されている形状とに基づいて、所望の組織の輪郭を検出する。例えば、心臓の内膜や外膜の一般的な形状を形状辞書に予め登録しておき、輪郭検出部11は、断層像データの輝度情報と、内膜（外膜）の一般的な形状とに基づいて、内膜（外膜）の輪郭を検出する。

【0031】

AQ法では、処理が比較的容易であるという利点があるが、輪郭検出のゲイン設定依存が大きく、検出結果がゲインの影響を受けやすい。また、AQ法では、心臓の内膜だけでなく、乳頭筋や腱索などの組織の位置を内膜の輪郭位置として検出してしまうおそれがある。一方、ASM法によると、AQ法よりも処理が複雑になるが、AQ法よりもゲイン設定の影響を受けにくく、また、乳頭筋や腱索を除外して内膜の輪郭を検出することができるという利点がある。第1実施形態においては、AQ法とASM法のうちいずれかの方法を用いて輪郭を検出すれば良い。

【0032】

以上のように、輪郭検出部11によって所定の心時相における内膜の2次元的な輪郭（内膜の初期輪郭）が検出されると、輪郭追跡部12は、スペckルパターンを用いた2画像間のパターンマッチングによって、各心時相で生成された断層像データごとに、初期輪郭に設定された内膜の2次元的な輪郭を構成する各点の位置を求める。そして、輪郭追跡部12は、内膜の2次元的な輪郭を構成する各点を時間的に追跡（トラッキング）する。この実施形態では1例として、輪郭追跡部12は、上述したST法を用いて内膜の2次元的な輪郭を構成する各点を時間的に追跡する。

【0033】

例えば、輪郭追跡部12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を受け、さらに、その初期輪郭が検出された断層像データ（以下、「断層像データA」と称する場合がある）の次の心時相に生成された断層像データ（以下、「断層像データB」と称する場合がある）を記憶部6から読み込む。そして、輪郭追跡部12は、スペckルパターンを用いた時間的に連続する2つの断層像間（断層像Aと次の断層像B）のパターンマッチングを行うことにより、初期輪郭に設定された内膜の輪郭を構成する各点の移動ベクトルを求める。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を表している。つまり、輪郭追跡部12は、2つの断層像間のパターンマッチングを行い、スペck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、初期輪郭が設定された断層像データAの次の断層像データBが生成された心時相における内膜の輪郭を構成する各点の位置が求められる。

【0034】

さらに輪郭追跡部12は、断層像データBの次の心時相に生成された断層像データ（以下、「断層像データC」と称する場合がある）を記憶部6から読み込み、スペckルパターンを用いた時間的に連続する2つの断層像間（断層像Bと断層像C）のパターンマッチングによって、内膜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、断層像データCが生成された心時相における内膜の輪郭を構成する各点の位置が求められる。

【0035】

以上のようにして、輪郭追跡部12は、スペck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内膜の輪郭を構成する各点における移動ベクトルを各断層像データが生成された心時相ごとに求め、内膜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、内膜の2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12は、1心周期に亘って取得された全ての断層像データについて、各心時相における内膜の2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心周期に亘って、各心時相における内膜の2次元的な輪郭を構成する各点の位置が求められる。

【0036】

また、輪郭検出部11によって所定の心時相における外膜の2次元的な輪郭（外膜の初期輪郭）が検出されると、輪郭追跡部12は、内膜の追跡と同様に、スペックルパターンを用いた2画像間のパターンマッチングによって、各心時相で生成された断層像データごとに、外膜の2次元的な輪郭を構成する各点の位置を求める。そして、輪郭追跡部12は、外膜の2次元的な輪郭を構成する各点を時間的に追跡する。

【0037】

以上のように、各心時相の内膜の2次元的な輪郭を構成する各点が追跡されると、演算部20は、輪郭検出部11及び輪郭追跡部12から各心時相の内膜の2次元的な輪郭を構成する各点の座標情報を受けて、内膜の壁運動情報を求める。例えば演算部20は、各心時相における内膜の2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円周方向（輪郭の接線方向）の歪み（変位の変化率）を求める。例えば、演算部20は、R波が検出された心時相を基準時相とし、その基準時相における内膜の2次元的な輪郭と、その他の心時相における内膜の2次元的な輪郭とを比べて、各心時相における歪みを求める。そして、演算部20は、心拍の経過に伴って、解析対象となっている心拍のR波の心時相を新たな基準時相に設定して、各心時相における歪みを求める。

【0038】

例えば、輪郭検出部11は、R波が検出された心時相における内膜の2次元的な輪郭（初期輪郭）を検出し、その内膜の2次元的な輪郭の座標情報を演算部20に出力する。また、輪郭追跡部12は、各心時相における内膜の2次元的な輪郭を構成する各点の座標情報を演算部20に出力する。演算部20は、輪郭検出部11からR波が検出された心時相における内膜の2次元的な輪郭（初期輪郭）の座標情報を受け、さらに、輪郭追跡部12から各心時相における内膜の2次元的な輪郭を構成する各点の座標情報を受けて、R波が検出された心時相を基準時相として、各心時相における内膜の円周方向の歪みを求める。

【0039】

また、輪郭検出部11及び輪郭追跡部12によって各心時相における外膜の2次元的な輪郭が求められている場合は、演算部20は、各心時相における内膜の2次元的な輪郭を構成する各点の座標情報と外膜の2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（内膜と外膜との間の厚さ方向の歪み）を求めても良い。

【0040】

そして、演算部20は、内膜の歪みなどの壁運動情報を表示制御部7に出力する。表示制御部7は演算部20から壁運動情報を受けて、その壁運動情報をその都度、表示部81に表示させる。演算部20によって各心時相における壁運動情報が求められると、表示制御部7は、各心時相の壁運動情報を時相ごとにその都度、表示部81に表示させる。また、心拍間での結果の安定性を向上させるために、演算部20は、現在の心拍の演算結果を含む過去の数心拍の演算結果を重み付け平均し、表示制御部7はその平均値を表示部81に表示させても良い。

【0041】

また、演算部20は、歪み以外にも、内膜（外膜）の変位や回転角を求めても良い。さらに、演算部20は、歪み、変位、又は回転角などの時間微分を行い、内膜（外膜）の歪み率、速度、又は回転率などの運動情報を求めても良い。例えば、演算部20は、各心時相における歪み、変位、又は回転角の差分を求めることで、歪み率、速度、又は回転率などを求める。そして、演算部20は、歪み率などを表示制御部7に出力する。表示制御部7は、演算部20から各心時相における歪み率などの壁運動情報を受けて、各心時相の壁運動情報を時相ごとにその都度、表示部81に表示させる。

【0042】

補正部14は、複数の心拍の経過に伴うST法による追跡誤差が蓄積されるのを軽減するため、追跡対象となる内膜の輪郭の位置を所定のタイミングで補正する。例えば、（1）補正部14は、内膜の輪郭の位置を定期的に補正する。例えば、補正部14は、N心拍

10

20

30

40

50

ごと（Nは整数）に内膜の輪郭の位置を補正する。N = 1 の場合、補正部 14 は、毎心拍、輪郭の位置を補正することになる。すなわち、補正部 14 は、1 心拍以上の時間の間隔で内膜の輪郭の位置を補正する。また、（2）補正部 14 は、操作者が操作部 82 によって指示を与えたタイミングで、内膜の輪郭の位置を補正しても良い。

【0043】

（1）定期的に内膜の輪郭の位置を補正する場合、補正を行うタイミングを制御部 9 に予め設定しておく。制御部 9 は、設定されたタイミングで補正の指示を画像処理部 10 に与える。補正部 14 はその指示に従って、内膜の輪郭の位置を補正する。例えば、制御部 9 が所定数の R 波を受信するたびに、補正の指示を画像処理部 10 に与える。また、（2）操作者が操作部 82 を用いて補正の指示を与えると、その指示が制御部 9 に出力され、制御部 9 は、補正の指示を画像処理部 10 に与える。例えば、操作部 82 に補正実行ボタンなどの入力装置を設けておき、操作者がそのボタンを押下すると、その押下に応じた信号が制御部 9 に出力される。制御部 9 はその信号を受けると、補正の指示を画像処理部 10 に与える。

【0044】

制御部 9 によって補正の指示が与えられると、まず、輪郭検出部 11 が A Q 法を実行することにより、内膜の 2 次元的な輪郭を検出する。輪郭検出部 11 によって検出された 2 次元的な輪郭の位置（座標）を、位置 P a q とする。そして、その時点において、輪郭追跡部 12 が S T 法によって求めた内膜の 2 次元的な輪郭を構成する各点の位置（座標）を、位置 P s t とする。補正部 14 は、輪郭検出部 11 から位置 P a q の座標情報を受け、さらに、輪郭追跡部 12 から位置 P s t の座標情報を受けて、位置 P a q と位置 P s t に基づいて、輪郭追跡部 12 に設定する内膜の新たな初期輪郭の位置を求める。例えば、補正部 14 は、以下の式（1）に従って、輪郭追跡部 12 に新たに設定する内膜の初期輪郭の位置 P を求める。

（式 1）

$$\text{初期輪郭の位置 } P = \alpha \times P a q + (1 - \alpha) \times P s t$$

（但し、 $0 \leq \alpha \leq 1$ ）

【0045】

上記式（1）に示すように、補正部 14 は、輪郭検出部 11 によって検出された位置 P a q と、輪郭追跡部 12 によって求められた位置 P s t について、重み付け加算を行うことで、輪郭追跡部 12 に新たに設定する初期輪郭の位置 P を求める。例えば、 $\alpha = 1$ とすることで、輪郭追跡部 12 に新たに設定する位置 P を、輪郭検出部 11 が新たに検出した位置 P s t に置き換えることになる。

【0046】

補正部 14 は、式（1）に従って求めた内膜の初期輪郭の位置 P を輪郭追跡部 12 に出力する。輪郭追跡部 12 は、新たに求められた初期輪郭の位置 P に従って、S T 法を実行することで、内膜の 2 次元的な輪郭を追跡する。また、補正部 14 は、外膜の初期輪郭の位置についても、内膜と同様の処理によって補正しても良い。

【0047】

以上のように、補正部 14 によって、定期的に又は任意のタイミングで、追跡対象となる内膜（外膜）の初期輪郭の位置を補正することで、操作者による追跡対象の再設定の手間が省け、壁運動情報をリアルタイムかつ高精度に求めることが可能となる。

【0048】

また、内膜の 2 次元的な輪郭（及び外膜の 2 次元的な輪郭）を表すマーカを表示部 81 に表示しても良い。マーカ生成部 13 は、輪郭検出部 11 から内膜の初期輪郭の座標情報を受けると、その初期輪郭を表すマーカを生成する。そして、表示制御部 7 は、輪郭検出部 11 にて初期輪郭が求められた断層像データに基づく断層像を表示部 81 に表示させ、さらに、その断層像に初期輪郭を表すマーカを重ねて表示部 81 に表示させる。

【0049】

また、マーカ生成部 13 は、輪郭追跡部 12 から各心時相における内膜の 2 次元的な輪

郭を構成する各点の座標情報を受けると、各心時相における内膜の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 7 は、各心時相に生成された断層像データに基づく断層像を心時相ごとに、順次、表示部 8 1 に表示させる。さらに、表示制御部 7 は、各心時相における内膜の輪郭を表すマーカを、各心時相に生成された断層像に重ねて、順次、表示部 8 1 に表示させる。そして、表示制御部 7 は、順次、断層像とマーカを更新して表示部 8 1 に表示させる。

【0050】

また、輪郭検出部 1 1 によって外膜の２次元的な輪郭が検出され、輪郭追跡部 1 2 によって各心時相の外膜の２次元的な輪郭が求められている場合、マーカ生成部 1 3 は、内膜の２次元的な輪郭を表すマーカと同様に、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 7 は、内膜の輪郭を表すマーカと外膜の輪郭を表すマーカを、断層像に重ねて表示部 8 1 に表示させる。

10

【0051】

以上のようにして求められた内膜（外膜）の輪郭、運動情報、及び断層像の 1 例を図 2 に示す。図 2 は、この発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置によって取得された画像と、壁運動情報を示す図である。

【0052】

表示制御部 7 は、記憶部 6 から断層像データを読み込んでその断層像データに基づく断層像 1 0 0 を表示部 8 1 に表示させる。図 2 に示す例では、断層像 1 0 0 は心臓の短軸像を表している。そして、表示制御部 7 は、その断層像データが生成された心時相に対応する内膜の輪郭を表すマーカ 1 0 1 を断層像 1 0 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させる。さらに、外膜の輪郭が追跡されて輪郭のマーカが生成されている場合は、表示制御部 7 は、外膜の輪郭を表すマーカ 1 0 2 をマーカ 1 0 1 とともに断層像 1 0 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させる。そして、表示制御部 7 は、各心時相に取得された断層像 1 0 0、内膜の輪郭を表すマーカ 1 0 1、及び外膜の輪郭を表すマーカ 1 0 2 を、時相ごとに順次更新して表示部 8 1 に表示させる。なお、外膜の輪郭が追跡されていない場合は、表示制御部 7 は、内膜の輪郭を表すマーカ 1 0 1 のみを断層像 1 0 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させても良い。

20

【0053】

さらに、表示制御部 7 は、演算部 2 0 によって求められた各心時相の壁運動情報を心時相ごとに表示部 8 1 に表示させる。例えば演算部 2 0 が、各心時相における壁厚方向（内膜と外膜との間の厚さ方向）の歪みを局所的に求め、図 2 に示すように、表示制御部 7 は、その局所的な歪みの大きさに応じた色を内膜（マーカ 1 0 1）と外膜（マーカ 1 0 2）の間の領域に割り当てて、断層像 1 0 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させる。すなわち、演算部 2 0 は、予め設定された所定箇所における壁厚方向の歪みを求め、表示制御部 7 は、その所定箇所における歪みの大きさに応じた色をマーカ 1 0 1 とマーカ 1 0 2 との間の領域に割り当てて、表示部 8 1 に表示させる。そして、表示制御部 7 は、各心時相に取得された断層像 1 0 0、内膜の輪郭を表すマーカ 1 0 1、外膜の輪郭を表すマーカ 1 0 2、及び壁運動情報を、時相ごとに順次更新して表示部 8 1 に表示させる。

30

【0054】

また、図 2 に示すように、演算部 2 0 は、心臓の短軸像に重心位置を設定し、その重心位置から放射状に直線を引くことにより、A S E（米国心エコー図学会）が推奨する領域ごとに短軸像を 6 分割しても良い。この場合、演算部 2 0 は、各領域に含まれる複数箇所の歪みを求め、それら複数箇所における歪みの平均値を求めることで、領域ごとに歪みの平均値を求める。図 2 に示す例では、演算部 2 0 は、短軸像に相当する断層像 1 0 0 を、i n t（下壁）：D 1、p s t（後壁）：D 2、l a t（側壁）：D 3、a n t（前壁）：D 4、a s p（前壁中隔）：D 5、s p（後壁中隔）：D 6 の 6 つの領域に分割している。そして、演算部 2 0 は、D 1～D 6 の領域ごとに、壁厚方向（内膜と外膜との間の厚さ方向）の歪みの大きさの平均値を求める。

40

【0055】

50

例えば、演算部 20 は、1 心拍中における歪みのピーク値（図 2 中の Max 1）や、基準時相である R 波が検出された心時相からそのピーク値が得られる心時相までの時間（図 2 中の Max 1 T）を領域ごとに求め、それらの値を表示制御部 7 に出力する。表示制御部 7 は、歪みのピーク値（Max 1）とピーク値が得られる時間（Max 1 T）を表示部 81 に表示させる。

【0056】

また、演算部 20 は、各領域における歪みの平均値の時間変化をグラフで表しても良い。表示制御部 7 は演算部 20 から歪みの平均値の時間変化を表すグラフデータを受けて、そのグラフを表示部 81 に表示させる。例えば図 2 に示すように、表示制御部 7 は、演算部 20 によって作成された、各領域における歪みの平均値の時間変化を表すグラフ 104 を表示部 81 に表示させる。図 2 中のグラフ 104 において、横軸は時間 [ms] を示し、縦軸が歪み（Radial Strain）を示している。

10

【0057】

また、演算部 20 は、全領域の歪みの平均値や、その平均値の時間変化を表すグラフデータを生成しても良い。表示制御部 7 は、全領域の歪みの平均値やグラフを表示部 81 に表示させる。例えば図 2 中の global が、全領域の歪みの平均値を表している。

【0058】

さらに、表示制御部 7 は、ECG 波形を表示部 81 に表示させ、表示部 81 に表示している断層像データが取得された心時相を表すバー 103 を、その ECG 波形上に重ねて表示部 81 に表示させても良い。そして、表示制御部 7 は、バー 103 を ECG 波形上で移動させて表示させ、バー 103 が示す心時相における断層像 100、マーカ 101、102、グラフ 104 を表示部 81 に表示させる。このように、心時相に応じて断層像 100 やグラフ 104 を更新して表示部 81 に表示させる。

20

【0059】

ユーザインターフェース（UI）8 は表示部 81 と操作部 82 を備えて構成されている。表示部 81 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、画面上に断層像や 3 次元画像などが表示される。操作部 82 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。例えば、内膜（外膜）の初期輪郭の補正のタイミングが操作部 82 によって行われる。

30

【0060】

制御部 9 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。

【0061】

また、画像処理部 10 は、CPU と、ROM、RAM、HDD などの記憶部（図示しない）を備えて構成されている。記憶部には、画像処理部 10 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。その画像処理プログラムには、輪郭検出部 11 の機能を実行するための輪郭検出プログラム、輪郭追跡部 12 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 13 の機能を実行するためのマーカ生成プログラム、及び補正部 14 の機能を実行するための補正プログラムが含まれている。そして、CPU が、輪郭検出プログラムを実行することにより、断層像データから心臓の内膜（外膜）の輪郭を検出する。また、CPU が、輪郭追跡プログラムを実行することにより、各心時相における内膜（外膜）の輪郭を求める。また、CPU が、マーカ生成プログラムを実行することにより、内膜（外膜）の輪郭を表すマーカを生成する。また、CPU が、補正プログラムを実行することにより、予め設定されたタイミング、又は操作者からの指示を受けたタイミングに、内膜（外膜）の輪郭の位置を補正する。

40

【0062】

また、演算部 20 は、CPU と、ROM、RAM、HDD などの記憶部（図示しない）を備えて構成されている。記憶部には、演算部 20 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。そして、CPU がその演算プログラムを実行することにより、内膜（外膜）の歪みや変位などの壁運動情報を求める。

50

【0063】

また、表示制御部7は、CPUと、ROM、RAM、HDDなどの記憶部（図示しない）を備えて構成されている。記憶部には、表示制御部7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。そして、CPUがその表示制御プログラムを実行することにより、断層像、マーカ、及び壁運動情報を表示部81に表示させる。

【0064】

なお、この実施形態における画像処理プログラム、演算プログラム、及び表示制御プログラムが、この発明の「超音波画像処理プログラム」の1例に相当する。

【0065】

以上のように、内膜（外膜）の初期輪郭を検出し、パターンマッチングによって内膜（外膜）の輪郭を時間的に追跡することで、輪郭を追跡するための初期輪郭の設定が自動化されて、内膜（外膜）の壁運動情報をリアルタイムに求めて表示することが可能となる。

【0066】

（超音波画像処理装置）

また、内膜（外膜）の輪郭を追跡して壁運動情報を求め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6、表示制御部7、ユーザインターフェース8、画像処理部10、及び演算部20を備えている。そして、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断層像データを外部の超音波診断装置から取得し、それら複数の断層像データに基づいて、内膜（外膜）の輪郭を追跡して壁運動情報を求める。

【0067】

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、心時相ごとに断層像データを取得する。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断層像データを受け付けて、それら複数の断層像データを記憶部6に記憶させる。そして、超音波画像処理装置の画像処理部10は、例えばAQ法によって内膜（外膜）の2次元的な輪郭を検出し、さらに、ST法によって各心時相における内膜（外膜）の2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。そして、超音波画像処理装置の演算部20は、画像処理部10によって追跡された内膜（外膜）の2次元的な輪郭を構成する各点の位置に基づいて、内膜（外膜）の歪みや変位などの壁運動情報を求める。

【0068】

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各心時相における内膜（外膜）の輪郭を検出して追跡することで、上述した超音波診断装置1と同様に、内膜（外膜）の壁運動情報をリアルタイムに求めて表示することが可能となる。

【0069】

（動作）

次に、この発明の第1実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図3を参照して説明する。図3は、この発明の第1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断層像データ（動画像データ）を取得し、その断層像データに基づいて、心機能の評価に供される心臓の内膜と外膜の2次元的な輪郭を検出する。

【0070】

（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、画像生成部5によって、各心時相の断層像データ（心臓の動画像データ）を生成する。制御部9は、超音波診断装置1の外部からECG信号を受け付けて、生成された断層像データにその断層像データが生成された心時相を対応付けて記憶部6に記憶させる。

【0071】

（ステップS02）

輪郭検出部11は、予め設定された心時相（例えばR波が検出された心時相）に取得さ

10

20

30

40

50

れた断層像データを記憶部 6 から読み込み、その断層像データの輝度分布に基づいて心臓の内膜と外膜の 2 次元的な輪郭を検出する。輪郭検出部 1 1 にて検出された内膜と外膜の 2 次元的な輪郭が、輪郭追跡部 1 2 において内膜と外膜の初期輪郭に設定される。

【0072】

(ステップ S 0 3)

輪郭追跡部 1 2 は、初期輪郭が求められた断層像データの次の心時相にて取得された断層像データを記憶部 6 から読み込み、スペックルパターンを用いた 2 画像間のパターンマッチングによって、その心時相における内膜と外膜の 2 次元的な輪郭を構成する各点の位置を求める。

【0073】

10

(ステップ S 0 4)

演算部 2 0 は、その心時相における内膜と外膜の 2 次元的な輪郭を構成する各点の座標情報を受けて、その心時相における歪みや変位などの壁運動情報を求める。

【0074】

(ステップ S 0 5)

マーク生成部 1 3 は、その心時相における内膜と外膜の 2 次元的な輪郭を構成する各点の座標情報を受けて、内膜と外膜の輪郭を表すマーカを生成する。

【0075】

(ステップ S 0 6)

表示制御部 7 は、その心時相に生成された断層像データに基づく断層像を表示部 8 1 に表示させ、内膜と外膜の 2 次元的な輪郭を表すマーカをその断層像に重ねて表示部 8 1 に表示させる。さらに、表示制御部 7 は、演算部 2 0 によって求められた壁運動情報を表示部 8 1 に表示させる。

20

【0076】

(ステップ S 0 7、S 0 8)

そして、初期輪郭の位置を補正するタイミングになると(ステップ S 0 7、Yes)、制御部 9 は、画像処理部 1 0 に補正の指示を与える。例えば、初期輪郭の位置を補正するタイミングを制御部 9 に設定しておき、制御部 9 は、そのタイミングで補正の指示を画像処理部 1 0 に与える。また、操作者が操作部 8 2 を用いて、補正の指示を与えても良い。補正部 1 4 は、上述した式(1)に従って、内膜と外膜の新たな初期輪郭の位置を求める(ステップ S 0 8)。補正部 1 4 によって求められた初期輪郭は、輪郭追跡部 1 2 に設定され、輪郭追跡部 1 2 は、その初期輪郭が示す輪郭を追跡する。そして、ステップ S 0 1、及びステップ S 0 3～ステップ S 0 6 の処理を繰り返すことで、内膜と外膜の 2 次元的な輪郭を追跡し、各心時相における壁運動情報を求める。

30

【0077】

一方、初期輪郭の位置を補正するタイミングにならない場合(ステップ S 0 7、No)、ステップ S 0 1、及びステップ S 0 3～ステップ S 0 6 の処理を繰り返すことで、内膜と外膜の 2 次元的な輪郭を追跡し、各心時相における壁運動情報を求める。

【0078】

(変形例)

40

次に、上述した第 1 実施形態の変形例について図 4 を参照して説明する。図 4 は、この発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置の変形例によって取得された画像を示す図である。上述した第 1 実施形態においては、輪郭検出部 1 1 が断層像データに基づいて内膜(外膜)の初期輪郭を検出する。この変形例においては、内膜(外膜)の初期輪郭を操作者が指定する。すなわち、輪郭追跡部 1 2 は、所定の心時相に取得された断層像に対する内膜(外膜)の 2 次元的な輪郭の指定を受け付け、各心時相における内膜(外膜)の 2 次元的な輪郭を構成する各点の位置を心時相ごとにパターンマッチングによって求める。

【0079】

変形例においては、表示制御部 7 は、初期輪郭を設定するための断層像と、運動情報を表示するための断層像とを並べて表示部 8 1 に表示させる。例えば図 4 に示すように、表

50

示制御部7は、予め設定された心時相に取得された断層像データを記憶部6から読み込んで、その断層像データに基づく断層像200を表示部81に表示させる。図4に示す例では、断層像200は心臓の短軸像を表している。例えば、表示制御部7は、拡張末期（R波が検出された心時相）に取得された断層像データ、又は、収縮末期に取得された断層像データを記憶部6から読み込み、その断層像データに基づく断層像を表示部81に表示させる。さらに、表示制御部7は、予め設定された周期で、断層像200を更新して表示部81に表示させる。例えば、表示制御部7は、1心拍以上の時間の間隔をおいて、断層像200を更新して表示部81に表示させる。1例として、表示制御部7は、R波が検出された心時相に取得された断層像データを毎心拍ごとに記憶部6から読み込み、断層像200を更新して表示部81に表示させる。この断層像200は、内膜（外膜）の初期輪郭を設定するために用いられる画像であり、この発明の「初期輪郭設定用の断層像」の1例に相当する。

10

【0080】

操作者は、断層像200を観察し、内膜（外膜）の初期輪郭を指定する。例えば、操作者は操作部82を用いて、断層像200に表されている内膜（外膜）の2次元的な輪郭をなぞることで、内膜（外膜）の初期輪郭を指定する。このように内膜（外膜）の2次元的な輪郭が指定されると、ユーザインターフェース（UI）8から内膜（外膜）の2次元的な輪郭の座標情報が制御部9を介して画像処理部10に出力される。マーカ生成部13は、操作者によって指定された内膜（外膜）の2次元的な輪郭の座標情報に基づいて、内膜（外膜）の初期輪郭を表すマーカを生成する。表示制御部7は、その初期輪郭を表すマーカを受けると、断層像200にそのマーカを重ねて表示部81に表示させる。図4に示す例では、表示制御部7は、内膜の初期輪郭を表すマーカ201と、外膜の初期輪郭を表すマーカ202を断層像200に重ねて表示部81に表示させる。このように、操作者によって指定された内膜（外膜）の輪郭が、内膜（外膜）の初期輪郭として、輪郭追跡部12に設定される。

20

【0081】

また、表示制御部7は、初期輪郭を設定するための輪郭設定用マーカを断層像200に重ねて表示部81に表示させても良い。例えば、表示制御部7は、予め設定された大きさの円形状のマーカや、楕円形状のマーカを断層像200に重ねて表示部81に表示させる。そして、操作者が操作部82を用いて輪郭設定用マーカを画面上で所望の位置に移動させることで、内膜（外膜）の初期輪郭を指定する。例えば、輪郭設定用マーカの形状とほぼ合致する位置に輪郭設定用マーカを移動させて、内膜（外膜）の初期輪郭を指定する。

30

【0082】

また、心臓の心尖像を取得して表示部81に表示している場合、操作者が操作部82を用いて心尖の位置と両弁輪の位置を指定し、輪郭追跡部12は、指定された3点に基づいて、内膜（外膜）の2次元的な輪郭の位置を推定しても良い。そして、輪郭追跡部12は、推定した内膜（外膜）の輪郭をパターンマッチングによって時間的に追跡する。さらに、弁輪の形状を予め形状辞書に登録しておき、パターンマッチングを用いた自己探索型の処理によって、内膜（外膜）の2次元的な輪郭を推定しても良い。この場合、操作者は心尖の位置のみを指定すれば良いため、操作者の負担を軽減することができる。

40

【0083】

以上のように操作者によって内膜（外膜）の初期輪郭が指定されると、輪郭追跡部12は、上述した第1実施形態と同様に、ST法を用いて、内膜（外膜）の2次元的な輪郭を追跡する。そして、マーカ生成部13は、各心時相における内膜（外膜）の2次元的な輪郭を表すマーカを生成する。表示制御部7は、各心時相に取得された断層像データを記憶部6から読み込み、各心時相の断層像データに基づく断層像を心時相ごとに順次、表示部81に表示させる。さらに、表示制御部7は、各心時相における内膜（外膜）の2次元的な輪郭を表すマーカをマーカ生成部13から受けて、各心時相のマーカを心時相ごとに順次、断層像に重ねて表示部81に表示させる。例えば、図4に示すように、表示制御部7は、各心時相の断層像210を心時相ごとに順次、表示部81に表示させ、さらに、各心

50

時相の内膜の輪郭を表すマーカ 2 1 1 を心時相ごとに順次、断層像 2 1 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させる。図 4 に示す例では、表示制御部 7 は、初期輪郭を設定するための断層像 2 0 0 を予め設定された周期で表示部 8 1 に表示させ、更に、断層像 2 0 0 と並べて、断層像 2 1 0 を心時相ごとに順次、表示部 8 1 に表示させる。

【0084】

さらに、表示制御部 7 は、E C G 波形を表示部 8 1 に表示させ、表示部 8 1 に表示している断層像データが取得された心時相を表すバー 2 1 3 を、その E C G 波形上に重ねて表示部 8 1 に表示させても良い。そして、表示制御部 7 は、バー 2 1 3 を E C G 波形上で移動させて表示させ、バー 2 1 3 が示す心時相における断層像 2 1 0、マーカ 2 1 1、2 1 2 を表示部 8 1 に表示させる。

10

【0085】

また、演算部 2 0 は、上述した第 1 実施形態と同様に、各心時相における内膜（外膜）の 2 次元的な輪郭を構成する各点の座標情報に基づいて、各心時相における歪みや変位などの壁運動情報を求め、表示制御部 7 は各心時相の壁運動情報を心時相ごとに表示部 8 1 に表示させる。

【0086】

さらに、任意の時に、内膜（外膜）の初期輪郭を再度設定しても良い。上述した初期輪郭の指定方法と同様に、任意の時に、操作者は操作部 8 2 を用いて、表示部 8 1 に表示されている初期輪郭設定用の断層像 2 0 0 上で内膜（外膜）の輪郭を指定する。このように再度、内膜（外膜）の初期輪郭が指定されると、ユーザインターフェース（U I）8 から新たに指定された初期輪郭の座標情報が画像処理部 1 0 に出力される。そして、輪郭追跡部 1 2 は、新たに指定された内膜（外膜）の輪郭を追跡する。

20

【0087】

また、初期輪郭を再設定する場合においても、表示制御部 7 は、内膜と外膜の初期輪郭を指定するための輪郭設定用マーカを断層像 2 0 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させても良い。このとき、表示制御部 7 は、輪郭追跡部 1 2 によって求められた所定の心時相における内膜（外膜）の輪郭を表すマーカを輪郭設定用マーカとして、断層像 2 0 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させても良い。この輪郭設定用マーカは、マーカ生成部 1 3 によって生成される。このように、S T 法によって求められた内膜（外膜）の輪郭に基づいて輪郭設定用マーカを生成することで、輪郭設定用マーカの形状を実際の心筋の位置や輪郭形状により適合させることが可能となる。

30

【0088】

また、表示制御部 7 は、初期輪郭設定用の断層像 2 0 0 を常時、表示部 8 1 に表示させても良いし、初期輪郭を設定する時のみ、断層像 2 0 0 を表示部 8 1 に表示させても良い。例えば、操作者が操作部 8 2 を用いて初期輪郭の設定指示を与えると、表示制御部 7 は、予め設定された心時相（例えば R 波が検出された心時相）に取得された断層像データを記憶部 6 から読み込み、その断層像データに基づく断層像 2 0 0 を初期輪郭設定用の断層像として表示部 8 1 に表示させる。そして、操作者によって初期輪郭が指定されると、表示制御部 7 は、壁運動情報を表示するための断層像 2 1 0 のみを表示部 8 1 に表示させる。

40

【0089】

また、表示制御部 7 は、各心時相における断層像 2 1 0 を心時相ごとに表示部 8 1 に表示させ、所定のタイミングで、その断層像 2 1 0 に代えて、予め設定された心時相に取得された初期輪郭設定用の断層像 2 0 0 を、1 心拍以上の時間の間隔で更新して表示部 8 1 に表示させても良い。そして、操作者は操作部 8 2 を用いて、表示部 8 1 に表示されている初期輪郭設定用の断層像 2 0 0 上で内膜（外膜）の輪郭を指定する。操作者によって初期輪郭が指定されると、表示制御部 7 は、断層像 2 0 0 に代えて、各心時相における断層像 2 1 0 を心時相ごとに表示部 8 1 に表示させる。

【0090】

なお、この変形例においては、操作者が内膜（外膜）の初期輪郭を指定するため、画像

50

処理部 10 に輪郭検出部 11 を設けなくても良い。

【0091】

また、上述した第 1 実施形態と同様に、内膜（外膜）の初期輪郭の指定を受け付け、内膜（外膜）の輪郭を追跡して壁運動情報を求め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。

【0092】

[第 2 の実施の形態]

次に、この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置について図 5 及び図 6 を参照して説明する。図 5 は、この発明の第 2 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 6 は、この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置で取得された画像を示す図である。

10

【0093】

上述した第 1 実施形態においては、2 次元画像としての断層像データに基づいて、2 次元平面上における内膜（外膜）の輪郭を追跡し、壁運動情報を求めている。第 2 実施形態においては、3 次元画像としてのボリュームデータに基づいて、内膜（外膜）の 3 次元的な輪郭を追跡し、壁運動情報を求める。

【0094】

第 2 実施形態に係る超音波診断装置 1 A は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 の画像処理部 10 の代わりに、画像処理部 10 A を備えている。画像処理部 10 A は、輪郭検出部 11 A、輪郭追跡部 12、マーカ生成部 13、及び補正部 14 を備えている。

20

【0095】

第 2 実施形態においては、超音波プローブ 2 に 2 次元アレイプローブを用いてボリュームスキャンを実行することで、心時相ごとにボリュームデータを取得する。そして、画像生成部 5 は、予め設定された心時相（例えば 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に MPR 処理を施すことで、任意断面における MPR 画像データを生成する。例えば、画像生成部 5 は、ボリュームデータに MPR 処理を施すことで、複数の異なる断面に沿った MPR 画像データをそれぞれの断面ごとに求める。1 例として、画像生成部 5 は、互いに直交する断面に沿った 2 つの MPR 画像データを生成する。例えば図 6（a）に示すように、画像生成部 5 は、心臓の長軸方向に沿った心尖四腔像（4C）300 と、心尖二腔像（2C）310 を生成する。断面は予め画像生成部 5 に設定されていても良いし、操作者が操作部 82 を用いることで指定しても良い。画像生成部 5 によって生成された MPR 画像データは記憶部 6 に記憶される。また、表示制御部 7 は、記憶部 6 に記憶されている MPR 画像データを読み込んで、その MPR 画像データに基づく MPR 画像を表示部 81 に表示させても良い。例えば、表示制御部 7 は、心尖四腔像（4C）300 と、心尖二腔像（2C）310 を表示部 81 に表示させても良い。

30

【0096】

輪郭検出部 11 A は、2 次元輪郭検出部 15 と補間部 16 を備えている。2 次元輪郭検出部 15 は、予め設定された心時相（例えば R 波が検出された心時相）に取得された複数の MPR 画像データを記憶部 6 から読み込み、AQ 法又は ASM 法を用いて、各 MPR 画像データから内膜（外膜）の 2 次元的な輪郭を検出する。図 6（a）に示す例では、2 次元輪郭検出部 15 は、心尖四腔像（4C）300 から内膜の 2 次元的な輪郭 301 と外膜の 2 次元的な輪郭 302 を検出する。また、2 次元輪郭検出部 15 は、心尖二腔像（2C）310 から内膜の 2 次元的な輪郭 311 と外膜の 2 次元的な輪郭 312 を検出する。このように、第 2 実施形態においては 1 例として、心臓の長軸方向に沿った MPR 画像データに基づいて、長軸方向における内膜（外膜）の 2 次元的な輪郭を検出する。そして、輪郭検出部 11 は、内膜（外膜）の 2 次元的な輪郭の座標情報を補間部 16 に出力する。

40

【0097】

補間部 16 は、心尖四腔像（4C）300 に基づいて求められた内膜の 2 次元的な輪郭 301 と、心尖二腔像（2C）310 に基づいて求められた内膜の 2 次元的な輪郭 311 とに基づいて、スプライン関数などを用いて空間的に内膜の輪郭を補間することで、内膜

50

の３次元的な輪郭の位置を求める。また、補間部１６は、心尖四腔像（４Ｃ）３００に基づいて求められた外膜の２次元的な輪郭３０２と、心尖二腔像（２Ｃ）３１０に基づいて求められた外膜の２次元的な輪郭３１２とに基づいて、スプライン関数などを用いて空間的に外膜の輪郭を補間することで、外膜の３次元的な輪郭の位置を求める。すなわち、補間部１６は、長軸方向に直交する方向（短軸方向）に沿った各断面（各Ｃ面）における内膜（外膜）の輪郭の位置を求めることで、内膜（外膜）の３次元的な輪郭の位置を求める。

【００９８】

以上のように、補間部１６は、長軸方向に沿った断面で定義された輪郭３０１、３０２、３１１、３１２に基づいて、長軸方向の各深さにおける内膜（外膜）の輪郭の位置を求めることで、内膜（外膜）の３次元的な輪郭の位置を求める。補間部１６によって求められた内膜（外膜）の３次元的な輪郭の座標情報は輪郭追跡部１２に出力され、輪郭追跡部１２に内膜（外膜）の初期輪郭として設定される。

10

【００９９】

また、画像生成部５は、長軸方向に沿った断面のＭＰＲ画像データを生成し、さらに、長軸方向に直交する方向（短軸方向）に沿った断面（Ｃ面）のＭＰＲ画像データを生成しても良い。例えば図６（ａ）に示すように、画像生成部５は、心臓の長軸方向に沿った心尖四腔像（４Ｃ）３００と、心尖二腔像（２Ｃ）３１０を生成する。さらに、図６（ｂ）に示すように、画像生成部５は、長軸方向の所定深さにおけるラインＡ、ラインＭ、及びラインＢに沿った断面におけるＭＰＲ画像３２０、３３０、３４０を生成する。画像生成部５によって生成されたＭＰＲ画像データは記憶部６に記憶される。ラインＡ、ラインＭ、及びラインＢによって指定される断面は、予め画像生成部５に設定されていても良いし、操作者が操作部８２を用いて断面を指定しても良い。

20

【０１００】

２次元輪郭検出部１５は、予め設定された心時相（例えばＲ波が検出された心時相）に取得された各断面のＭＰＲ画像データを記憶部６から読み込んで、各断面における内膜（外膜）の２次元的な輪郭を検出する。例えば、２次元輪郭検出部１５は、長軸方向に沿った心尖四腔像（４Ｃ）３００に基づいて、内膜の２次元的な輪郭３０１と、外膜の２次元的な輪郭３０２を検出する。また、２次元輪郭検出部１５は、長軸方向に沿った心尖二腔像（２Ｃ）３１０に基づいて、内膜の２次元的な輪郭３１１と、外膜の２次元的な輪郭３１２を検出する。さらに、２次元輪郭検出部１５は、ラインＡに沿った断面のＭＰＲ画像３２０に基づいて、内膜の２次元的な輪郭３２１と、外膜の２次元的な輪郭３２２を検出する。また、２次元輪郭検出部１５は、ラインＭに沿った断面のＭＰＲ画像３３０に基づいて、内膜の２次元的な輪郭３３１と、外膜の２次元的な輪郭３３２を検出する。さらに、２次元輪郭検出部１５は、ラインＢに沿った断面のＭＰＲ画像３４０に基づいて、内膜の２次元的な輪郭３４１と、外膜の２次元的な輪郭３４２を検出する。２次元輪郭検出部１５は、各断面に沿ったＭＰＲ画像から検出した内膜（外膜）の２次元的な輪郭の座標情報を補間部１６に出力する。

30

【０１０１】

補間部１６は、２次元輪郭検出部１５によって検出された複数の２次元的な輪郭の座標情報に基づいて、スプライン関数などを用いて空間的に内膜（外膜）の輪郭を補間することで、内膜（外膜）の３次元的な輪郭の位置を求める。上述の例では、補間部１６は、心尖四腔像（４Ｃ）３００、心尖二腔像（２Ｃ）３１０、ＭＰＲ画像３２０、３３０、及び３４０から検出された内膜（外膜）の２次元的な輪郭に基づいて、スプライン関数などを用いて空間的に内膜（外膜）の輪郭を補間することで、内膜（外膜）の３次元的な輪郭の位置を求める。補間部１６によって求められた内膜（外膜）の３次元的な輪郭の座標情報は輪郭追跡部１２に出力され、輪郭追跡部１２に内膜（外膜）の初期輪郭として設定される。

40

【０１０２】

輪郭追跡部１２は、補間部１６によって求められた内膜（外膜）の初期輪郭に基づき、

50

S T法を用いて、各心時相において取得されたボリュームデータ間のパターンマッチングを行うことで、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。そして、輪郭追跡部12は、内膜（外膜）の3次元的な輪郭を追跡する。

【0103】

演算部20は、第1実施形態と同様に、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座標情報に基づいて、各心時相における歪みや変位などの壁運動情報を求める。そして、表示制御部7は、各心時相における壁運動情報を心時相ごとに表示部81に表示させる。

【0104】

以上のように、各心時相における内膜（外膜）の3次元的な輪郭を検出して追跡することで、上述した第1実施形態と同様に、内膜（外膜）の壁運動情報をリアルタイムに求めて表示することが可能となる。

【0105】

また、表示制御部7は、各心時相におけるM P R画像を心時相ごとに表示部81に表示させても良い。例えば図6（a）に示すように、表示制御部7は、各心時相における心尖四腔像（4C）300と心尖二腔像（2C）310を心時相ごとに表示部81に表示させる。また、図6（b）に示すように、表示制御部7は、短軸方向の断面に沿ったM P R画像320、330、340を心時相ごとに表示部81に表示させても良い。

【0106】

また、輪郭追跡部12は、各M P R画像上で設定された内膜（外膜）の輪郭を追跡しても良い。そして、マーカ生成部13は、各心時相における内膜（外膜）の輪郭を表すマーカを生成する。表示制御部7は、各心時相におけるM P R画像を心時相ごとに表示部81に表示させ、さらに、各心時相における内膜（外膜）の輪郭を表すマーカを、各心時相に生成されたM P R画像に重ねて、順次、表示部81に表示させても良い。

【0107】

例えば、輪郭追跡部12は、図6（b）に示すM P R画像320上で設定された内膜（外膜）の2次元的な輪郭を追跡し、マーカ生成部13は、各心時相における内膜（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7は、各心時相におけるM P R画像320を心時相ごとに表示部81に表示させ、さらに、表示制御部7は、各心時相における内膜のマーカと外膜のマーカを、M P R画像320に重ねて表示部81に表示させる。ここでは、M P R画像320を例にして説明したが、他の断面に沿ったM P R画像とマーカを重ねて表示部81に表示させても良い。

【0108】

さらに、表示制御部7は、上述した第1実施形態と同様に、演算部20によって求められた歪みの大きさに応じた色を内膜と外膜の間の領域に割り当てて、M P R画像に重ねて表示部81に表示させても良い。

【0109】

また、演算部20は、第1実施形態と同様に、A S Eが推奨する領域ごとに歪みなどの壁運動情報を求めても良い。そして、演算部20は、各領域の壁運動情報のピーク値や、壁運動情報をグラフ化して表示部81に表示させても良い。

【0110】

また、第1実施形態と同様に、複数の心拍の経過に伴うS T法による追跡誤差が蓄積されるのを軽減するため、追跡対象となる内膜（外膜）の3次元的な輪郭の位置を所定のタイミングで補正しても良い。例えば、補正部14は、N心拍（Nは整数）ごとに内膜（外膜）の3次元的な輪郭の位置を補正する。また、補正部14は、操作者によって補正の指示が与えられたタイミングで、内膜（外膜）の3次元的な輪郭の位置を補正しても良い。例えば、制御部9が所定数のR波を受信するたびに、補正の指示を画像処理部10Aに与える。また、操作者が操作部82を用いて補正の指示を与えると、その指示が制御部9に出力され、制御部9は、補正の指示を画像処理部10Aに与える。

【0111】

制御部 9 によって補正の指示が与えられると、2 次元輪郭検出部 1 5 が A Q 法を実行することにより、M P R 画像データに基づいて内膜（外膜）の 2 次元的な輪郭を検出する。例えば、2 次元輪郭検出部 1 5 は、心尖四腔像（4 C）3 0 0 から内膜（外膜）の 2 次元的な輪郭を検出し、さらに、心尖二腔像（2 C）3 1 0 から内膜（外膜）の 2 次元的な輪郭を検出する。補間部 1 6 は、2 つの M P R 画像から求められた内膜（外膜）の 2 次元的な輪郭に基づいて、スプライン関数を用いることで、内膜（外膜）の 3 次元的な輪郭の位置 P a q を求める。そして、その時点において、輪郭追跡部 1 2 が S T 法によって求めた内膜（外膜）の 3 次元的な輪郭の位置を、位置 P s t とする。そして、補正部 1 4 は、上述した式（1）に従って、輪郭追跡部 1 2 に新たに設定する内膜（外膜）の初期輪郭の位置 P を求める。そして、輪郭追跡部 1 2 は、式（1）に従って求められた内膜（外膜）の初期輪郭を追跡する。

10

【0 1 1 2】

また、第 1 実施形態の変形例と同様に、操作者が内膜（外膜）の初期輪郭を指定し、補間部 1 6 は、指定された初期輪郭に基づいて、3 次元空間における内膜と外膜の輪郭を補間して求めても良い。例えば、表示制御部 7 は、予め設定された心時相に取得された心尖四腔像（4 C）3 0 0 と心尖二腔像（2 C）3 1 0 を表示部 8 1 に表示させる。例えば、表示制御部 7 は、拡張末期（R 波が検出された心時相）に取得された心尖四腔像（4 C）3 0 0 と心尖二腔像（2 C）3 1 0 を表示部 8 1 に表示させる。そして、表示制御部 7 は、1 心拍以上の時間の間隔において、心尖四腔像（4 C）3 0 0 と心尖二腔像（2 C）3 1 0 を更新して表示部 8 1 に表示させる。心尖四腔像（4 C）3 0 0 と心尖二腔像（2 C）3 1 0 は、初期輪郭を設定するための画像であり、この発明の「初期輪郭設定用の断層像」の 1 例に相当する。

20

【0 1 1 3】

操作者は操作部 8 2 を用いて、心尖四腔像（4 C）3 0 0 と心尖二腔像（2 C）3 1 0 上に内膜（外膜）の 2 次元的な輪郭を指定する。ユーザインターフェース 8 から内膜（外膜）の輪郭の座標情報が画像処理部 1 0 A に出力される。補間部 1 6 は、指定された内膜（外膜）の輪郭の座標情報に基づいて、スプライン関数などを用いることで、3 次元空間における内膜（外膜）の初期輪郭を求める。このように操作者によって内膜（外膜）の初期輪郭が指定されると、輪郭追跡部 1 2 は、S T 法を用いて、内膜（外膜）の 3 次元的な輪郭を追跡する。演算部 2 0 は、各心時相における内膜（外膜）の 3 次元的な輪郭に基づいて、各心時相における歪みや変位などの壁運動情報を求め、表示制御部 7 は各心時相の壁運動情報を心時相ごとに表示部 8 1 に表示させる。

30

【0 1 1 4】

また、表示制御部 7 は、各心時相の M P R 画像 3 2 0 を心時相ごとに表示部 8 1 に表示させ、さらに、M P R 画像 3 2 0 と並べて、初期輪郭設定用の M P R 画像を表示部 8 1 に表示させても良い。このとき、表示制御部 7 は、初期輪郭設定用の M P R 画像を 1 心拍以上の時間の間隔で更新して表示部 8 1 に表示させる。また、表示制御部 7 は、初期輪郭設定用の M P R 画像を常時、表示部 8 1 に表示させても良いし、初期輪郭を設定する時のみ、初期輪郭設定用の M P R 画像を表示部 8 1 に表示させても良い。ここでは、M P R 画像 3 2 0 を例にして説明したが、他の断面に沿った M P R 画像を初期輪郭設定用の M P R 画像と並べて表示部 8 1 に表示させても良い。

40

【0 1 1 5】

また、表示制御部 7 は、各心時相の M P R 画像 3 2 0 を心時相ごとに表示部 8 1 に表示させ、所定のタイミングで、その M P R 画像 3 2 0 に代えて、予め設定された心時相に取得された初期輪郭設定用の M P R 画像を表示部 8 1 に表示させても良い。そして、操作者は操作部 8 2 を用いて、表示部 8 1 に表示されている初期輪郭設定用の M P R 画像上で内膜（外膜）の輪郭を指定する。操作者によって初期輪郭が指定されると、表示制御部 7 は、初期輪郭設定用の M P R 画像に代えて、各心時相における M P R 画像 3 2 0 を心時相ごとに表示部 8 1 に表示させる。

【0 1 1 6】

50

なお、操作者が内膜（外膜）の初期輪郭を指定する場合は、輪郭検出部 11A に 2 次元輪郭検出部 15 を設けなくても良い。

【0117】

また、内膜（外膜）の 3 次元的な輪郭を追跡して壁運動情報を求め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 6、表示制御部 7、ユーザインターフェース 8、画像処理部 10A、及び演算部 20 を備えている。そして、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ボリュームデータを外部の超音波診断装置から取得し、それら複数のボリュームデータに基づいて、内膜（外膜）の 3 次元的な輪郭を追跡して壁運動情報を求める。

【0118】

なお、画像処理部 10A は、CPU と、ROM、RAM、HDD などの記憶部（図示しない）を備えて構成されている。記憶部には、画像処理部 10A 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。その画像処理プログラムには、2 次元輪郭検出部 15 の機能を実行するための輪郭検出プログラム、補間部 16 の機能を実行するための補間プログラム、輪郭追跡部 12 の機能を実行するための輪郭追跡プログラム、マーカー生成部 13 の機能を実行するためのマーカー生成プログラム、及び補正部 14 の機能を実行するための補正プログラムが含まれている。この実施形態における画像処理プログラム、演算部 20 の機能を実行するための演算プログラム、及び表示制御部 7 の機能を実行するための表示制御プログラムが、この発明の「超音波画像処理プログラム」の 1 例に相当する。

【符号の説明】

【0119】

- 1、1A 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 画像生成部
- 6 記憶部
- 7 表示制御部
- 8 ユーザインターフェース
- 9 制御部
- 10、10A 画像処理部
- 11、11A 輪郭検出部
- 12 輪郭追跡部
- 13 マーカー生成部
- 14 補正部
- 15 2 次元輪郭検出部
- 16 補間部
- 20 演算部
- 81 表示部
- 82 操作部

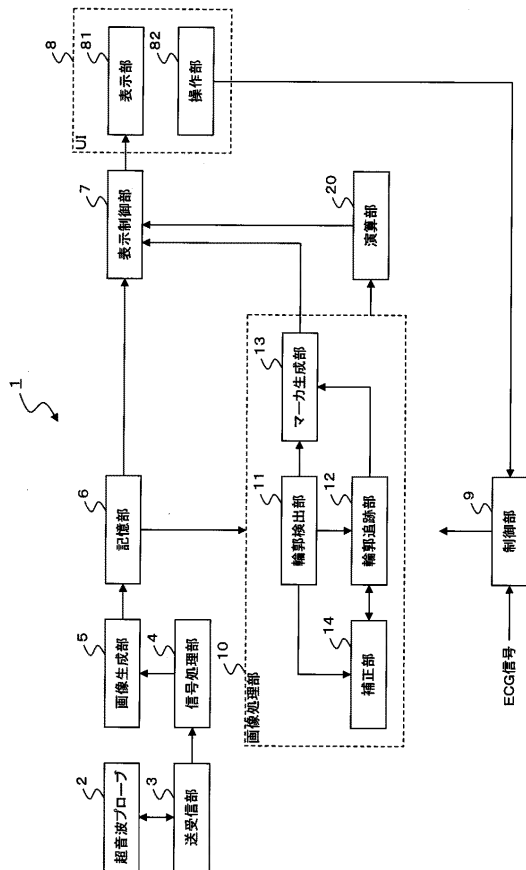
10

20

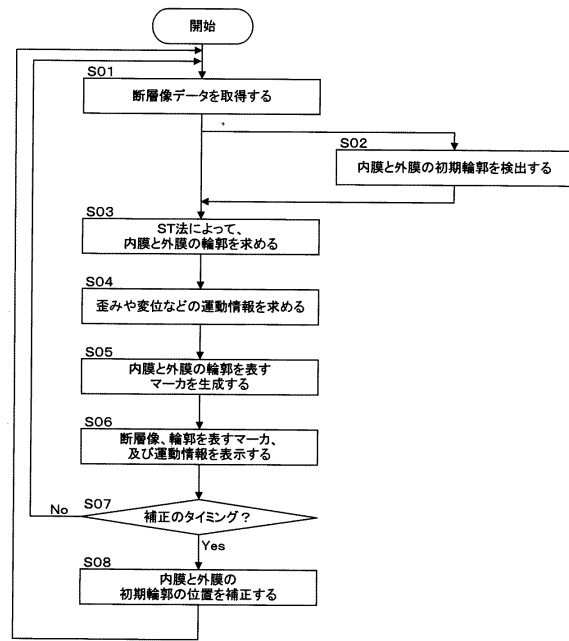
30

40

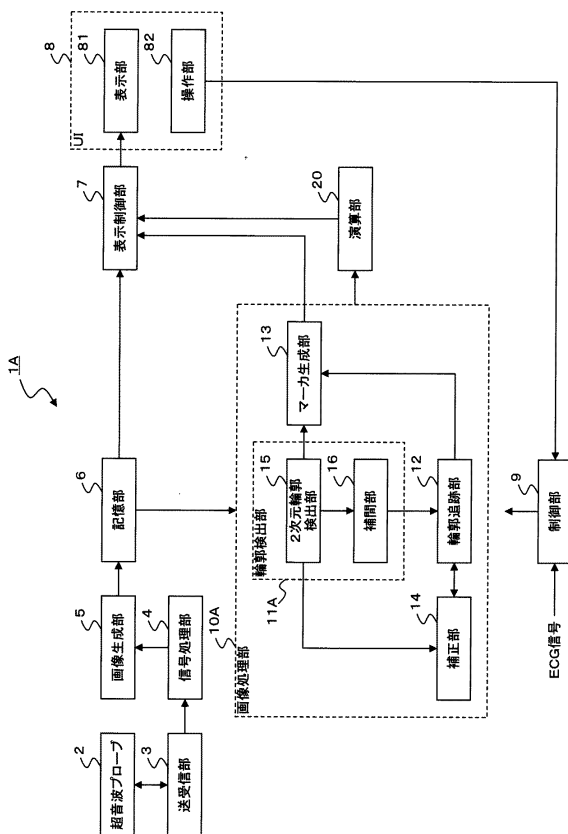
【図 1】



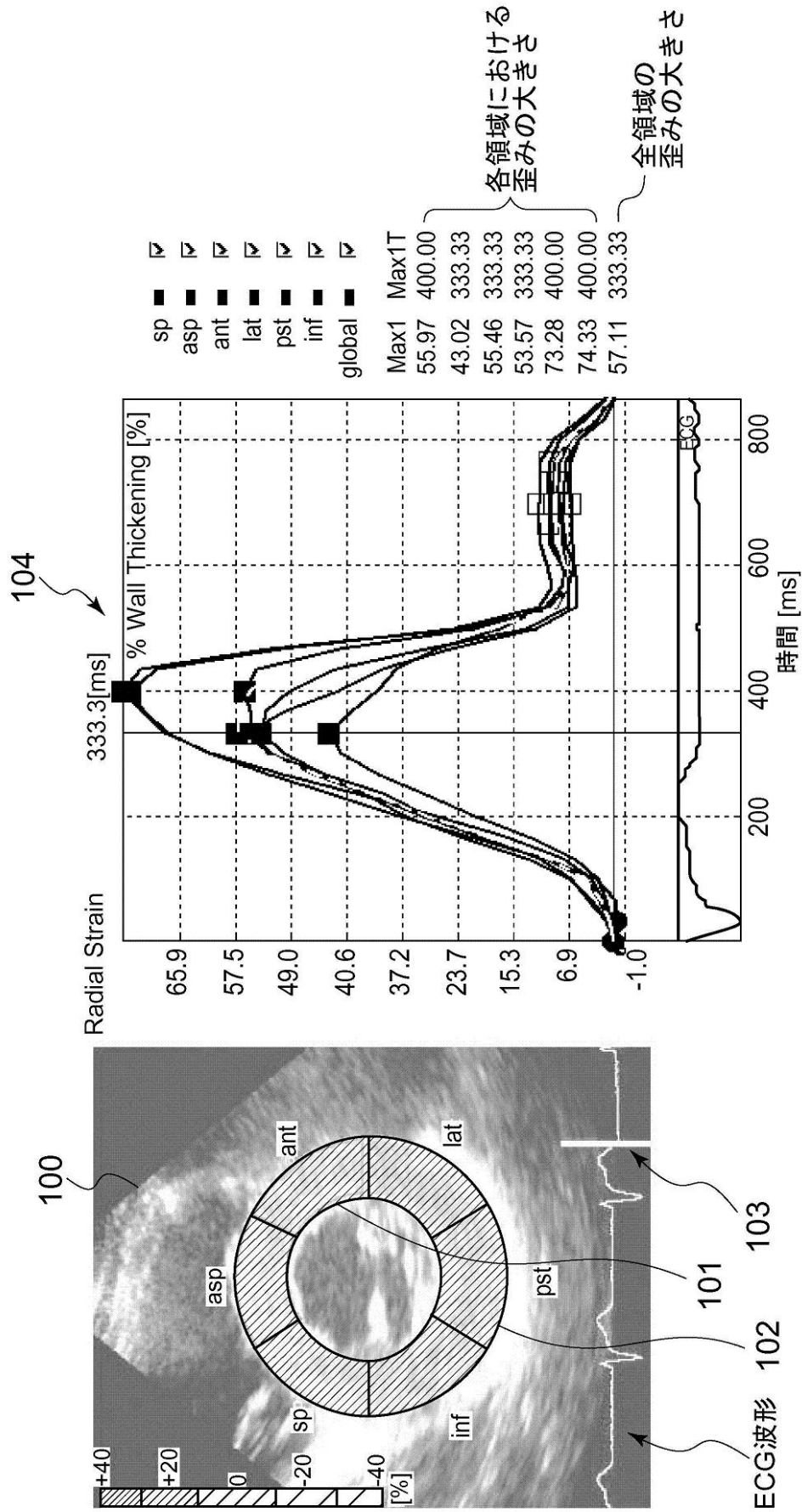
【図 3】



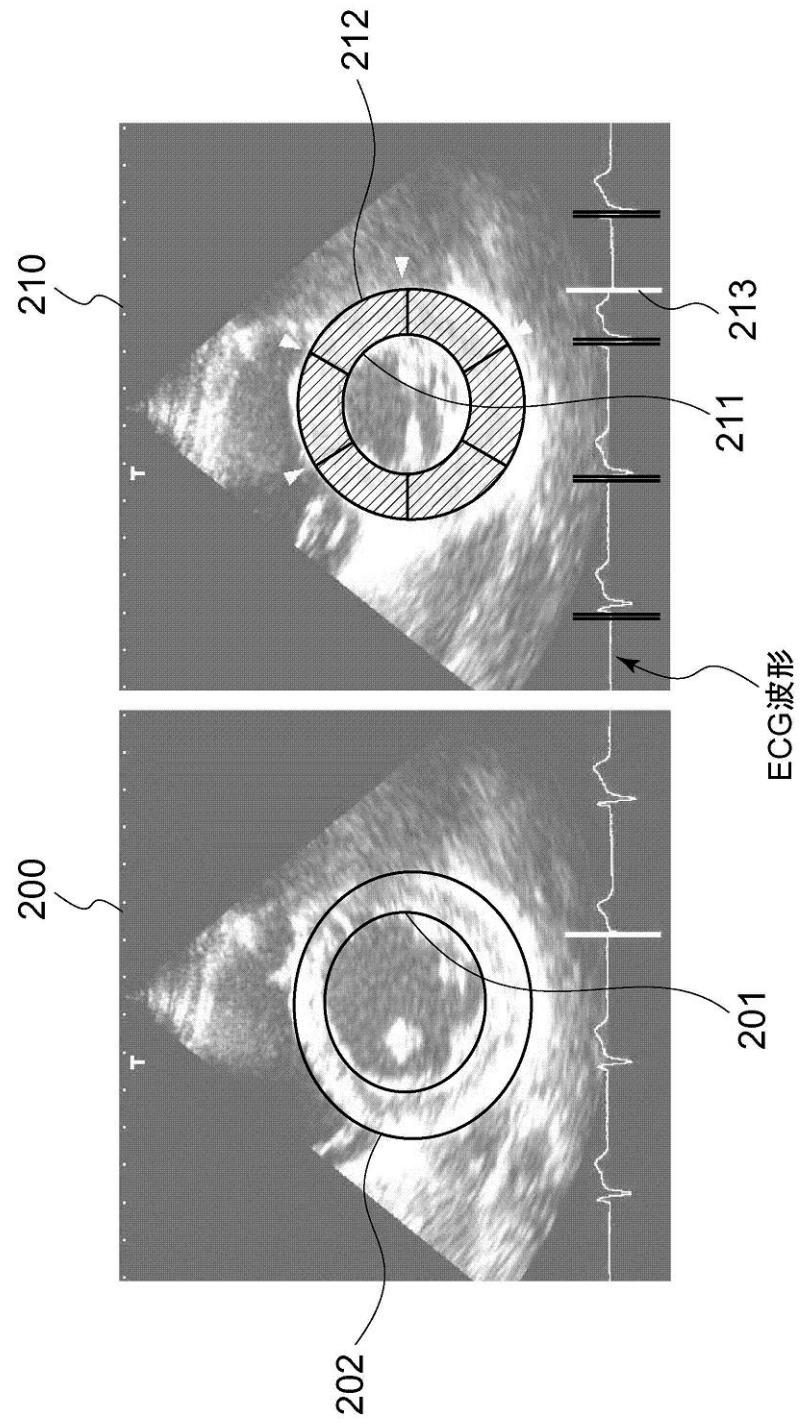
【図 5】



【図 2】

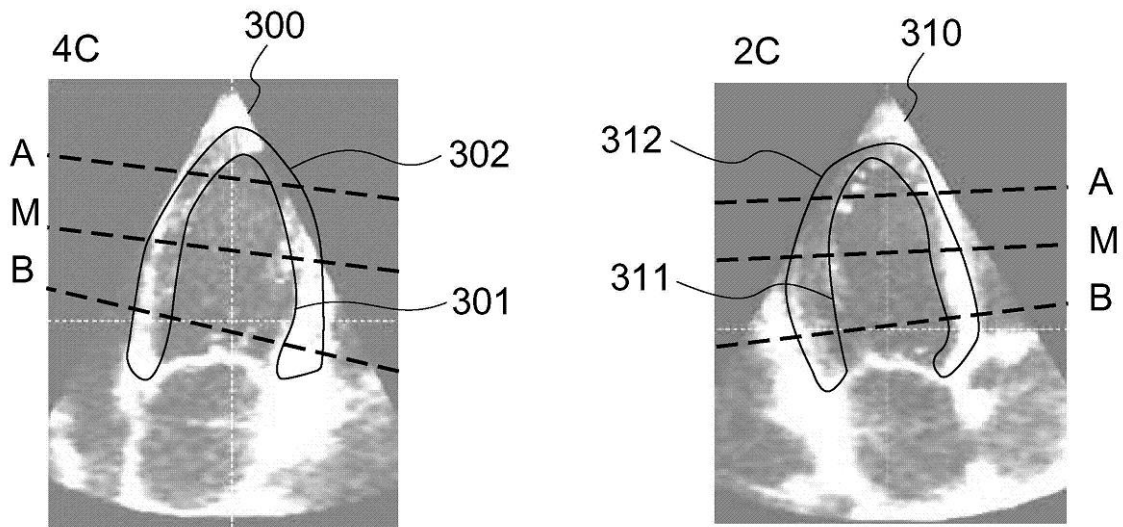


【図 4】

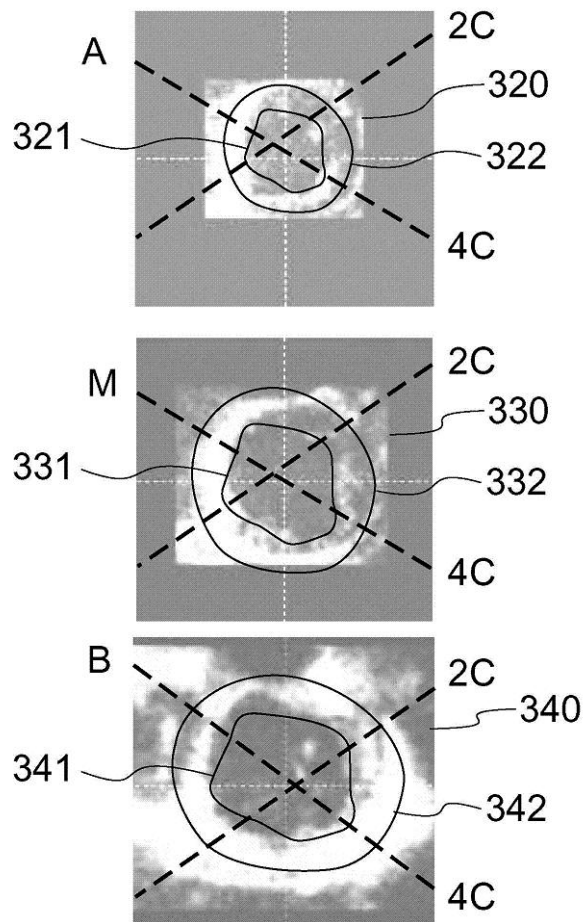


【図 6】

(a)



(b)



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-250804 (JP, A)
特開2002-306483 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

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	JP5444408B2	公开(公告)日	2014-03-19
申请号	JP2012115193	申请日	2012-05-21
[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	阿部康彦		
发明人	阿部 康彦		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/FF08 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC33 4C601/KK21 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2012152601A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够实时提供特定组织的动力学信息的超声波检查仪。解决方案：轮廓检测部11基于在预定心脏时间内获取的断层图像数据来检测心脏的衬里（外膜）的轮廓。相。轮廓追踪部12需要在每个时相通过模式匹配在每个心时相中获取的断层图像数据中构成衬里（外膜）的每个点的位置。操作部20需要基于构成每个心脏时相的轮廓的每个点的位置来显示每个心脏时相中的衬里（外膜）的动力学状态的动力学信息。显示控制部分7在每个时间阶段在显示部分81上显示基于在每个心脏时相中获取的断层图像数据的断层图像，并且在每个时间阶段在显示部分81上另外显示每个心时相的动力学信息。每个案例。

