



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

周期的に運動する被検体を超音波で走査することで、1周期以上に亘って前記被検体の複数の超音波画像データを取得する画像取得手段と、

第1時相に取得された超音波画像データに表わされる組織の関心領域を設定するための関心領域設定手段と、

前記第1時相以外の時相において、各時相に取得された超音波画像データに基づいて前記関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する追跡手段と、

任意の第2時相において前記関心領域の位置の修正を受け付け、前記第2時相以降に取得された超音波画像データに基づいて、前記第2時相以降の時相における前記修正された関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する再追跡手段と、

前記第2時相以前の各時相における前記関心領域の位置情報と、前記再追跡手段によって求められた前記第2時相以降の各時相における前記関心領域の位置情報とに基づいて、前記第1時相と前記第2時相とを含む区間における前記関心領域の位置情報を求める位置算出手段と、

前記位置算出手段によって求められた前記関心領域の位置情報に基づいて、前記関心領域に含まれる組織の運動情報を求める演算手段と、

前記運動情報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】**

前記関心領域設定手段は、1心拍単位の区間内で前記関心領域を設定し、

前記再追跡手段は、前記1心拍単位の区間内で、前記区間内の前記第2時相において前記関心領域の位置の修正を受け付けて、前記第2時相以降の時相における前記修正された関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡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】**

前記関心領域設定手段は、2心拍以上の区間内で前記関心領域を設定し、

前記再追跡手段は、前記2心拍以上の区間内で、前記区間内の前記第2時相において前記関心領域の位置の修正を受け付けて、前記第2時相以降の時相における前記修正された関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡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 4】**

前記位置算出手段は、前記第2時相以前の各時相における前記関心領域の位置情報と、前記第2時相以降の各時相における前記関心領域の位置情報とを対象として、前記第2時相近傍の時間において前記関心領域の位置情報を平滑化する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】**

前記再追跡手段は、前記第2時相において前記関心領域の一部領域の位置の修正を受け付けて、前記第2時相以降に取得された超音波画像データに基づいて、前記第2時相以降の時相における前記修正された一部領域に該当する位置を時相ごとに追跡し、

前記位置算出手段は、前記一部領域以外の領域の位置情報と、前記再追跡手段によって求められた前記一部領域の位置情報とに基づいて、前記関心領域全体の位置情報を求め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】**

前記位置算出手段は、前記一部領域の近傍において、前記一部領域以外の領域の位置と、前記一部領域の位置とを平滑化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】**

前記画像取得手段は、前記1周期以上に亘って複数の3次元画像データを前記超音波画像データとして取得し、

10

20

30

40

50

前記関心領域設定手段は、前記第1時相に取得された3次元画像データに表わされる組織の関心領域を設定し、

前記追跡手段は、前記第1時相以外の時相において、各時相に取得された3次元画像データに基づいて前記関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡し、

前記再追跡手段は、前記第2時相において前記関心領域の位置の修正を受け付け、前記第2時相以降に取得された3次元画像データに基づいて、前記第2時相以降の時相における前記修正された関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡し、

前記位置算出手段は、前記第2時相以前の各時相における前記関心領域の位置情報と、前記再追跡手段によって求められた前記第2時相以降の各時相に前記関心領域の位置情報とに基づいて、前記第1時相と前記第2時相とを含む区間における前記関心領域の位置情報を求めることを特徴とする請求項1から請求項6のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項8】

周期的に運動する被検体を超音波で走査することで1周期以上に亘って取得された、前記被検体の複数の超音波画像データを記憶する記憶手段と、

第1時相に取得された超音波画像データに表わされる組織の関心領域を設定するための関心領域設定手段と、

前記第1時相以外の時相において、各時相に取得された超音波画像データに基づいて前記関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する追跡手段と、

任意の第2時相において前記関心領域の位置の修正を受け付け、前記第2時相以降に取得された超音波画像データに基づいて、前記第2時相以降の時相における前記修正された関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する再追跡手段と、

20

前記第2時相以前の各時相における前記関心領域の位置情報と、前記再追跡手段によって求められた前記第2時相以降の各時相における前記関心領域の位置情報とに基づいて、前記第1時相と前記第2時相とを含む区間における前記関心領域の位置情報を求める位置算出手段と、

前記位置算出手段によって求められた前記関心領域の位置情報に基づいて、前記関心領域に含まれる組織の運動情報を求める演算手段と、

前記運動情報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。

【請求項9】

30

コンピュータに、

周期的に運動する被検体を超音波で走査することで1周期以上に亘って取得された、前記被検体の複数の超音波画像データを受け付け、第1時相に取得された超音波画像データに表わされる組織の関心領域の設定を受け付けて、前記第1時相以外の時相において、各時相に取得された超音波画像データに基づいて前記関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する追跡機能と、

任意の第2時相において前記関心領域の位置の修正を受け付け、前記第2時相以降に取得された超音波画像データに基づいて、前記第2時相以降の時相における前記修正された関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する再追跡機能と、

前記第2時相以前の各時相における前記関心領域の位置情報と、前記再追跡機能によって求められた前記第2時相以降の各時相における前記関心領域の位置情報とに基づいて、前記第1時相と前記第2時相とを含む区間における前記関心領域の位置情報を求める位置算出機能と、

40

前記位置算出機能によって求められた前記関心領域の位置情報に基づいて、前記関心領域に含まれる組織の運動情報を求める演算機能と、

前記運動情報を表示装置に表示させる表示制御機能と、

を有す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】

50

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求め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求め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】

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】

1例として特許文献1や特許文献2によれば、2次元の超音波画像や3次元の超音波画像を対象として、局所的なパターンマッチング処理を用いた追跡を行いながら、心筋の変位や歪などの局所の壁運動情報を計算する技術（以下、スペックルトラッキング（Speckle Tracking）：「ST」と称する）が実用化されている。

10

【0004】

ST法では、一般的に拡張末期（最初のR波が検出される時相）や収縮末期にて、心筋の内膜の輪郭と外膜の輪郭とを初期追跡位置として与える。そして、残りの時相では、局所的なパターンマッチング処理により得られる移動ベクトル情報を用いて初期追跡位置を自動的に追跡することで、必要な全時相での内膜の輪郭と外膜の輪郭とを追跡する。

【0005】

【特許文献1】特開2003-175041号公報

20

【特許文献2】特開2003-250804号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、従来技術に係る方法には、1心拍内で追跡ミスが発生する問題（問題1）があり、また、複数心拍に亘って追跡する場合には追跡精度が劣化する問題（問題2）がある。

【0007】

問題1については、1心拍内で壁運動速度が最も速い時相T0（健常例の拡張早期E'や拡張障害例の心房収縮期A'）を経過した後の時相T1で、輪郭の追跡が外れやすい。この場合、時相T1で輪郭の修正を行って、その時相から再度追跡を開始しても、時相T0を逆方向に追跡する際に結局、追跡が外れてしまう。

30

【0008】

この問題1について図11を参照して説明する。図11は、壁運動速度と、歪み（変位）とを示すグラフである。図11において、横軸は時間を表している。波形パターン500は、健常例の壁運動速度を示し、波形パターン540は、拡張障害例の壁運動速度を示している。健常例の時相E'で追跡が外れない場合は、歪み（変位）は、健常の波形パターン510として正しく評価される。一方で、健常例では時相E'での壁運動速度が1心拍内で最も速いため、順行の追跡が外れると、その後の時相A'での動きに伴って、追跡位置が元に戻り、歪み（変位）は波形パターン520になる。この場合、虚血性心疾患などで拡張障害が生じている波形パターン550と区別がつかなくなってしまう。

40

【0009】

そこで、この場合に、時相T1で初期追跡位置を再度、設定し、時間的に両方向に追跡を行う場合を考えてみる。しかしながら、順行時の推定移動ベクトルに誤差が生じて順行追跡が外れているため、時相T0を通過して逆行追跡をする際にも推定移動ベクトルは同様に誤差が生じてしまう。その結果、逆行追跡が外れることにより、順行時のピーク追跡位置まで到達できず、波形パターン530に示すように波形のピーク値は減少してしまう。この場合は、虚血性心疾患などで収縮障害が生じている波形パターンと区別がつかなくなってしまう。いずれにしても健常のパターンを正しく評価することができない。

【0010】

50

この問題を解決するために、時相 T 1 で外れた追跡位置を手動で修正する場合、時相 T 1 から心房収縮期の終わり（次の R 波が検出される時相）までの全区間に亘って、手動で追跡位置を修正する必要があるため、修正の手間を要して簡便ではない。

【 0 0 1 1 】

問題 2 については、一般的に長時間追跡すると誤差が蓄積され、追跡が外れ易くなる。また、データ取得時に呼吸などの体動や超音波プローブの動きが生ずると、ドリフト成分も蓄積され、周期性を用いた処理の仮定（1 心拍後に同じ位置に戻る）が徐々に外れ、追跡精度が劣化してしまう。

【 0 0 1 2 】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、関心領域を追跡する処理において、追跡位置が外れた場合であっても、簡便な操作によって追跡位置を修正することで、関心領域に含まれる組織の運動をより正確に評価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】

【 0 0 1 3 】

請求項 1 に記載の発明は、周期的に運動する被検体を超音波で走査することで、1 周期以上に亘って前記被検体の複数の超音波画像データを取得する画像取得手段と、第 1 時相に取得された超音波画像データに表わされる組織の関心領域を設定するための関心領域設定手段と、前記第 1 時相以外の時相において、各時相に取得された超音波画像データに基づいて前記関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する追跡手段と、任意の第 2 時相において前記関心領域の位置の修正を受け付け、前記第 2 時相以降に取得された超音波画像データに基づいて、前記第 2 時相以降の時相における前記修正された関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する再追跡手段と、前記第 2 時相以前の各時相における前記関心領域の位置情報と、前記再追跡手段によって求められた前記第 2 時相以降の各時相における前記関心領域の位置情報とに基づいて、前記第 1 時相と前記第 2 時相とを含む区間における前記関心領域の位置情報を求める位置算出手段と、前記位置算出手段によって求められた前記関心領域の位置情報に基づいて、前記関心領域に含まれる組織の運動情報を求める演算手段と、前記運動情報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。

請求項 8 に記載の発明は、周期的に運動する被検体を超音波で走査することで 1 周期以上に亘って取得された、前記被検体の複数の超音波画像データを記憶する記憶手段と、第 1 時相に取得された超音波画像データに表わされる組織の関心領域を設定するための関心領域設定手段と、前記第 1 時相以外の時相において、各時相に取得された超音波画像データに基づいて前記関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する追跡手段と、任意の第 2 時相において前記関心領域の位置の修正を受け付け、前記第 2 時相以降に取得された超音波画像データに基づいて、前記第 2 時相以降の時相における前記修正された関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する再追跡手段と、前記第 2 時相以前の各時相における前記関心領域の位置情報と、前記再追跡手段によって求められた前記第 2 時相以降の各時相における前記関心領域の位置情報とに基づいて、前記第 1 時相と前記第 2 時相とを含む区間における前記関心領域の位置情報を求める位置算出手段と、前記位置算出手段によって求められた前記関心領域の位置情報に基づいて、前記関心領域に含まれる組織の運動情報を求める演算手段と、前記運動情報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。

請求項 9 に記載の発明は、コンピュータに、周期的に運動する被検体を超音波で走査することで 1 周期以上に亘って取得された、前記被検体の複数の超音波画像データを受け付け、第 1 時相に取得された超音波画像データに表わされる組織の関心領域の設定を受け付けて、前記第 1 時相以外の時相において、各時相に取得された超音波画像データに基づいて前記関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する追跡機能と、任意の第 2 時相において前記関心領域の位置の修正を受け付け、前記第 2 時相以降に取得された超音波画像データに基づいて、前記第 2 時相以降の時相における前記修正された関心領域に該当する位置

10

20

30

40

50

を時相ごとに追跡する再追跡機能と、前記第 2 時相以前の各時相における前記関心領域の位置情報と、前記再追跡機能によって求められた前記第 2 時相以降の各時相における前記関心領域の位置情報とに基づいて、前記第 1 時相と前記第 2 時相とを含む区間における前記関心領域の位置情報を求める位置算出機能と、前記位置算出機能によって求められた前記関心領域の位置情報に基づいて、前記関心領域に含まれる組織の運動情報を求める演算機能と、前記運動情報を表示装置に表示させる表示制御機能と、を有す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】

【0014】

この発明によると、第 2 時相以降の時相における修正された関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡し、その関心領域の位置情報と、第 2 時相以前の各時相における関心領域の位置情報とに基づいて、第 1 時相と第 2 時相とを含む区間における関心領域の位置情報を求めることで、追跡手段による追跡が外れた場合であっても、第 2 時相における簡便な修正を行うのみで、上記区間における関心領域の位置をより正確に得ることが可能となる。このように、この発明によると、関心領域の追跡位置が外れた場合であっても、簡便な操作によって追跡位置を修正して、関心領域に含まれる組織の運動をより正確に評価することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

[第 1 の実施の形態]

20

この発明の第 1 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】

第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、画像生成部 5、記憶部 6、表示制御部 7、ユーザインターフェース (UI) 8、制御部 9、画像処理部 10、及び演算部 20 を備えている。また、記憶部 6、表示制御部 7、ユーザインターフェース (UI) 8、画像処理部 10、及び演算部 20 によって、超音波画像処理装置を構成する。

【0017】

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。

30

【0018】

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。

【0019】

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経路 (チャンネル) の数分のパルサを有し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生して、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。

40

【0020】

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

50

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。

【0021】

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。

【0022】

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、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。

10

【0023】

画像生成部 5 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 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) 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。

20

【0024】

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 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、組織を立体的に表わす 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、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 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。

【0025】

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。

30

【0026】

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、心臓を表す断層像データを心時相ごとに取得する。例えば、超音波診断装置 1 は、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 (動画データ) 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。

40

【0027】

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 8 1 に表示させる。例えば、操作者が操作部 8 2 を用いて任意の心時相を指定すると、指定された時相を示す情報がユーザインターフェース (UI) 8 から表示制御部 7 に出力される。表示制御部 7 は、指定された心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 8 1 に表示させる。

【0028】

50

## (画像処理部 10)

画像処理部 10 は、輪郭追跡部 11、再追跡部 12、位置算出部 13、及びマーカ生成部 14 を備えている。画像処理部 10 は、心臓を表す断層像上にて指定された特定組織の輪郭（関心領域）を初期輪郭として設定し、取得された心時相が異なる 2 つの断層像をパターンマッチングすることによって、各心時相における輪郭の位置を求める。

## 【0029】

ここで、上記初期輪郭（関心領域）の指定方法について説明する。この実施形態では、特定組織としての心臓の内膜と外膜の輪郭を指定する場合について説明する。まず、操作者が操作部 82 を用いて任意の心時相を指定する。表示制御部 7 は、操作者によって指定された心時相に取得された断層像データを記憶部 6 から読み込み、その断層像データに基づき断層像を表示部 81 に表示させる。この実施形態では、心臓の断層像データを取得しているため、心臓の断層像が表示部 81 に表示される。例えば、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによって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）を走査することで、長軸断面における断層像データ（以下、「長軸像データ」と称する場合がある）を取得する。そして、表示制御部 7 は、操作者によって指定された心時相に取得された長軸像データに基づき長軸像を表示部 81 に表示させる。

10

## 【0030】

例えば、拡張末期又は収縮末期が操作者によって指定されると、表示制御部 7 は、拡張末期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き断層像を表示部 81 に表示させる。断層像データには、その断層像データが取得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、表示制御部 7 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断層像データに基づき断層像を表示部 81 に表示させる。

20

## 【0031】

そして、操作者は操作部 82 を用いて、断層像に表されている内膜の 2 次元的な輪郭をなぞることで、断層像上において内膜の 2 次元的な輪郭を指定する。このように内膜の 2 次元的な輪郭が指定されると、内膜の 2 次元的な輪郭の位置を示す座標情報が、ユーザインターフェース（UI）8 から制御部 9 を介して画像処理部 10 に出力される。

## 【0032】

さらに、操作者は操作部 82 を用いて、断層像に表されている外膜の 2 次元的な輪郭をなぞることで、断層像上において外膜の 2 次元的な輪郭を指定する。このように外膜の 2 次元的な輪郭が指定されると、外膜の 2 次元的な輪郭の位置を示す座標情報が、ユーザインターフェース（UI）8 から制御部 9 を介して画像処理部 10 に出力される。

30

## 【0033】

## (輪郭追跡部 11)

画像処理部 10 においては、輪郭追跡部 11 が、内膜の輪郭の座標情報と外膜の輪郭の座標情報とをユーザインターフェース（UI）8 から受け付ける。ここで指定された内膜と外膜の 2 次元的な輪郭が、輪郭追跡部 11 において内膜と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内膜と外膜の 2 次元的な輪郭が初期輪郭に設定される。

40

## 【0034】

以上のように、操作者によって任意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）が指定されると、輪郭追跡部 11 は、取得された時間が異なる 2 つの断層像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（ST 処理）。このパターンマッチングによって、輪郭追跡部 11 は、各心時相で取得された断層像データごとに、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 11 は、内膜の 2 次元的な輪郭上の各点の位置を、各心時相で生成された断層像データごとに求める。このように、輪郭追跡部 11 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。

50

## 【 0 0 3 5 】

例えば、輪郭追跡部 1 1 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 1 1 は、時間的に連続する 2 つの断層像を対象として、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とにより、内膜の輪郭を構成する各点の移動ベクトルを求める。具体的には、輪郭追跡部 1 1 は、断層像 A と断層像 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 1 1 は、2 つの断層像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、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。

10

## 【 0 0 3 6 】

さらに輪郭追跡部 1 1 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 から読み込む。そして、輪郭追跡部 1 1 は、時間的に連続する 2 つの断層像（断層像 B と断層像 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、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。

20

## 【 0 0 3 7 】

以上のようにして、輪郭追跡部 1 1 は、スペックルパターンを用いたパターンマッチング（ST 処理）によって、内膜の輪郭を構成する各点の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る。これにより、輪郭追跡部 1 1 は、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 1 1 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。

30

## 【 0 0 3 8 】

また、外膜の 2 次元的な輪郭（外膜の初期輪郭）が設定されると、輪郭追跡部 1 1 は、内膜の追跡と同様に、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 1 1 は、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。このように、輪郭追跡部 1 1 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。

## 【 0 0 3 9 】

なお、輪郭追跡部 1 1 は、指定され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、外膜の 2 次元的な輪郭と定義しても良い。例えば、輪郭追跡部 1 1 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。ここで定義された外膜の 2 次元的な輪郭が、追跡対象となる外膜の初期輪郭として輪郭追跡部 1 1 に設定される。そして、輪郭追跡部 1 1 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。

40

## 【 0 0 4 0 】

そして、輪郭追跡部 1 1 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を、位置算出部 1 3 とマーカー生成部 1 4 と演算部 2 0 とに出力する。なお、輪郭追跡部 1 1 が、この発明の「追跡手段」の 1 例に相当する。

## 【 0 0 4 1 】

50

(演算部 20)

演算部 20 は、運動情報算出部 21 と色決定部 22 とを備えている。

【0042】

(運動情報算出部 21)

運動情報算出部 21 は、各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画像処理部 10 から受けて、心筋の壁運動情報を求める。1 例として、運動情報算出部 21 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壁厚変化率 (Transversal Strain [%]) を求める。ここで、壁厚変化率は、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。さらに、運動情報算出部 21 は、壁厚変化率の時間微分を表す歪み率 (Transversal Strain Rate [1/s]) を求めても良い。

10

【0043】

例えば、運動情報算出部 21 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 21 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 21 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壁厚変化率を求める。また、運動情報算出部 21 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変化率を求める。すなわち、運動情報算出部 21 は、心臓の内膜と外膜とにおいて、複数箇所の壁厚変化率を求める。このように、運動情報算出部 21 は、心筋の各箇所における壁厚変化率を心時相ごとに求める。また、運動情報算出部 21 は、各心時相における各箇所の壁厚変化率を時間微分することで、歪み率を心時相ごとに求めても良い。

20

【0044】

(色決定部 22)

色決定部 22 は、運動情報算出部 21 によって求められた各箇所における壁運動情報の大きさに対応する色を決定し、そ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、壁厚変化率の大きさに割り当てる色を予め決めておく。そして、壁厚変化率の大きさと、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、壁厚変化率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 22 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壁厚変化率の大きさに対応する色を決定する。そして、色決定部 22 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 7 に出力する。

30

【0045】

(マーカ生成部 14)

画像処理部 10 のマーカ生成部 14 は、操作者によって指定された内膜の 2 次元的な輪郭の座標情報に基づいて、内膜の輪郭の形状を表す内膜マーカを生成する。同様に、マーカ生成部 14 は、操作者によって指定された外膜の 2 次元的な輪郭の座標情報に基づいて、外膜の輪郭の形状を表す外膜マーカを生成する。そして、マーカ生成部 14 は、内膜マーカの位置を示す座標情報と、外膜マーカの位置を示す座標情報とを表示制御部 7 に出力する。表示制御部 7 は、初期輪郭が指定さ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、各マーカの座標情報に基づいて断層像上における各マーカの表示位置を特定して、内膜マーカと外膜マーカとを断層像に重ねて表示部 81 に表示させる。

40

【0046】

また、マーカ生成部 14 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輪郭追跡部 11 から受けると、各心時相における内膜の輪郭の形状を表す内膜マーカを生成する。同様に、マーカ生成部 14 は、各心時相における外膜の 2 次元的な輪郭を構成する各点の座標情報を輪郭追跡部 11 から受けると、各心時相における外膜の輪郭の形状を表す外膜マーカを生成する。マーカ生成部 14 は、各心時相における内膜マーカの座標情報と外膜マーカの座標情報とを表示制御部 7 に出力する。表示制御部 7 は、各

50

心時相に取得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マーカの座標情報に基づいて断層像上における内膜マーカの表示位置を特定し、各心時相における内膜マーカを各心時相における断層像に重ねて、順次、表示部 8 1 に表示させる。同様に、表示制御部 7 は、各心時相における外膜マーカの座標情報に基づいて断層像上における外膜マーカの表示位置を特定し、各心時相における外膜マーカを各心時相における断層像に重ねて、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、断層像とマーカとを更新して表示部 8 1 に表示させる。

#### 【 0 0 4 7 】

さらに、表示制御部 7 は、各心時相における心筋の各箇所座標情報と、各箇所に割り当てられた色を示す情報とを色決定部 2 2 から受ける。そして、表示制御部 7 は、各心時相の断層像上において、心筋の各箇所に、色決定部 2 2 によって決定された色を割り当てて表示部 8 1 に表示させる。例えば、表示制御部 7 は、内膜マーカと外膜マーカとの間の領域の各箇所に、色決定部 2 2 によって決定された色を割り当てて表示部 8 1 に表示させる。このとき、表示制御部 7 は、各箇所を中心として所定の幅を持った範囲に、各箇所に対して決定された色を割り当てて表示部 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、内膜の輪郭を表す内膜マーカ、外膜の輪郭を表す外膜マーカ、及び壁運動情報を、心時相ごとに順次更新して表示部 8 1 に表示させる。

#### 【 0 0 4 8 】

##### (再追跡部 1 2)

再追跡部 1 2 は、任意の心時相にて修正された輪郭の位置を示す座標情報を受け付けて、その修正された輪郭を初期輪郭として、その任意の心時相以降の断層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 ( S T 処理 ) を行うことで、その任意の心時相以降の各心時相における輪郭の位置を求める。

#### 【 0 0 4 9 】

まず、操作者が操作部 8 2 を用いて修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、修正の指示を画像処理部 1 0 に与える。そして、操作者が操作部 8 2 を用いて、内膜又は外膜の輪郭位置を修正する任意の心時相を指定する。表示制御部 7 は、指定された心時相に取得された断層像データに基づく断層像を表示部 8 1 に表示させる。

#### 【 0 0 5 0 】

例えば内膜の輪郭位置を修正する場合、操作者は操作部 8 2 を用いて、断層像に表わされている内膜を参照して、新たな内膜の 2 次元的な輪郭を指定する。1 例として、操作者は、断層像に表わされている内膜の輪郭位置と、輪郭追跡部 1 1 による S T 処理によって求められた輪郭位置とを見比べて、追跡位置が外れたか合致しているかを判断する。輪郭追跡部 1 1 による S T 処理によって求められた内膜の輪郭位置は、内膜マーカによって断層像上に表わされているため、内膜マーカの位置と、断層像に表わされている内膜の輪郭位置とを見比べることで、修正の有無を判断すれば良い。外膜についても、外膜マーカの位置と、断層像に表わされている外膜の輪郭位置とを見比べることで、修正の有無を判断する。

#### 【 0 0 5 1 】

そして、操作者は操作部 8 2 を用いて、断層像に表わされた内膜の輪郭に基づいて、輪郭追跡部 1 1 による S T 処理によって求められた内膜の輪郭位置を、期待される位置に修正する。例えば、操作者は操作部 8 2 を用いて、内膜の新たな輪郭位置を指定する。このように、内膜の新たな輪郭位置が指定されると、新たな輪郭位置を示す座標情報が、ユーザインターフェース ( U I ) 8 から制御部 9 を介して画像処理部 1 0 に出力される。そして、再追跡部 1 2 は、内膜の新たな輪郭を初期輪郭に設定して、操作者によって指定された心時相以降の断層像を対象として S T 処理を行うことで、その心時相以降における内膜の輪郭位置を求める。外膜の輪郭位置を修正する場合も、操作者は操作部 8 2 を用いて、外膜の新たな輪郭位置を指定する。そして、再追跡部 1 2 は、外膜の新たな輪郭を初期輪

10

20

30

40

50

郭に設定して、操作者によって指定された心時相以降における外膜の輪郭位置を求める。そして、再追跡部 1 2 は、操作者によって指定された心時相以降の各心時相における輪郭の座標情報を位置算出部 1 3 に出力する。なお、再追跡部 1 2 が、この発明の「再追跡手段」の 1 例に相当する。

【 0 0 5 2 】

一方、操作者によって再追跡の指示が与えられると、操作者によって指定された心時相以前の各心時相における輪郭の座標情報が、輪郭追跡部 1 1 から位置算出部 1 3 に出力され、位置算出部 1 3 にてその座標情報が保持される。具体的には、輪郭追跡部 1 1 は、操作者によって指定された心時相以前の各心時相における内膜の輪郭位置を示す座標情報と、外膜の輪郭位置を示す座標情報とを位置算出部 1 3 に出力し、位置算出部 1 3 は、各心時相における内膜の輪郭位置と外膜の輪郭位置とを保持する。

10

【 0 0 5 3 】

(位置算出部 1 3 )

位置算出部 1 3 は、操作者によって指定された心時相以前の各心時相における輪郭の座標情報を保持する。さらに、位置算出部 1 3 は、再追跡部 1 2 によって再追跡された輪郭の座標情報を再追跡部 1 2 から受けて、操作者によって修正が指定された心時相以前の輪郭の座標情報と、再追跡された輪郭の座標情報とに基づいて、全時相における輪郭の位置を求める。このとき、位置算出部 1 3 は、修正が指定された心時相において、時間方向に輪郭位置を平滑化することで、指定された心時相近傍において輪郭をなめらかに連結させることが好ましい。なお、位置算出部 1 3 が、この発明の「位置算出手段」の 1 例に相当する。

20

【 0 0 5 4 】

1 例として、1 心拍 ( 時相  $T_0$  から時相  $T_{end}$  ) を対象として ST 処理を実施して輪郭位置を追跡し、拡張期の時相  $E'$  ( 時相  $T_1$  ) で輪郭位置の追跡が外れた場合について説明する。

【 0 0 5 5 】

(ステップ S 0 1 )

まず、操作者は操作部 8 2 を用いて、所望の 1 心拍 ( 時相  $T_0$  から時相  $T_{end}$  ) を指定する。所望の 1 心拍が指定されると、時相  $T_0$  から時相  $T_{end}$  を示す情報がユーザインターフェース ( UI ) 8 から画像処理部 1 0 と表示制御部 7 とに出力される。

30

【 0 0 5 6 】

(ステップ S 0 2 )

操作者は操作部 8 2 を用いて、初期時相にて初期輪郭の位置を指定する。具体的には、表示制御部 7 は、初期時相における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 8 1 に表示させる。例えば、操作者が操作部 8 2 を用いて時相  $T_0$  を初期時相として指定した場合、表示制御部 7 は、時相  $T_0$  における断層像を表示部 8 1 に表示させる。そして、上述したように、操作者は操作部 8 2 を用いて、断層像上において、内膜の初期輪郭の位置と外膜の初期輪郭の位置とを指定する。

【 0 0 5 7 】

(ステップ S 0 3 )

輪郭追跡部 1 1 は、操作者によって指定された初期輪郭を追跡対象に設定し、1 心拍内 ( 時相  $T_0$  から時相  $T_{end}$  の間 ) に取得された断層像データを対象として ST 処理を行うことで、時相  $T_0$  から時相  $T_{end}$  の間の各心時相における内膜の輪郭位置と外膜の輪郭位置とを求める。

40

【 0 0 5 8 】

そして、表示制御部 7 は、各心時相における断層像に内膜マーカと外膜マーカとを重ねて、心時相の順番に表示部 8 1 に表示させる。操作者は、各心時相の断層像に表わされた内膜の輪郭と、内膜マーカの位置とを見比べて、輪郭位置の修正の有無を判断する。外膜についても、操作者は、各心時相の断層像に表わされた外膜の輪郭と、外膜マーカの位置とを見比べて、輪郭位置の修正の有無を判断する。

50

## 【 0 0 5 9 】

(ステップ S 0 4)

例えば拡張期の時相 E' (時相 T 1) において、S T 処理による内膜の輪郭位置が追跡から外れた場合、時相 T 1 において S T 処理による内膜の輪郭位置を修正する。操作者が操作部 8 2 を用いて、時相 T 1 を指定すると、表示制御部 7 は、時相 T 1 における断層像を表示部 8 1 に表示させる。操作者は、時相 T 1 における断層像に表わされた内膜と、S T 処理による内膜の輪郭 (内膜マーカ) とを見比べて、S T 処理による内膜の輪郭位置を修正する。すなわち、操作者は操作部 8 2 を用いて、内膜の新たな輪郭位置を指定する。このように操作者によって内膜の新たな輪郭位置が指定されると、その新たな輪郭位置を示す座標情報が、ユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 を介して再追跡部 1 2 10

## 【 0 0 6 0 】

(ステップ S 0 5)

再追跡部 1 2 は、新たに指定された内膜の輪郭を初期輪郭として、時相 T 1 から最後の時相 T e n d までの間に取得された各断層像データを対象として S T 処理を行うことで、時相 T 1 から時相 T e n d までの各心時相における内膜の輪郭位置 P 1 を求める。これにより、時相 T 1 から時相 T e n d において、内膜の輪郭位置が更新される。そして、再追跡部 1 2 は、時相 T 1 から時相 T e n d までの各心時相における内膜の輪郭位置 P 1 の座標情報を位置算出部 1 3 に出力する。 20

## 【 0 0 6 1 】

一方、操作者によって再追跡の指示が与えられると、操作者によって指定された心時相以前の各心時相における輪郭の座標情報が、輪郭追跡部 1 1 から位置算出部 1 3 に出力され、位置算出部 1 3 にてその座標情報が保持される。第 1 実施形態では、時相 T 0 から時相 T 1 までの間における各心時相の内膜の輪郭位置 P 0 を示す座標情報が、位置算出部 1 3 にて保持される。

## 【 0 0 6 2 】

(ステップ S 0 6)

そして、位置算出部 1 3 は、時相 T 0 から時相 T 1 までの間における各心時相の内膜の輪郭位置 P 0 と、時相 T 1 から時相 T e n d までの間における各心時相の内膜の輪郭位置 P 1 とを、時相 T 1 にて繋げることで、1 心拍分の内膜の輪郭位置を求める。さらに、位置算出部 1 3 は、時相 T 1 において、時間方向に輪郭位置 P 0 と輪郭位置 P 1 とを平滑化することで、輪郭位置 P 0 と輪郭位置 P 1 とを滑らかに連結させる。 30

## 【 0 0 6 3 】

そして、位置算出部 1 3 は、時相 T 0 から時相 T e n d までの全時相における輪郭の座標情報を、マーカ生成部 1 4 と演算部 2 0 とに出力する。上述したように、マーカ生成部 1 4 は、各心時相における輪郭の座標情報に基づいて、各心時相における輪郭のマーカを生成する。また、演算部 2 0 の運動情報算出部 2 1 は、各心時相における輪郭の座標情報に基づいて、各心時相における壁運動情報を求める。そして、表示制御部 7 は、順次、断層像とマーカと壁運動情報とを更新して表示部 8 1 に表示させる。 40

## 【 0 0 6 4 】

以上の処理により、操作者は、追跡が外れた 1 時相 (時相 T 1) のみで修正作業を行い、その後、再追跡処理を実行するだけで、時相 T 1 から時相 T e n d までの全区間において、より正確な追跡位置を自動的かつ簡便に得ることが可能となる。そのことにより、輪郭位置の追跡が外れた場合であっても、簡便な作業によって、より正確な壁運動情報を得ることが可能となる。

## 【 0 0 6 5 】

また、この実施形態においては、ステップ S 0 5 の処理に特徴がある。すなわち、最も速度が速い拡張期以前の時相 T 0 から時相 T 1 直前までは、追跡位置は外れ難いため、時相 T 1 直前までは追跡位置は正確であると考えられる。そして、時相 T 1 で追跡が外れた 50

場合であっても、操作者がその位置で目視的に位置を修正した後は、時相 T 1 での位置も正確になっている。この時点で時相 T 0 から時相 T 1 までの区間の輪郭位置 P 0 は、正確であるため、ステップ S 0 5 に示すように、輪郭位置 P 0 を位置算出部 1 3 に保持しておく。一方、時相 T 1 から時相 T e n d までの輪郭位置はすべて修正されるべきであるが、時相 T 1 において修正後の輪郭位置を初期輪郭として時相 T e n d まで S T 処理を実行すれば、時相 T 1 から時相 T e n d までにおいて、より正確な追跡位置が自動的に得られる。

#### 【 0 0 6 6 】

また、ステップ S 0 6 に示すように、位置算出部 1 3 による平滑化処理を行うことが好ましい。S T 処理においては生体の慣性を想定して、時間的に急峻すぎる位置の変化を除外するように、時間方向の平滑化処理を行うことが一般的である。従って、時相 T 0 から時相 T 1 直前までは、輪郭位置の変化は S T 処理によって比較的滑らかである。また、時相 T 1 から時相 T e n d までは、輪郭位置の変化は S T 処理によって比較的滑らかになっている。しかし、時相 T 1 直前と時相 T 1 との間には、修正に伴う輪郭位置のギャップが生じている。そこで、このギャップを軽減するために、輪郭位置 P 0 と輪郭位置 P 1 とを繋げる時相 T 1 近傍にて、時間方向の平滑化処理を行うことが好ましい。これにより、時相 T 1 近傍において、輪郭の段差を抑制して、輪郭を滑らかに連結することが可能となる。

10

#### 【 0 0 6 7 】

第 1 実施形態の具体例について図 2 から図 5 を参照して説明する。図 2 から図 5 は、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、壁運動情報とを示す図である。

20

#### 【 0 0 6 8 】

まず、上述したステップ S 0 1 からステップ S 0 3 までの処理を実施する。図 2 には、ステップ S 0 3 までの処理結果を示す。1 例として、表示制御部 7 は、長軸像 1 0 0 を表示部 8 1 に表示させ、さらに、内膜マーカ 1 1 0 と外膜マーカ 1 2 0 とを長軸像 1 0 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させる。図 2 に示す長軸像 1 0 0 は、時相 E ' に取得された断層像であり、心臓の長軸像に沿った断面における画像である。また、表示制御部 7 は、運動情報算出部 2 1 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。1 例として、表示制御部 7 は、心筋の領域 A における壁厚変化率の時間変化を表すグラフ 2 0 1 を表示部 8 1 に表示させる。同様に、表示制御部 7 は、心筋の領域 B における壁厚変化率を表すグラフ 2 0 2、領域 C における壁厚変化率を表すグラフ 2 0 3、領域 D における壁厚変化率を表すグラフ 2 0 4、領域 E における壁厚変化率を表すグラフ 2 0 5、及び、領域 F における壁厚変化率を表すグラフ 2 0 6 を表示部 8 1 に表示させる。グラフ 2 0 1 ~ 2 0 6 において、横軸は時相を示し、縦軸は壁厚変化率 [% ] を示している。図 2 に示す例では、矢印 X と矢印 2 0 1 A とで示すように、時相 E ' 以降の前壁弁輪部位で輪郭位置の追跡が外れている。また、表示制御部 7 は、各心時相における心筋の各箇所座標情報と、各箇所に割り当てられた色を示す情報とを色決定部 2 2 から受けると、断層像 1 0 0 に表わされた内膜と外膜との間の範囲の各箇所に、各箇所に対して決定された色を割り当てて表示部 8 1 に表示させる。例えば、表示制御部 7 は、内膜マーカ 1 1 0 と外膜マーカ 1 2 0 との間の各箇所に、壁厚変化率の大きさに対応する色を割り当てて、断層像 1 0 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させる。

30

40

#### 【 0 0 6 9 】

そして、操作者は時相 E ' における長軸像 1 0 0 を参照して、操作部 8 2 を用いて、S T 処理によって得られた輪郭位置を修正する。例えば、長軸像 1 0 0 に表わされた内膜の輪郭位置と、内膜マーカ 1 1 0 の位置とを見比べて、S T 処理によって得られた輪郭位置を修正する。外膜についても、長軸像 1 0 0 に表わされた外膜の輪郭位置と、外膜マーカ 1 2 0 の位置とを見比べて、S T 処理によって得られた輪郭位置を修正する。例えば図 3 に示すように、操作者は操作部 8 2 を用いて、矢印 X で示す前壁弁輪部位における内膜の輪郭位置を修正する。修正された内膜の輪郭位置を示す座標情報は、ユーザインターフェ

50

ース (UI) 8 から画像処理部 10 と演算部 20 とに出力される。

【0070】

マーカ生成部 14 は、操作者によって指定された内膜の 2 次元的な輪郭の座標情報に基づいて、内膜の輪郭の形状を表す内膜マーカを生成する。そして、図 3 に示すように、表示制御部 7 は、修正された内膜の輪郭を表す内膜マーカ 110A を長軸像 100 に重ねて表示部 81 に表示させる。

【0071】

また、運動情報算出部 21 は、操作者によって指定された内膜の 2 次元的な輪郭の座標情報に基づいて、壁運動情報を新たに求める。1 例として、表示制御部 7 は、壁厚変化率を表す新たなグラフ 211 を表示部 81 に表示させる。輪郭の修正に伴って、時相 E' 近傍 (矢印 211A で示す部分) において壁厚変化率の値が変化している。このように、輪郭の修正に伴って、グラフの値も修正されている。

【0072】

そして、再追跡部 12 は、時相 E' において指定された輪郭を初期輪郭に設定して、時相 E' 以降の断層像を対象として ST 処理を行うことで、時相 E' 以降の各心時相における輪郭の位置を新たに求める。そして、位置算出部 13 は、時相 E' 以前の各心時相における輪郭位置と、時相 E' 以降の各心時相における輪郭位置とを連結することで、全区間における輪郭位置を得る。また、マーカ生成部 14 は、各心時相における輪郭の座標情報に基づいて、各心時相における内膜マーカと外膜マーカとを生成する。演算部 20 の運動情報算出部 21 は、各心時相における輪郭の座標情報に基づいて、各心時相における運動情報を求める。そして、表示制御部 7 は、各心時相における断層像に、新たに求められたマーカを重ねて表示部 81 に表示させ、さらに、新たに求められた壁運動情報を表示部 81 に表示させる。

【0073】

再追跡処理の結果を図 4 に示す。図 4 に示すように、表示制御部 7 は、新たに求められた内膜マーカ 130 と外膜マーカ 140 とを長軸像 100 に重ねて表示部 81 に表示させる。また、表示制御部 7 は、壁厚変化率を表す新たなグラフ 221 を表示部 81 に表示させる。これにより、時相 E' 以降 (矢印 221A で示す部分) でも、ST 処理によって輪郭位置が正しく更新されている。また、平滑化処理によって、時相 E' (図中の 631.6 [ms]) においても、波形が滑らかに連結されている。

【0074】

また、図 5 に、壁厚変化率の時間微分を表すグラフ 231 ~ 236 を示す。グラフ 231 は、領域 A における壁厚変化率の時間微分を表すグラフである。グラフ 231 に示すように、時相 E' (矢印 231A で示す部分) において、波形に段差が見られない。このことから、時相 E' において輪郭位置が滑らかに連結されていることが分かる。

【0075】

この第 1 実施形態では、1 心周期内 (時相 T0 から時相 T<sub>end</sub>) で輪郭位置の追跡が外れる心時相を 1 つの心時相 (時相 T1) のみと仮定して説明したが、複数の心時相で追跡が外れた場合であっても、第 1 実施形態に係る処理を適用することで輪郭位置の追跡を修正することが可能である。この場合、再追跡処理後に、更に時間が経過した心時相 T1' で輪郭位置の追跡が外れた場合には、その心時相 T1' から再追跡処理を行えば良い。この再追跡処理を心時相 T<sub>end</sub> まで繰り返すことで、複数の心時相で輪郭位置の追跡が外れるような場合であっても、1 心周期内の全時相でより正確な追跡結果が得られる。

【0076】

なお、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。また、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。ユーザインターフェース (UI) 8

10

20

30

40

50

と制御部 9 とによって、この発明の「関心領域設定手段」の 1 例を構成する。

【 0 0 7 7 】

画像処理部 1 0 は、図示しない CPU と、ROM、RAM、HDD などの図示しない記憶部とを備えている。記憶部には、画像処理部 1 0 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、輪郭追跡部 1 1 の機能を実行するための輪郭追跡プログラム、再追跡部 1 2 の機能を実行するための再追跡プログラム、位置算出部 1 3 の機能を実行するための位置算出プログラム、及び、マーカ生成部 1 4 の機能を実行するためのマーカ生成プログラムが含まれている。そして、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の輪郭と外膜の輪郭とを求める。また、CPU が、再追跡プログラムを実行することにより、任意の心時相以降の各心時相における輪郭の位置を求める。また、CPU が、位置算出プログラムを実行することにより、全時相における輪郭の位置を求める。また、CPU が、マーカ生成プログラムを実行することにより、内膜の輪郭を表す内膜マーカと、外膜の輪郭を表す外膜マーカとを生成する。

10

【 0 0 7 8 】

演算部 2 0 は、図示しない CPU と、ROM、RAM、HDD などの図示しない記憶部とを備えている。記憶部には、演算部 2 0 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。その演算プログラムには、運動情報算出部 2 1 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 2 2 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。そして、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。

20

【 0 0 7 9 】

表示制御部 7 は、図示しない CPU と、ROM、RAM、HDD などの図示しない記憶部とを備えている。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 8 1 に表示させる。

【 0 0 8 0 】

なお、この実施形態に係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。

30

【 0 0 8 1 】

( 超音波画像処理装置 )

また、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、ユーザーインターフェース 8、画像処理部 1 0、及び演算部 2 0 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 ( 動画データ ) 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、内膜などの輪郭位置を追跡して壁運動情報を求める。

【 0 0 8 2 】

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。超音波画像処理装置の画像処理部 1 0 は、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。さらに、画像処理部 1 0 は、修正指示が与えられた心時相以降の各心時相における内膜 ( 外膜 ) の輪郭を再追跡し、全区間における輪郭位置を求める。そして、超音波画像処理装置の演算部 2 0 は、画像処理部 1 0 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、各心時相における壁運動情報を求める。さらに、演算部 2 0 は、壁運動情報の大きさに応じた色を決定する。

40

【 0 0 8 3 】

50

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、簡便な操作によって輪郭位置の追跡のずれを修正して、全区間においてより正確な輪郭位置を求めることが可能となる。

【 0 0 8 4 】

[ 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説明する。上述した第 1 実施形態では、1 心拍内で S T 処理を一旦実施して、ある時相 ( 時相 T 1 ) で輪郭位置の追跡が外れた場合について説明した。第 2 実施形態では、複数の心拍に亘って S T 処理を行う場合について説明する。第 2 実施形態に係る超音波診断装置の構成は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 と同じであるため、第 2 実施形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。

10

【 0 0 8 5 】

( ステップ S 0 1 )

まず、操作者は操作部 8 2 を用いて、複数の心拍 ( 時相 T 0 から時相 T e n d ) を指定する。複数の心拍が指定されると、時相 T 0 から時相 T e n d を示す情報がユーザインターフェイス ( U I ) 8 から画像処理部 1 0 と表示制御部 7 とに出力される。

【 0 0 8 6 】

( ステップ S 0 2 )

そして、操作者が操作部 8 2 を用いて、ある心拍における初期時相にて初期輪郭の位置を指定する。具体的には、表示制御部 7 は、ある心拍の初期時相における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 8 1 に表示させる。例えば、操作者が操作部 8 2 を用いて、最初の心拍における時相 T 0 を初期時相として指定した場合、表示制御部 7 は、最初の心拍の時相 T 0 における断層像を表示部 8 1 に表示させる。そして、操作者は操作部 8 2 を用いて、断層像上において、内膜の初期輪郭の位置と外膜の初期輪郭の位置とを指定する。

20

【 0 0 8 7 】

( ステップ S 0 3 )

輪郭追跡部 1 1 は、操作者によって指定された初期輪郭の位置に基づいて、複数の心拍内 ( 時相 T 0 から時相 T e n d の間 ) に取得された断層像データを対象として S T 処理を行うことで、時相 T 0 から時相 T e n d の間の各心時相における内膜の輪郭位置と外膜の輪郭位置とを求める。

30

【 0 0 8 8 】

そして、表示制御部 7 は、各心時相における断層像に内膜マーカと外膜マーカとを重ねて、心時相の順番に表示部 8 1 に表示させる。第 1 実施形態と同様に、操作者は、各心時相の断層像に表わされた内膜の輪郭と、内膜マーカの位置とを見比べて、輪郭位置の修正の有無を判断する。外膜についても、操作者は、各心時相の断層像に表わされた外膜の輪郭と、外膜マーカの位置とを見比べて、輪郭位置の修正の有無を判断する。

【 0 0 8 9 】

( ステップ S 0 4 )

そして、第 1 実施形態と同様に、時相 T 1 において S T 処理による輪郭位置が追跡から外れた場合、追跡から外れた時相 T 1 における輪郭位置を修正する。

40

【 0 0 9 0 】

( ステップ S 0 5 )

再追跡部 1 2 は、修正された輪郭位置を初期輪郭として、追跡が外れた時相 T 1 から最後の時相 T e n d までに取得された各心時相の断層像データを対象として S T 処理を行うことで、時相 T 1 から時相 T e n d までの各心時相における輪郭位置 P 1 を求める。

【 0 0 9 1 】

( ステップ S 0 6 )

そして、位置算出部 1 3 は、時相 T 0 から時相 T 1 までの間における各心時相の輪郭位置 P 0 と、時相 T 1 から時相 T e n d までの間における各心時相の輪郭位置 P 1 とを、時

50

相 T 1 にて繋げることで、全区間分の輪郭位置を求める。さらに、位置算出部 1 3 は、時相 T 1 において、時間方向に輪郭位置 P 0 と輪郭位置 P 1 とを平滑化することで、輪郭位置 P 0 と輪郭位置 P 1 とを滑らかに連結させる。

【 0 0 9 2 】

この第 2 実施形態に係る動作によると、ある 1 心拍内では追跡が外れることは無かったが、複数の心拍に亘って追跡を行う場合に微小な追跡位置誤差が蓄積されて、別の心拍のある心時相にてついに大きく追跡位置が外れてしまうような場合に、追跡位置が外れる時相を時相 T 1 として再追跡処理を行うことで、より正確な追跡結果を簡便に得ることが可能となる。

【 0 0 9 3 】

また、複数の心拍を対象として S T 処理を行う場合に、複数の心時相、例えば毎心拍での時相 E ' にて追跡が外れた場合であっても、第 1 実施形態に係る処理と同様に、追跡が外れた時相 E ' にて逐次、再追跡処理を行うことで、対象とする複数の心拍におけるすべての心時相において、より正確な追跡結果が得られる。

【 0 0 9 4 】

[ 第 3 の実施の形態 ]

次に、この発明の第 3 実施形態に係る超音波診断装置について、図 6 から図 9 を参照して説明する。図 6 から図 9 は、第 3 実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための模式図である。上述した第 1 実施形態と第 2 実施形態とは、再追跡処理を適用する輪郭の部位を特に限定しないで説明した。第 3 実施形態では、修正が加えられた部分のみを対象として再追跡処理を実施する。これにより、再追跡処理に要する時間を削減することが可能となる。なお、第 3 実施形態に係る超音波診断装置の構成は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 と同じであるため、第 3 実施形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。なお、図 6 から図 9 には、全体の輪郭 3 0 0 が模式的に表わされている。また、図 6 から図 9 には、全体の輪郭位置と、修正が加えられた部分の位置との関係が模式的に表わされている。この関係を表す図においては、横軸が時間（時相）を示し、縦軸が輪郭の位置を示している。

【 0 0 9 5 】

( ステップ S 0 1 からステップ S 0 3 )

上述した第 1 実施形態又は第 2 実施形態と同様に、操作者は操作部 8 2 を用いて、時相 T 0 から時相 T e n d を指定する（ステップ S 0 1）。そして、操作者は操作部 8 2 を用いて、初期時相にて初期輪郭の位置を指定する。例えば、操作者は操作部 8 2 を用いて、時相 T 0 における断層像上において、内膜の初期輪郭の位置と外膜の初期輪郭の位置とを指定する（ステップ S 0 2）。そして、輪郭追跡部 1 1 は、操作者によって指定された初期輪郭の位置に基づいて、時相 T 0 から時相 T e n d の間に取得された断層像データを対象として S T 処理を行うことで、時相 T 0 から時相 T e n d の間の各心時相における内膜の輪郭位置と外膜の輪郭位置とを求める（ステップ S 0 3）。

【 0 0 9 6 】

( ステップ S 0 4 )

そして、表示制御部 7 は、各心時相における断層像と内膜マーカと外膜マーカとを重ねて、心時相の順番に表示部 8 1 に表示させる。時相 T 1 において S T 処理による輪郭位置が追跡から外れた場合、時相 T 1 において S T 処理による輪郭位置を修正する。例えば図 6 に示すように、全体の輪郭 3 0 0 のうち、一部の領域である部分輪郭（ p a t i a l ）を修正する。このように操作者によって輪郭全体の一部の領域が修正されると、修正された部分輪郭の位置を示す位置情報が、ユーザインターフェース（ U I ） 8 から制御部 9 を介して画像処理部 1 0 に出力される。

【 0 0 9 7 】

( ステップ S 0 5 )

再追跡部 1 2 は、部分的に修正された部分輪郭を初期輪郭として、時相 T 1 から最後の時相 T e n d までの間に取得された断層像データを対象として S T 処理を行うことで、時

10

20

30

40

50

相  $T_1$  から時相  $T_{end}$  までの各心時相における部分輪郭の位置を求める。例えば図 6 に示すように、再追跡部 12 は、時相  $T_1$  で修正された輪郭とその近傍領域とを含む部分輪郭位置 ( $P(T_1)$ 、 $partial$ ) のみを対象とし、時相  $T_1$  における部分輪郭位置 ( $P(T_1)$ 、 $partial$ ) を初期輪郭として、その初期輪郭を時相  $T_1$  から最後の時相  $T_{end}$  まで  $ST$  処理により追跡する。これにより、時相  $T_1$  から時相  $T_{end}$  までの各心時相における部分輪郭位置 ( $P_1$ 、 $partial$ ) が更新される。

【0098】

一方、操作者によって再追跡の指示が与えられると、時相  $T_0$  から時相  $T_1$  までの輪郭全体の位置を示す全体輪郭位置 ( $P_0$ 、 $total$ ) の情報と、時相  $T_1$  から時相  $T_{end}$  までの輪郭全体の位置を示す全体輪郭位置 ( $P_1pre$ 、 $total$ ) の情報とが、輪郭追跡部 11 から位置算出部 13 に出力される。そして、位置算出部 13 は、時相  $T_0$  から時相  $T_1$  までの輪郭全体の位置を示す全体輪郭位置 ( $P_0$ 、 $total$ ) と、時相  $T_1$  から時相  $T_{end}$  までの輪郭全体の位置を示す全体輪郭位置 ( $P_1pre$ 、 $total$ ) とを保持する。

10

【0099】

そして、図 7 に示すように、位置算出部 13 は、保持していた全体輪郭位置 ( $P_1pre$ 、 $total$ ) のうち、部分輪郭位置 ( $P_1$ 、 $partial$ ) の部分のみを更新することで、再追跡後の輪郭全体の位置を示す全体輪郭位置 ( $P_1$ 、 $total$ ) を求める。

【0100】

(ステップ S06)

また、図 8 に示すように、位置算出部 13 は、時相  $T_1$  にて、輪郭全体の輪郭位置と、修正箇所近傍との境界部分で空間的な平滑化を行うことで、全体輪郭位置 ( $P_1pre$ 、 $total$ ) と部分輪郭位置 ( $P_1$ 、 $partial'$ ) とを空間的に滑らかに連結させる (図 8 中の「 $spatial\ smooth$ 」)。

20

【0101】

(ステップ S07)

さらに、図 9 に示すように、位置算出部 13 は、時相  $T_1$  にて、時間方向に平滑化を行うことで、時相  $T_0$  から時相  $T_1$  までの部分輪郭位置 ( $P_0$ 、 $partial'$ ) と、部分輪郭位置 ( $P_1$ 、 $partial'$ ) とを滑らかに連結させる。このとき、平滑化の対象となる部分輪郭位置の範囲は、ステップ S06 による空間的な平滑化による広がり を考慮して、ステップ S05 における部分輪郭位置より拡大された部分輪郭位置 ( $partial'$ ) を用いることが好ましい。

30

【0102】

$ST$  処理による追跡処理は、移動ベクトルを推定するのに比較的計算時間を要する。一方で、時間方向への平滑化処理と空間的な平滑化処理は、 $ST$  処理に比べて相対的に高速に実行することが可能である。従って、第 3 実施形態のように、輪郭全体を再追跡せず、修正が加えられた部分のみを再追跡して、その後、平滑化処理を行うことで、再追跡処理の高速化を図ることが可能となる。

【0103】

また、ステップ S06 に示すように、位置算出部 13 による空間的な平滑化処理を行うことが好ましい。 $ST$  処理においては、生体の空間的連続性を想定して、空間的に急峻すぎる輪郭位置の変化を除外するように、空間方向の平滑化処理を行うことが一般的である。従って、輪郭全体の各部位における輪郭位置の変化は、 $ST$  処理により比較的滑らかである。また、部分輪郭内での輪郭位置の変化も、 $ST$  処理によって比較的滑らかである。しかし、輪郭全体から修正によって切り出された部分輪郭では、その境界で輪郭位置のギャップが生じている。そこで、この空間的なギャップを軽減するために、輪郭全体と部分輪郭とを繋げる部分にて、空間方向に平滑化処理を行うことが好ましい。

40

【0104】

[第 4 の実施の形態]

次に、この発明の第 4 実施形態に係る超音波診断装置について、図 10 を参照して説明

50

する。図10は、第3実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための画像を示す図である。上述した実施形態では、心臓の2次元な動画データを対象としているが、この発明に係る超音波診断装置は、3次元的に得られるボリュームの動画データを対象とすることも可能である。すなわち、第4実施形態に係る超音波診断装置は、3次元画像としてのボリュームデータに基づいて、内膜の3次元的な輪郭と外膜の3次元的な輪郭とを追跡し、壁運動情報を求める。第4実施形態に係る超音波診断装置の構成は、第1実施形態に係る超音波診断装置1と同じであるため、第4実施形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。

#### 【0105】

第4実施形態に係る再追跡処理は、第1実施形態に係る追跡処理と同じであるが、3次元画像データが対象であるため、画像の表示方法に工夫が必要である。以下、第4実施形態に係る処理の具体例について説明する。

#### 【0106】

第4実施形態においては、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を行うことで、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、ボリュームデータにMPR処理を施すことで、任意の断面における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おけるMPR画像データをそれぞれの断面ごとに求める。そして、MPR画像上で輪郭位置の追跡ずれの程度を判断するとともに、輪郭位置の修正を行う。

#### 【0107】

例えば図10に示すように、画像生成部5は、心臓の長軸方向に沿った長軸断面Aにおける長軸像400（心尖四腔像）と、長軸断面Aに直交する長軸断面Bにおける長軸像410とを生成する。さらに、画像生成部5は、長軸方向に直交する方向（短軸方向）に沿った短軸断面（C面）におけるMPR画像データ（短軸像データ）を生成する。例えば図10に示すように、画像生成部5は、長軸方向の所定深さの面C1（apical）における短軸像420を生成する。同様に、画像生成部5は、所定深さの面C2（middle）における短軸像430を生成し、所定深さの面C3（basal）における短軸像440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。また、面C1、面C2、及び面C3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を用いて面を指定しても良い。

#### 【0108】

操作者は、表示部81に表示された長軸像400と長軸像410とを参照して、操作部82を用いて、長軸像400と長軸像410とにおいて、内膜の初期輪郭と外膜の初期輪郭とを指定する。このように操作者によって初期輪郭が指定されると、長軸断面Aにおける内膜の初期輪郭の座標情報と外膜の初期輪郭の座標情報とが、ユーザインターフェース（UI）8から画像処理部10に出力される。同様に、長軸断面Bにおける内膜の初期輪郭の座標情報と外膜の初期輪郭の座標情報とが、ユーザインターフェース（UI）8から画像処理部10に出力される。

#### 【0109】

輪郭追跡部11は、長軸断面Aにおける内膜の初期輪郭の座標情報と、長軸断面Bにおける内膜の初期輪郭の座標情報とに基づいて、円周方向に空間的に内膜の輪郭を補間することで、内膜の3次元的な初期輪郭の位置を求める。同様に、輪郭追跡部11は、長軸断面Aにおける外膜の初期輪郭の座標情報と、長軸断面Bにおける外膜の初期輪郭の座標情報とに基づいて、円周方向に空間的に外膜の輪郭を補間することで、外膜の3次元的な初期輪郭の位置を求める。

#### 【0110】

そして、輪郭追跡部11は、内膜の3次元的な初期輪郭を追跡対象とし、ST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をパターンマッチングすることにより、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を求める。同様に、輪郭追跡部11は、外膜の3次元的な初期輪郭を追跡対象とし、ST法を用いて、各心時相に

10

20

30

40

50

おける外膜の 3 次元的な輪郭を構成する各点の位置を求める。このように、輪郭追跡部 1 1 は、内膜の 3 次元的な輪郭と外膜の 3 次元的な輪郭とを追跡する。

【 0 1 1 1 】

演算部 2 0 の運動情報算出部 2 1 は、第 1 実施形態と同様に、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に基づいて、各心時相における壁運動情報を求める。1 例として、運動情報算出部 2 1 は、長軸断面 A における壁運動情報、長軸断面 B における壁運動情報、面 C 1 における壁運動情報、面 C 2 における壁運動情報、及び、面 C 3 における壁運動情報を求める。

【 0 1 1 2 】

また、マーカ生成部 1 4 は、各心時相における内膜の輪郭を表す内膜マーカと、外膜の輪郭を表す外膜マーカとを生成する。1 例として、マーカ生成部 1 4 は、長軸断面 A、長軸断面 B、面 C 1、面 C 2、及び面 C 3 のそれぞれにおける内膜を表す内膜マーカと外膜を表す外膜マーカとを生成する。

【 0 1 1 3 】

そして、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 8 1 に表示させる。また、表示制御部 7 は、各心時相における内膜マーカと外膜マーカとを、各心時相における M P R 画像に重ねて、順次、表示部 8 1 に表示させる。

【 0 1 1 4 】

例えば図 1 0 に示すように、表示制御部 7 は、各心時相における長軸像 4 0 0、長軸像 4 1 0、短軸像 4 2 0、短軸像 4 3 0、及び短軸像 4 4 0 を、心時相ごとに表示部 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マーカ 4 0 1 と外膜マーカ 4 0 2 とを長軸像 4 0 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させる。同様に、表示制御部 7 は、各心時相における内膜マーカ 4 1 1 と外膜マーカ 4 1 2 とを長軸像 4 1 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させる。また、表示制御部 7 は、各心時相における内膜マーカ 4 2 1 と外膜マーカ 4 2 2 とを短軸像 4 2 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させる。また、表示制御部 7 は、各心時相における内膜マーカ 4 3 1 と外膜マーカ 4 3 2 とを短軸像 4 3 0 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、各心時相における内膜マーカ 4 4 2 と外膜マーカ 4 4 3 とを短軸像 4 4 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させる。

【 0 1 1 5 】

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 2 0 によって求められた壁運動情報の大きさに応じた色を、内膜と外膜との間の領域に割り当てて、各 M P R 画像に重ねて表示部 8 1 に表示させる。

【 0 1 1 6 】

例えば時相 E ' ( 時相 T 1 ) において、S T 処理による輪郭位置が追跡から外れた場合、時相 T 1 において S T 処理による輪郭位置の修正を行う。具体的には、操作者は、時相 T 1 における M P R 画像に表わされた輪郭と、S T 処理による輪郭とを見比べて、S T 処理による輪郭位置を修正する。このとき、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 M P R 画像内で、該当する輪郭の箇所を修正する。

【 0 1 1 7 】

そして、再追跡部 1 2 は、第 1 実施形態と同様に、修正された輪郭位置を初期輪郭として、時相 T 1 から最後の時相 T e n d までの間に取得された各ボリュームデータを対象として S T 処理を行うことで、時相 T 1 から時相 T e n d までの各心時相における輪郭位置を求める。そして、位置算出部 1 3 は、時相 T 0 から時相 T 1 までの間における各心時相の輪郭位置と、時相 T 1 から時相 T e n d までの間における各心時相の輪郭位置とを、時相 T 1 にて繋げることで、全時相における輪郭位置を求める。これにより、3 次元的な輪郭位置を修正して追跡する。

【 0 1 1 8 】

また、第 4 実施形態に係る処理において、第 2 実施形態に係る処理や第 3 実施形態に係る処理を適用しても良い。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 1 9 】

また、上述した第 1 実施形態から第 4 実施形態において、対象とする臓器は心臓に限らず、心周期に同期して拡張と収縮とを繰り返す頸動脈などの動脈血管を対象としても良い。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 1 2 0 】

【 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 】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、壁運動情報とを示す図である。

【 図 3 】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、壁運動情報とを示す図である。

10

【 図 4 】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、壁運動情報とを示す図である。

【 図 5 】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、壁運動情報とを示す図である。

【 図 6 】第 3 実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための模式図である。

【 図 7 】第 3 実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための模式図である。

【 図 8 】第 3 実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための模式図である。

【 図 9 】第 3 実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための模式図である。

【 図 1 0 】第 3 実施形態に係る超音波診断装置の処理を説明するための画像を示す図である。

20

【 図 1 1 】壁運動情報と、歪み（変位）とを示すグラフである。

## 【 符号の説明 】

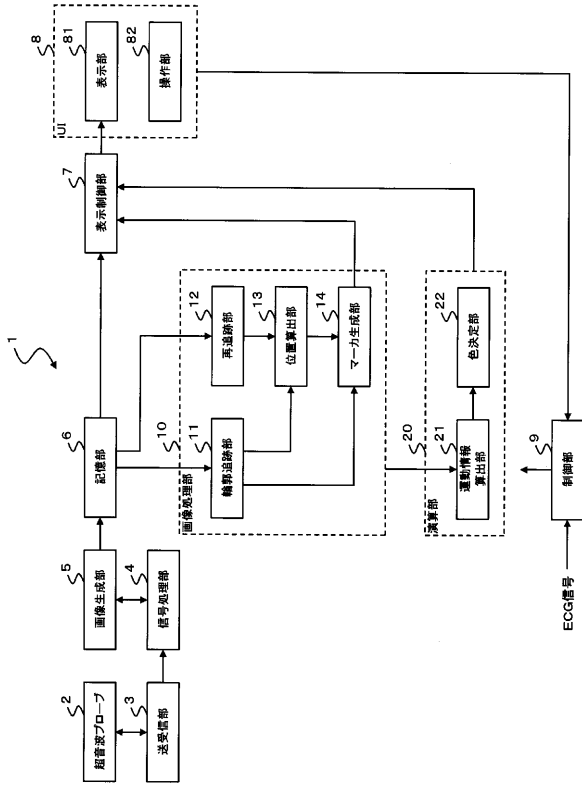
## 【 0 1 2 1 】

- 1 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 ユーザーインターフェース（UI）
- 9 制御部
- 1 0 画像処理部
- 1 1 輪郭追跡部
- 1 2 再追跡部
- 1 3 位置算出部
- 1 4 マーカ生成部
- 2 0 演算部
- 2 1 運動情報算出部
- 2 2 色決定部

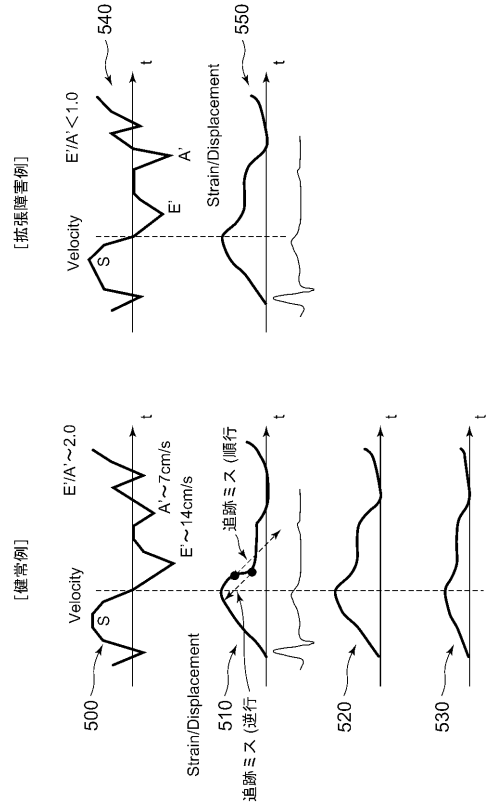
30

40

【図 1】

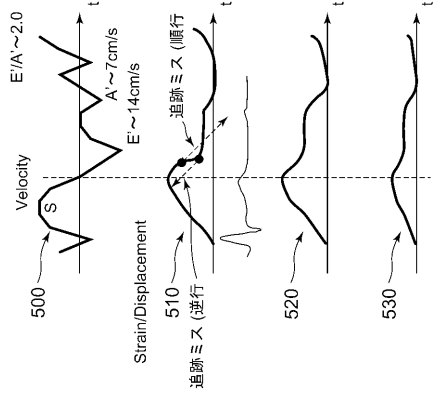
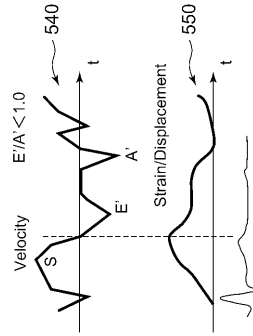


【図 1 1】



[拡張障害例]

[健常例]



500

510

520

530

540

550

560

570

580

590

600

610

620

630

640

650

660

670

680

690

700

710

720

730

740

750

760

770

780

790

800

810

820

830

840

850

860

870

880

890

900

910

920

930

940

950

960

970

980

990

1000

1010

1020

1030

1040

1050

1060

1070

1080

1090

1100

1110

1120

1130

1140

1150

1160

1170

1180

1190

1200

1210

1220

1230

1240

1250

1260

1270

1280

1290

1300

1310

1320

1330

1340

1350

1360

1370

1380

1390

1400

1410

1420

1430

1440

1450

1460

1470

1480

1490

1500

1510

1520

1530

1540

1550

1560

1570

1580

1590

1600

1610

1620

1630

1640

1650

1660

1670

1680

1690

1700

1710

1720

1730

1740

1750

1760

1770

1780

1790

1800

1810

1820

1830

1840

1850

1860

1870

1880

1890

1900

1910

1920

1930

1940

1950

1960

1970

1980

1990

2000

2010

2020

2030

2040

2050

2060

2070

2080

2090

2100

2110

2120

2130

2140

2150

2160

2170

2180

2190

2200

2210

2220

2230

2240

2250

2260

2270

2280

2290

2300

2310

2320

2330

2340

2350

2360

2370

2380

2390

2400

2410

2420

2430

2440

2450

2460

2470

2480

2490

2500

2510

2520

2530

2540

2550

2560

2570

2580

2590

2600

2610

2620

2630

2640

2650

2660

2670

2680

2690

2700

2710

2720

2730

2740

2750

2760

2770

2780

2790

2800

2810

2820

2830

2840

2850

2860

2870

2880

2890

2900

2910

2920

2930

2940

2950

2960

2970

2980

2990

3000

3010

3020

3030

3040

3050

3060

3070

3080

3090

3100

3110

3120

3130

3140

3150

3160

3170

3180

3190

3200

3210

3220

3230

3240

3250

3260

3270

3280

3290

3300

3310

3320

3330

3340

3350

3360

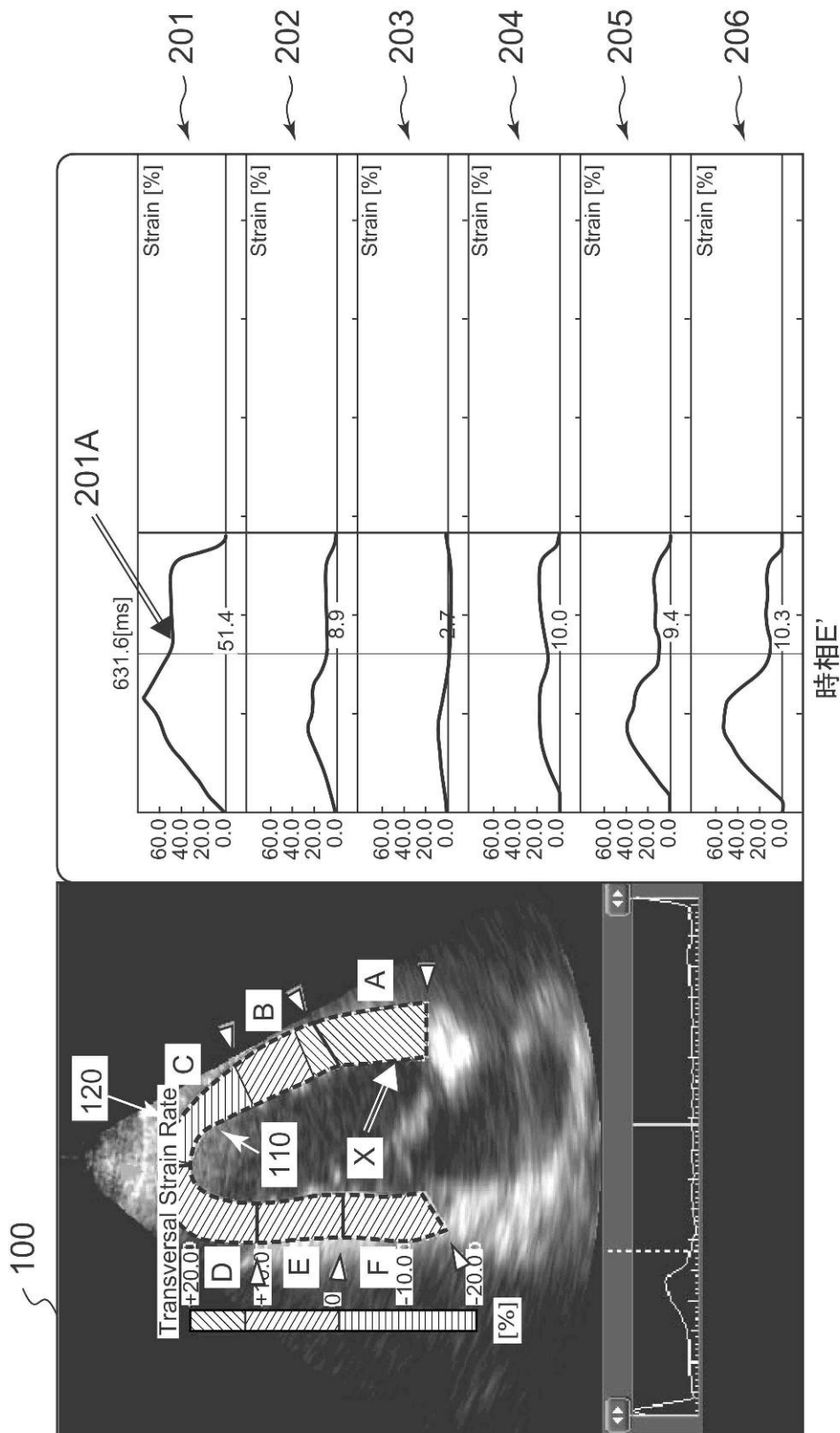
3370

3380

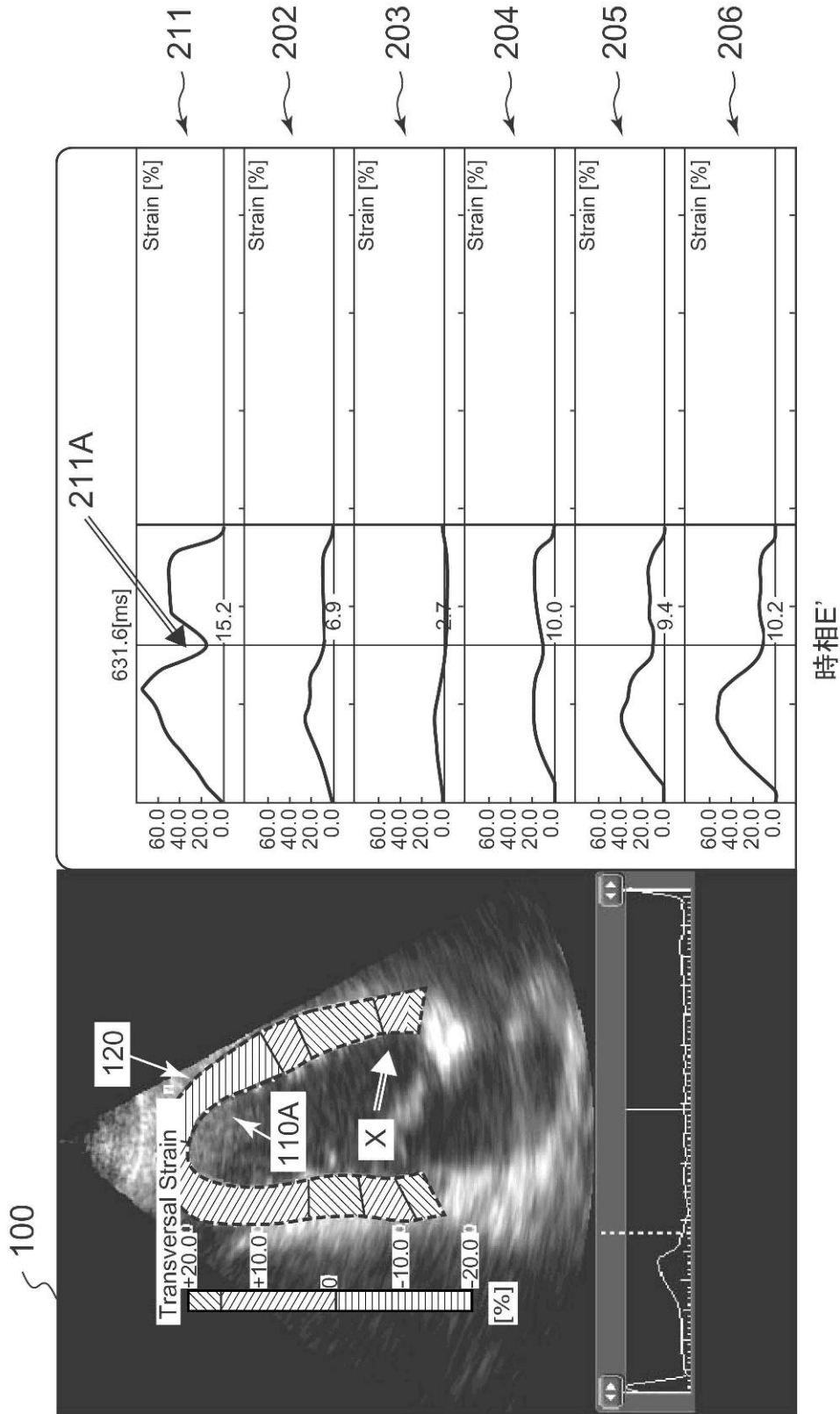
3390

3400

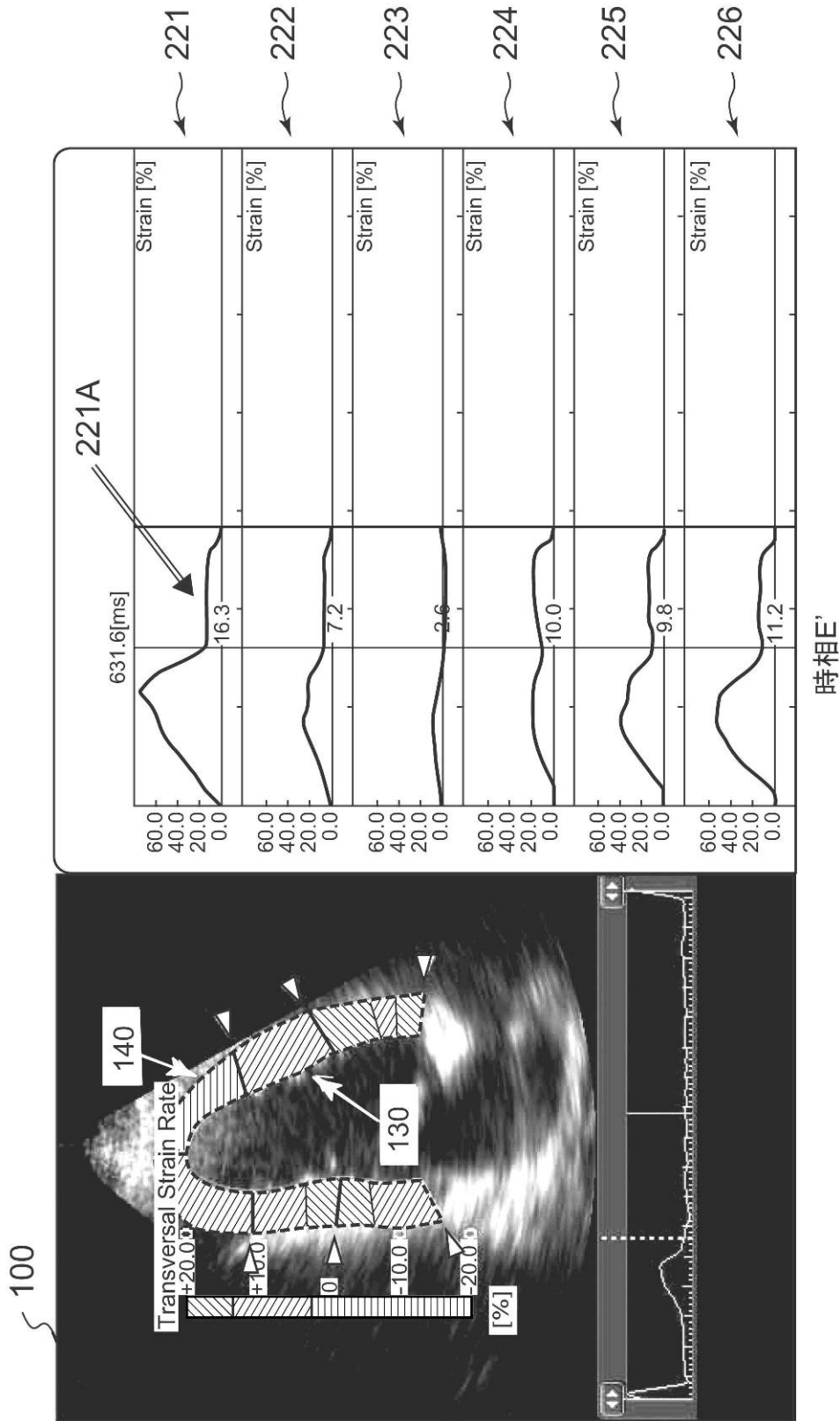
【 図 2 】



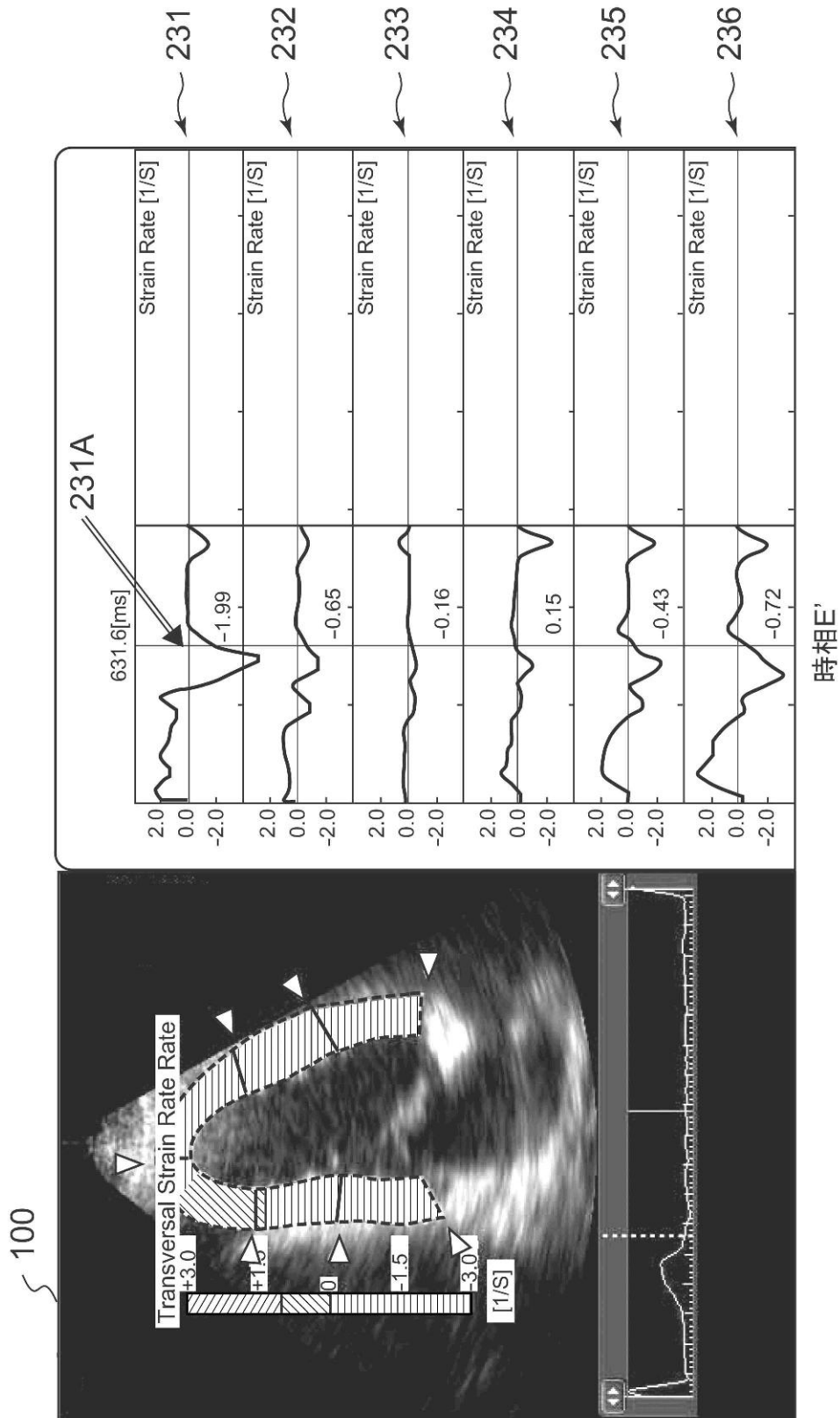
【 図 3 】



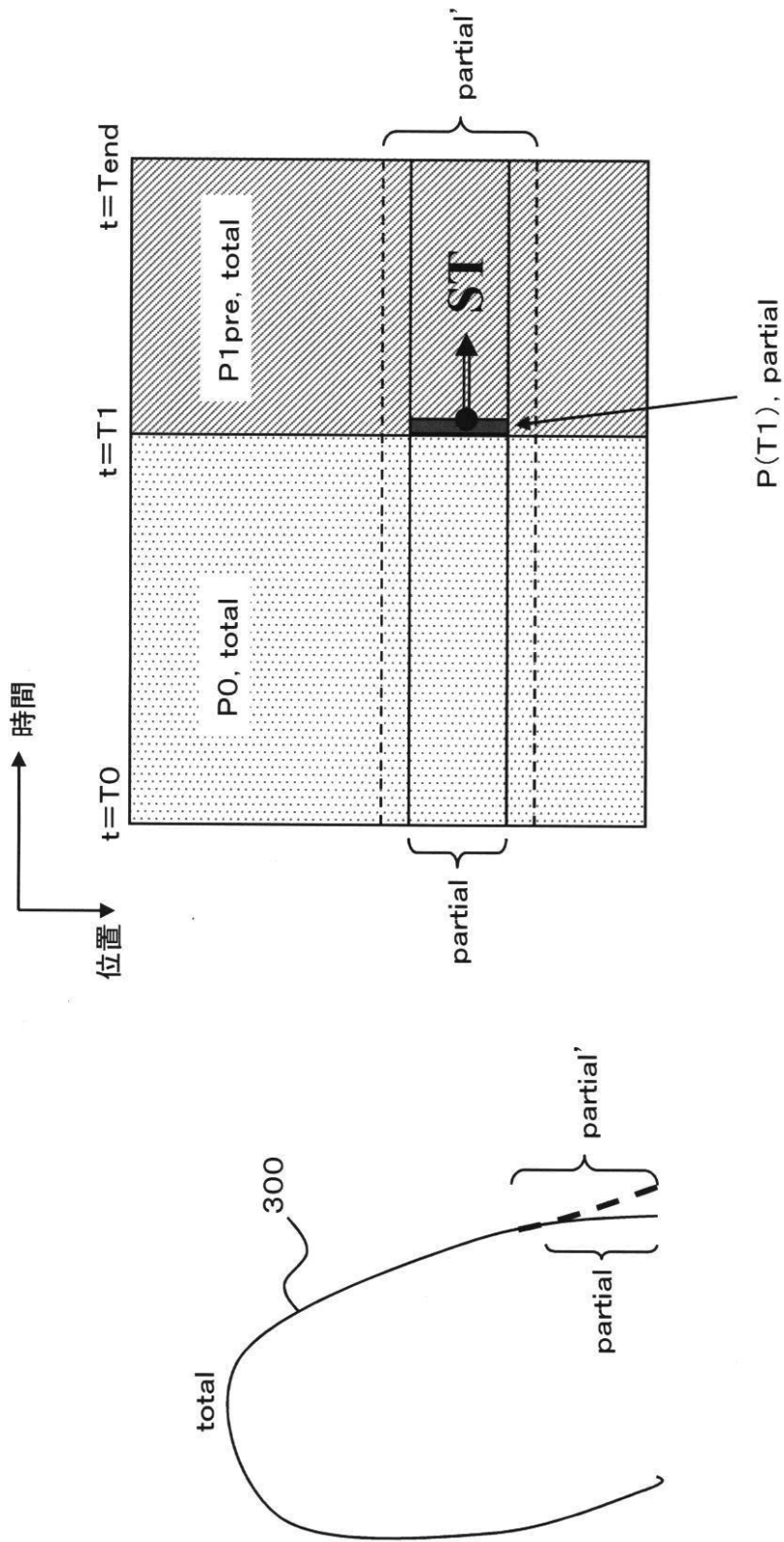
【 図 4 】



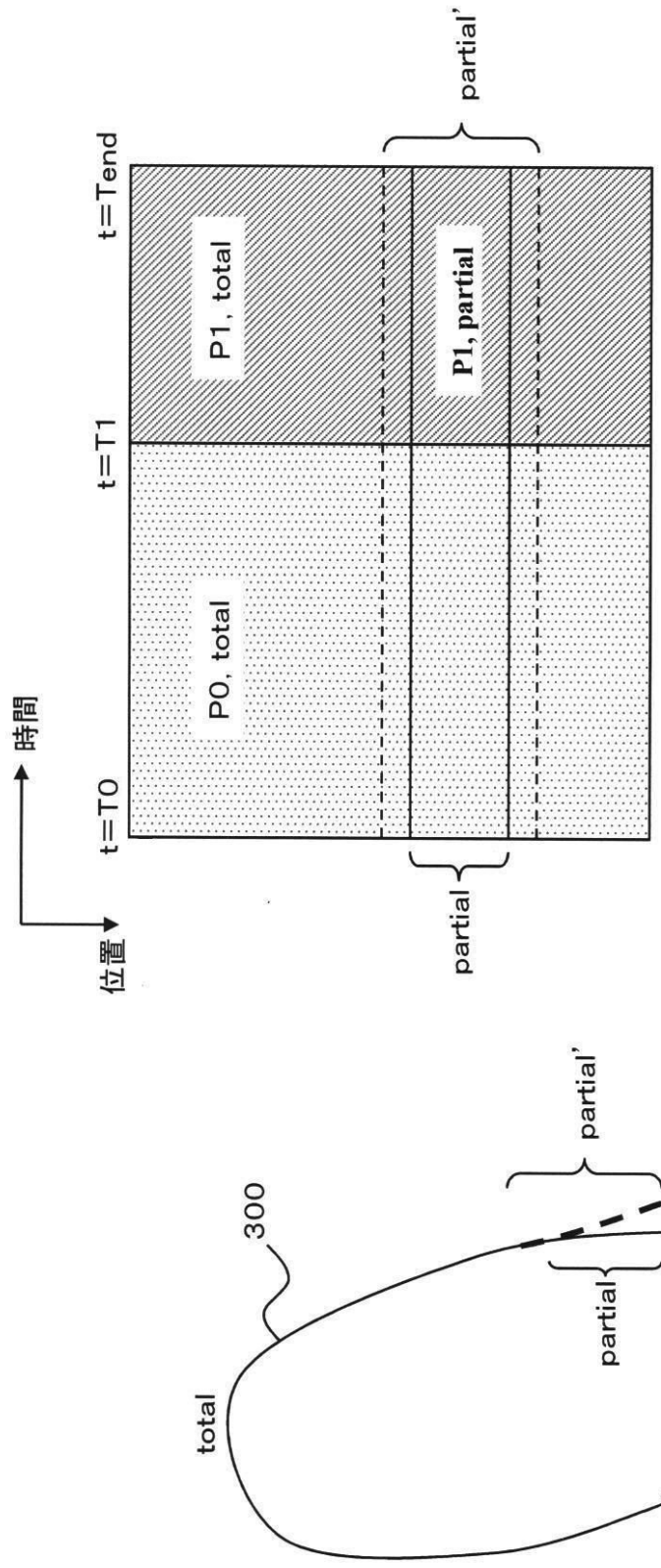
【 図 5 】



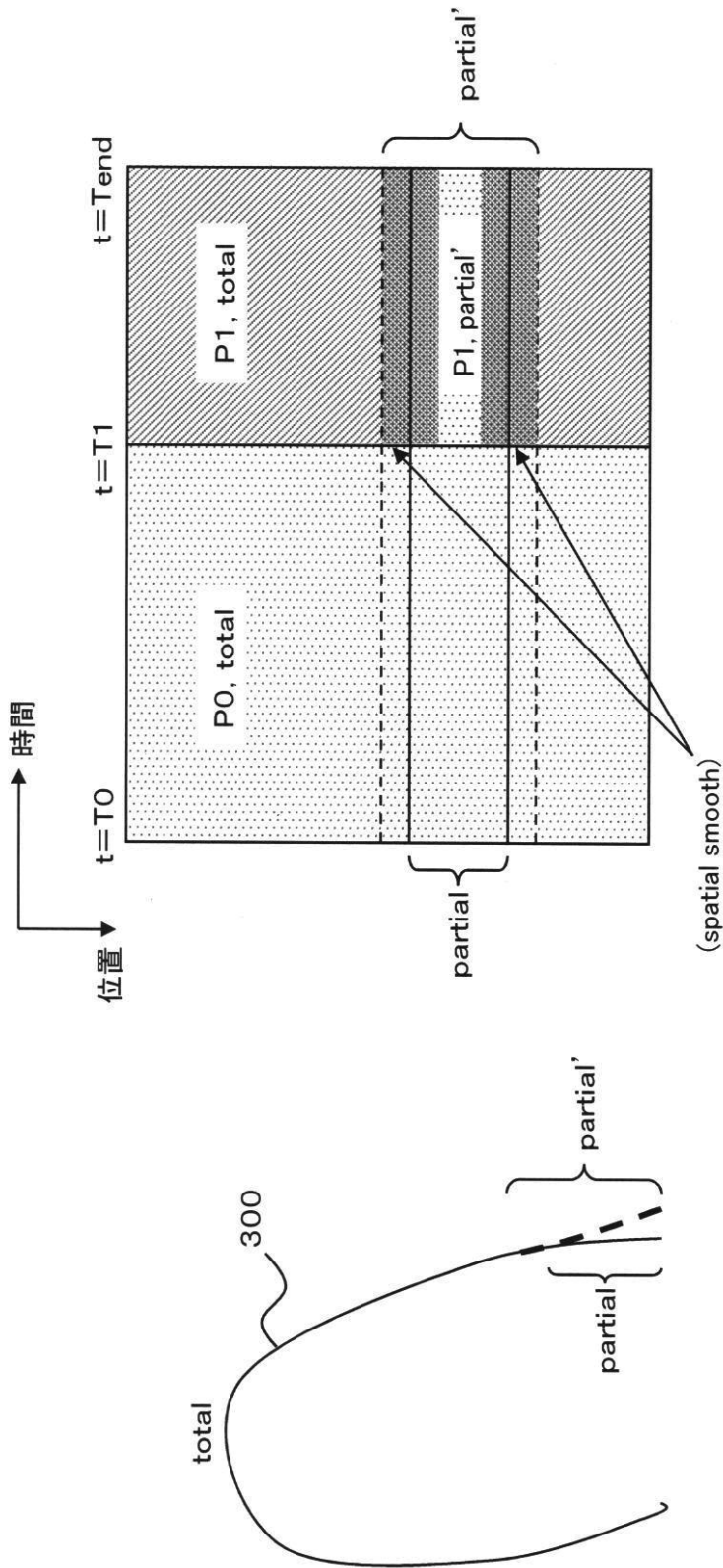
【 図 6 】



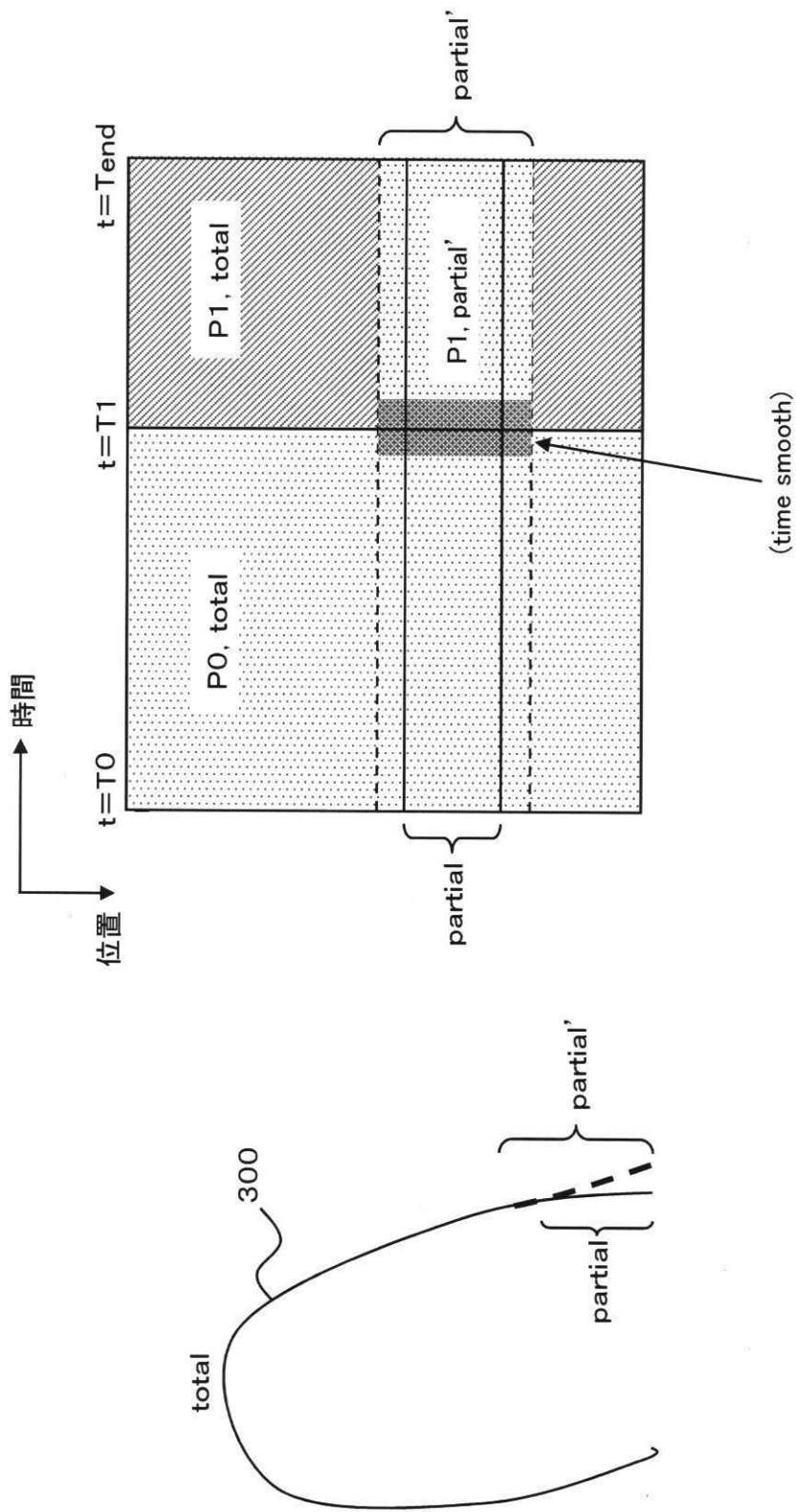
【 図 7 】



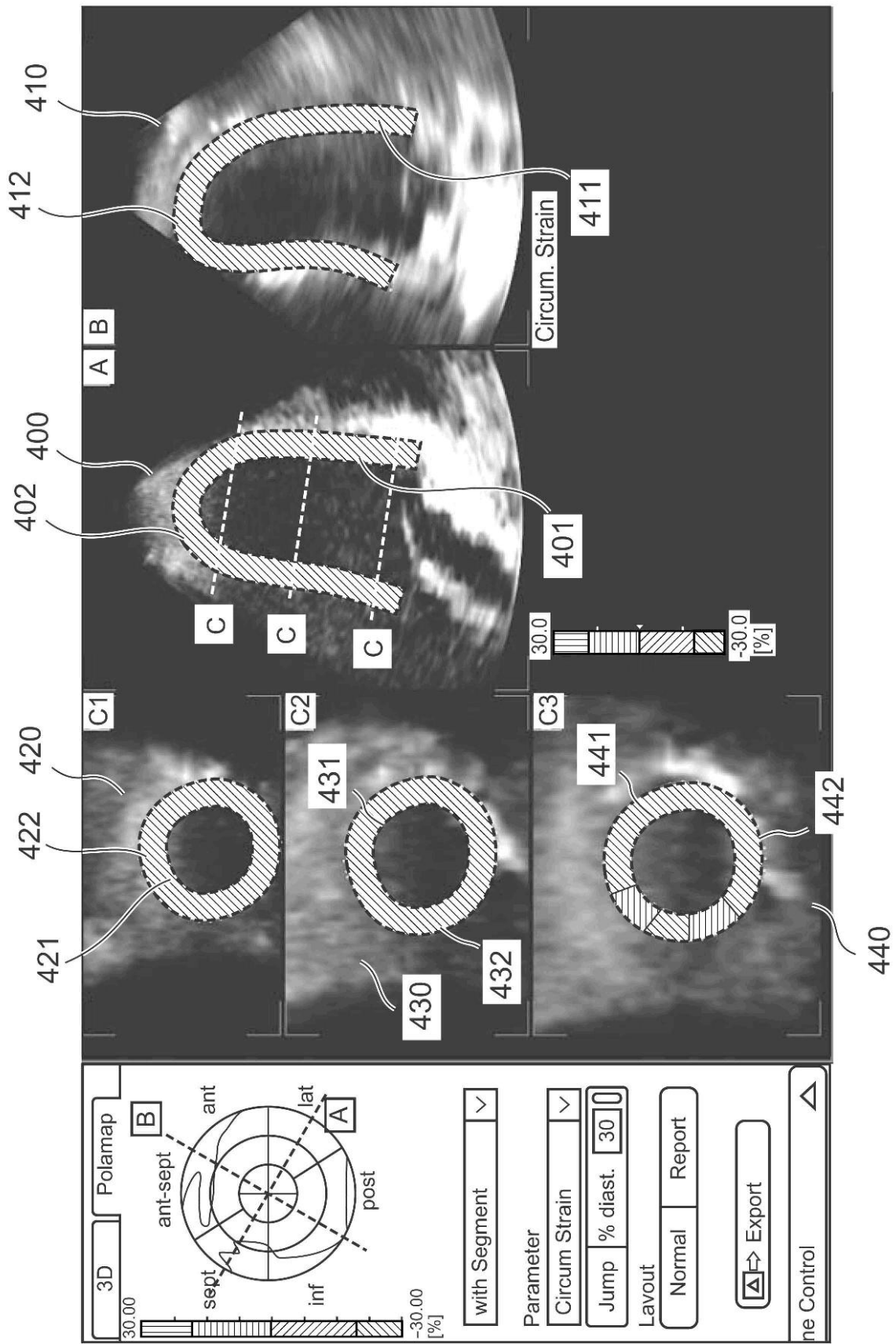
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 1 0 】



---

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1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 石井 克尚

大阪府大阪市北区中之島3丁目6番16号 関西電力株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 DD27 EE09 EE10 FF08 GB04 GB06 JB38 JB48  
JB51 JC04 JC09 JC23 JC37 KK02 KK28 KK31 LL38

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	<a href="#">JP2009261638A</a>	公开(公告)日	2009-11-12
申请号	JP2008114854	申请日	2008-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司 关西电力株式会社		
[标]发明人	阿部康彦 川岸哲也 石井克尚		
发明人	阿部 康彦 川岸 哲也 石井 克尚		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/13 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/5284 G01S7/52042 G01S7/52071 G06T7/248 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB38 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/LL38		
其他公开文献	JP5240994B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

甲即使当跟踪跟踪感兴趣区域的过程中，并通过简单的操作正确的跟踪位置偏离时，组织的运动的超声波诊断装置可以更正确地评价包含在所述感兴趣区域它旨在提供。甲轮廓跟踪单元11，在比第一时间相以外的时间相位，追踪感兴趣基于在每个时相取得的图像数据的区域的位置。Retracking单元12接受的在任何两个相位的感兴趣区域的位置的校正的基础上，在之后的第二时间阶段获取的图像数据，被修改在第二时间阶段的时间阶段之后找到感兴趣区域的位置。位置计算部13，基于由感兴趣Zentokisho的区域的兴趣再追踪部12区域获得之后的第二时间相位的位置信息的感兴趣的第二时间阶段以前区域的位置信息获得的位置信息，运算部20取得包含在感兴趣的基于感兴趣区域的位置信息的区域中的组织的运动信息。点域1

