

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5295805号
(P5295805)

(45) 発行日 平成25年9月18日 (2013.9.18)

(24) 登録日 平成25年6月21日 (2013.6.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/08

請求項の数 15 (全 40 頁)

(21) 出願番号 特願2009-24643 (P2009-24643)
 (22) 出願日 平成21年2月5日 (2009.2.5)
 (65) 公開番号 特開2010-178876 (P2010-178876A)
 (43) 公開日 平成22年8月19日 (2010.8.19)
 審査請求日 平成24年1月24日 (2012.1.24)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 110000866
 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
 (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

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】

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を表す複数の超音波画像データを取得する画像取得手段と、

1周期区間内の第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第1関心領域を設定し、前記1周期区間内の前記第1時相とは異なる第2時相において取得された超音波画像データに表わされる前記組織の第2関心領域を設定する関心領域設定手段と、

前記1周期区間内の各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記1周期区間における前記第1関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡し、前記各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記1周期区間における前記第2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、

前記追跡手段によって得られた前記各時相における前記第1関心領域の位置情報と前記各時相における前記第2関心領域の位置情報とに基づいて、前記第1時相において設定された前記第1関心領域の位置と前記第2時相において設定された前記第2関心領域の位置とを通るように、前記各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求める位置修正手段と、

前記位置修正手段によって得られた前記各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求める運動情報算出手段と、

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。

10

20

【請求項 2】

前記画像取得手段は、心臓を前記被検体として超音波で走査することで、前記 1 周期以上に亘って前記心臓を表す複数の超音波画像データを取得し、

前記関心領域設定手段は、前記心臓の拡張末期における時相を前記第 1 時相とし、前記心臓の収縮末期における時相を前記第 2 時相として、前記第 1 関心領域と前記第 2 関心領域とを設定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、操作者による前記第 1 関心領域及び前記第 2 関心領域の指定を受け付けて、前記第 1 関心領域及び前記第 2 関心領域を設定することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 4】

前記関心領域設定手段は、前記超音波画像データの輝度と予め設定された前記組織の形状とに基づいて、前記第 1 時相と前記第 2 時相とにおける前記組織の形状を検出して、前記第 1 関心領域と前記第 2 関心領域とを設定することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

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を表わす複数の超音波画像データを取得する画像取得手段と、

1 周期区間内の収縮期における第 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第 1 関心領域を設定する第 1 関心領域設定手段と、

20

前記 1 周期区間内の各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記 1 周期区間における前記第 1 関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する第 1 追跡手段と、

前記第 1 追跡手段による前記追跡の後に、前記 1 周期区間内の収縮期の前記第 1 時相とは異なる第 2 時相における前記追跡された前記第 1 関心領域の位置を修正することで、前記第 2 時相における前記組織の第 2 関心領域を設定する第 2 関心領域設定手段と、

前記各時相に取得された超音波画像データに基づいて、前記第 1 時相と前記第 2 時相との間の区間を含む区間における前記第 2 関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する第 2 追跡手段と、

前記第 1 追跡手段によって得られた前記各時相における前記第 1 関心領域の位置情報と、前記第 2 追跡手段によって得られた前記各時相における前記第 2 関心領域の位置情報とに基づいて、前記第 1 時相における前記第 1 関心領域の位置と前記第 2 時相における前記第 2 関心領域の位置とを通るように、前記各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求める位置修正手段と、

30

前記位置修正手段によって得られた前記各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求める運動情報算出手段と、

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 6】

前記第 1 時相と前記第 2 時相との組み合わせは、心臓の拡張末期の時相と収縮末期の時相との組み合わせであることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記第 1 時相は心臓の拡張末期の時相であり、前記第 2 時相は前記心臓の収縮末期の時相であり、

前記位置修正手段は、前記第 1 追跡手段によって得られた前記各時相における前記第 1 関心領域の位置情報と、前記第 2 追跡手段によって得られた前記各時相における前記第 2 関心領域の位置情報とに基づいて、前記拡張末期の時相から前記収縮末期の時相の間の第 1 区間について、前記拡張末期の時相における前記第 1 関心領域の位置と前記収縮末期の時相における前記第 2 関心領域の位置とを通るように、前記第 1 区間の各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求め、前記収縮末期から前記 1 周期区間の終了時点の間の

50

第 2 区間の各時相における前記第 2 関心領域の位置情報と、前記求められた前記第 1 区間の各時相における前記組織の関心領域の位置情報とに基づいて、前記 1 周期区間の各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求め、

前記運動情報算出手段は、前記位置修正手段によって得られた前記 1 周期区間の各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求め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 8】

前記第 1 時相は心臓の収縮末期の時相であり、前記第 2 時相は前記心臓の拡張末期の時相であり、

前記位置修正手段は、前記第 1 追跡手段によって得られた前記各時相における前記第 1 関心領域の位置情報と、前記第 2 追跡手段によって得られた前記各時相における前記第 2 関心領域の位置情報とに基づいて、前記収縮末期の時相から前記拡張末期の時相の間の第 1 区間について、前記収縮末期の時相における前記第 1 関心領域の位置と前記拡張末期の時相における前記第 2 関心領域の位置とを通るように、前記第 1 区間の各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求め、前記収縮末期から前記第 1 周期区間の終了時点の間の第 2 区間の各時相における前記第 1 関心領域の位置情報と、前記求められた前記第 1 区間の各時相における前記組織の関心領域の位置情報とに基づいて、前記 1 周期区間の各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求め、

前記運動情報算出手段は、前記位置修正手段によって得られた前記 1 周期区間の各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求め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 9】

前記位置修正手段は、前記第 1 時相と前記第 2 時相との間の時相において、前記第 1 関心領域の位置と前記第 2 関心領域の位置とを滑らかに接続することで、前記各時相における前記組織の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 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記位置修正手段は、前記第 1 時相と前記第 2 時相との間の区間において、前記各時相における前記第 1 関心領域の位置と、前記各時相における前記第 2 関心領域の位置とを、時間に応じた重み付けをして加算することで、前記各時相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 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

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、

前記位置修正手段は、前記各時相における前記第 1 関心領域の位置情報と、前記各時相における前記第 2 関心領域の位置情報とに基づいて、前記各時相における前記組織の関心領域の位置情報として 3 次元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 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

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、前記被検体を表す複数の超音波画像データを記憶する記憶手段と、

1 周期区間内の第 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第 1 関心領域を設定し、前記 1 周期区間内の前記第 1 時相とは異なる第 2 時相において取得された超音波画像データに表わされる前記組織の第 2 関心領域を設定する関心領域設定手段と、

前記 1 周期区間内の各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記 1 周期区間における前記第 1 関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡し、前記各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記 1 周期区間における前記第 2 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、

前記追跡手段によって得られた前記各時相における前記第 1 関心領域の位置情報と前記各時相における前記第 2 関心領域の位置情報とに基づいて、前記第 1 時相において設定さ

10

20

30

40

50

れた前記第 1 関心領域の位置と前記第 2 時相において設定された前記第 2 関心領域の位置とを通るように、前記各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求める位置修正手段と、

前記位置修正手段によって得られた前記各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求める運動情報算出手段と、

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 13】

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、前記被検体を表す複数の超音波画像データを記憶する記憶手段と、

1 周期区間内の収縮期における第 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第 1 関心領域を設定する第 1 関心領域設定手段と、

前記 1 周期区間内の各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記 1 周期区間における前記第 1 関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する第 1 追跡手段と、

前記第 1 追跡手段による前記追跡の後に、前記 1 周期区間内の収縮期の前記第 1 時相とは異なる第 2 時相における前記追跡された前記第 1 関心領域の位置を修正することで、前記第 2 時相において前記組織の第 2 関心領域を設定する第 2 関心領域設定手段と、

前記各時相に取得された超音波画像データに基づいて、前記第 1 時相と前記第 2 時相との間の区間を含む区間における前記第 2 関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する第 2 追跡手段と、

前記第 1 追跡手段によって得られた前記各時相における前記第 1 関心領域の位置情報と、前記第 2 追跡手段によって得られた前記各時相における前記第 2 関心領域の位置情報とに基づいて、前記第 1 時相における前記第 1 関心領域の位置と前記第 2 時相における前記第 2 関心領域の位置とを通るように、前記各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求める位置修正手段と、

前記位置修正手段によって得られた前記各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求める運動情報算出手段と、

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 14】

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、前記被検体を表す複数の超音波画像データを受け付け、1 周期区間内の第 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第 1 関心領域の設定を受け付け、前記 1 周期区間内の前記第 1 時相とは異なる第 2 時相において取得された超音波画像データに表わされる前記組織の第 2 関心領域の設定を受け付けて、前記 1 周期区間内の各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記 1 周期区間における前記第 1 関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡し、前記各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記 1 周期区間における前記第 2 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、

前記追跡機能によって得られた前記各時相における前記第 1 関心領域の位置情報と前記各時相における前記第 2 関心領域の位置情報とに基づいて、前記第 1 時相において設定された前記第 1 関心領域の位置と前記第 2 時相において設定された前記第 2 関心領域の位置とを通るように、前記各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求める位置修正機能と、

前記位置修正機能によって得られた前記各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求める運動情報算出機能と、

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。

【請求項 15】

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、前記被検体を表す複数の超音波画像データを受け付け、1周期区間内の収縮期における第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第1関心領域の設定を受け付けて、前記1周期区間内の各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記1周期区間における前記第1関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する第1追跡機能と、

前記第1追跡機能による前記追跡の後に、前記1周期区間内の収縮期の前記第1時相とは異なる第2時相における前記追跡された前記第1関心領域の位置を修正することで設定された前記第2時相における前記組織の第2関心領域を受け付けて、前記各時相に取得された超音波画像データに基づいて、前記第1時相と前記第2時相との間の区間を含む区間における前記第2関心領域に該当する位置を時相ごとに求める第2追跡機能と、

前記第1追跡機能によって得られた前記各時相における前記第1関心領域の位置情報と、前記第2追跡機能によって得られた前記各時相における前記第2関心領域の位置情報とに基づいて、前記第1時相における前記第1関心領域の位置と前記第2時相における前記第2関心領域の位置とを通るように、前記各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求める位置修正機能と、

前記位置修正機能によって得られた前記各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求める運動情報算出機能と、

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ckルトラッキング（Speckle Tracking）：「ST」と称する）が実用化されている。

【0004】

ST法では、一般的に拡張末期（最初のR波が検出される心時相）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、残りの心時相では、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】

ST法における追跡処理では、心臓において最も移動速度が速い拡張期（特に拡張早期E'）での移動ベクトルの推定が困難であり、心時相E'にて輪郭の追跡が外れやすい。そこで、本願の出願人は、心時相E'後に輪郭の追跡が外れた場合に、要手的な輪郭位置の修正を行って順方向に再追跡することで、心時相E'以降の追跡結果を自動更新する手段を提案した（特願2008-114854）。ここで、特願2008-114854にて提案した再追跡方法を、ReTrack2機能と称する場合がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2003-175041号公報

【特許文献2】特開2003-250804号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、実際には拡張期だけではなく、収縮期（動きの比較的遅い心時相 S' ）であっても追跡誤差が生じる場合がある。ここで、より正しい評価結果を得るために、上記の特願2008-114854に記載の再追跡方法（ReTrack2機能）のみを用いて収縮期で生じた追跡誤差や、更には拡張期で生じた追跡誤差を逐次修正していくのは、手間が掛かり簡便ではない。

10

【0008】

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、追跡開始時から追跡位置を外れ難くし、又は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】

20

【0009】

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を表す複数の超音波画像データを取得する画像取得手段と、1周期区間内の第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第1関心領域を設定し、前記1周期区間内の前記第1時相とは異なる第2時相において取得された超音波画像データに表わされる前記組織の第2関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記1周期区間内の各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記1周期区間における前記第1関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡し、前記各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記1周期区間における前記第2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、前記追跡手段によって得られた前記各時相における前記第1関心領域の位置情報と前記各時相における前記第2関心領域の位置情報とに基づいて、前記第1時相において設定された前記第1関心領域の位置と前記第2時相において設定された前記第2関心領域の位置とを通るように、前記各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求める位置修正手段と、前記位置修正手段によって得られた前記各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求める運動情報算出手段と、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。

30

請求項5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を表す複数の超音波画像データを取得する画像取得手段と、1周期区間内の収縮期における第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第1関心領域を設定する第1関心領域設定手段と、前記1周期区間内の各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記1周期区間における前記第1関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する第1追跡手段と、前記第1追跡手段による前記追跡の後に、前記1周期区間内の収縮期の前記第1時相とは異なる第2時相における前記追跡された前記第1関心領域の位置を修正することで、前記第2時相における前記組織の第2関心領域を設定する第2関心領域設定手段と、前記各時相に取得された超音波画像データに基づいて、前記第1時相と前記第2時相との間の区間を含む区間における前記第2関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡する第2追跡手段と、前記第1追跡手段によって得られた前記各時相における前記第1関心領域の位置情報と、前記第2追跡手段によって得られた前記各時相における前記第2関心領域の位置情報とに基づいて、前記第1時相に

40

50

における前記第 1 関心領域の位置と前記第 2 時相における前記第 2 関心領域の位置とを通るように、前記各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求める位置修正手段と、前記位置修正手段によって得られた前記各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求める運動情報算出手段と、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 1 2 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、前記被検体を表す複数の超音波画像データを記憶する記憶手段と、1 周期区間内の第 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第 1 関心領域を設定し、前記 1 周期区間内の前記第 1 時相とは異なる第 2 時相において取得された超音波画像データに表わされる前記組織の第 2 関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記 1 周期区間内の各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記 1 周期区間における前記第 1 関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡し、前記各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記 1 周期区間における前記第 2 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、前記追跡手段によって得られた前記各時相における前記第 1 関心領域の位置情報と前記各時相における前記第 2 関心領域の位置情報とに基づいて、前記第 1 時相において設定された前記第 1 関心領域の位置と前記第 2 時相において設定された前記第 2 関心領域の位置とを通るように、前記各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求める位置修正手段と、前記位置修正手段によって得られた前記各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求める運動情報算出手段と、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 1 4 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、前記被検体を表す複数の超音波画像データを受け付け、1 周期区間内の第 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第 1 関心領域の設定を受け付け、前記 1 周期区間内の前記第 1 時相とは異なる第 2 時相において取得された超音波画像データに表わされる前記組織の第 2 関心領域の設定を受け付けて、前記 1 周期区間内の各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記 1 周期区間における前記第 1 関心領域に該当する位置を時相ごとに追跡し、前記各時相に取得された超音波画像データに基づいて、残余時相を含む前記 1 周期区間における前記第 2 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、前記追跡機能によって得られた前記各時相における前記第 1 関心領域の位置情報と前記各時相における前記第 2 関心領域の位置情報とに基づいて、前記第 1 時相において設定された前記第 1 関心領域の位置と前記第 2 時相において設定された前記第 2 関心領域の位置とを通るように、前記各時相における前記組織の関心領域の位置情報を求める位置修正機能と、前記位置修正機能によって得られた前記各時相における関心領域の位置情報に基づいて、前記組織の運動情報を求める運動情報算出機能と、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】

【0010】

この発明によると、各時相における第 1 関心領域の位置情報と各時相における第 2 関心領域の位置情報とに基づいて、第 1 時相において設定された第 1 関心領域の位置と第 2 時相において設定された第 2 関心領域の位置とを通るように、各時相における組織の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を外れ難くすることが可能となる。また、追跡手段による追跡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、組織の運動をより正確に提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【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】この発明の実施形態に係る重み付け処理を説明するための図である。

【図 3】この発明の第 2 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

10

20

30

40

50

動情報とを示す図である。

【図４】この発明の第２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】この発明の第２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】この発明の第２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７】この発明の実施形態に係る重み付け処理を説明するための図である。

【図８】この発明の第３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９】この発明の第３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１０】この発明の第３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１１】この発明の第３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１２】この発明の第４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を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００１２】

20

[第１の実施の形態]

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。

【００１３】

この発明の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、及び運動情報算出部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、及び運動情報算出部２０によって、超音波画像処理装置を構成しても良い。

【００１４】

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。

30

【００１５】

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。

【００１６】

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

【００１７】

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。

【0018】

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。

【0019】

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、検波され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。

【0020】

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。

【0021】

また、超音波プローブ 2 と送受信部 3 とによってボリウ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 からボリウムデータを受け、そのボリウムデータにボリウ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、ボリウムデータに 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。

【0022】

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。

【0023】

この実施形態では、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場合について説明する。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心臓を表す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。

【0024】

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、指定された心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。

【0025】

（画像処理部 10）

10

20

30

40

50

画像処理部 10 は、第 1 追跡部 11、第 2 追跡部 12、第 3 追跡部 13、及び位置修正部 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。この実施形態では 1 例として、画像処理部 10 は、2 つの心時相にて指定された輪郭をそれぞれの心時相における初期輪郭として設定してパターンマッチングを行い、更に、2 つの初期輪郭位置を通るように各心時相における輪郭の位置を修正する。例えば、拡張末期 ED にて第 1 初期輪郭位置 IC1 が指定され、収縮末期 ES にて第 2 初期輪郭位置 IC2 が指定された場合、画像処理部 10 は、第 1 初期輪郭位置 IC1 を用いて各心時相における輪郭の位置を求め、また、第 2 初期輪郭位置 IC2 を用いて各心時相における輪郭の位置を求める。そして、画像処理部 10 は、拡張末期 ED においては第 1 初期輪郭位置 IC1 を通り、収縮末期 ES においては第 2 初期輪郭位置 IC2 を通るように、各心時相における輪郭の位置を求める。

10

【0026】

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の輪郭と外膜の輪郭と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く断層像を表示部 81 に表示させる。この実施形態では、心臓を表す断層像データを取得しているため、心臓を表す断層像が表示部 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）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）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く長軸像を表示部 81 に表示させる。

20

【0027】

例えば、拡張末期 ED 又は収縮末期 ES 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 ED に取得された断層像データ、又は収縮末期 ES 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。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 ED や収縮末期 ES 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く断層像を表示部 81 に表示させる。

30

【0028】

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。

【0029】

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。

40

【0030】

（第 1 追跡部 11）

画像処理部 10 においては、第 1 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、第 1 追跡部 11 において内膜及び外膜の初期輪郭に設定される。例えば、拡張末期 ED における内膜及び外膜の 2 次元的な輪郭が初期輪郭に設定される。

【0031】

50

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、第１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、第１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、第１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、第１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。

【００３２】

例えば、第１追跡部１１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、その初期輪郭が設定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、第１追跡部１１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、第１追跡部１１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、第１追跡部１１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。

【００３３】

さらに第１追跡部１１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、第１追跡部１１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。

【００３４】

以上のようにして、第１追跡部１１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、第１追跡部１１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、第１追跡部１１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。

【００３５】

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、第１追跡部１１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、第１追跡部１１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、第１追跡部１１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。

【００３６】

なお、第１追跡部１１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、第１追跡部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第１

10

20

30

40

50

追跡部 11 に設定される。そして、第 1 追跡部 11 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】

そして、第 1 追跡部 11 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、位置修正部 14 に出力する。なお、第 1 追跡部 11 が、この発明の「追跡手段」及び「第 1 追跡手段」の 1 例に相当する。

【0038】

ここで、第 1 実施形態の具体例について説明する。1 例として、1 心拍（1 心周期）（心時相 $t = \text{拡張末期 } ED_0 \sim \text{次の拡張末期 } ED_1$ ）を追跡対象期間とし、拡張末期 ED と収縮末期 ES とにおいてそれぞれ初期輪郭を設定して追跡処理を行う場合について説明する。

【0039】

（ステップ S01）

まず、操作者は操作部 82 を用いて、所望の 1 心拍（心時相 $t = \text{拡張末期 } ED_0 \sim \text{次の拡張末期 } ED_1$ ）を指定する。所望の 1 心拍が指定されると、指定された心時相（拡張末期 $ED_0 \sim \text{次の拡張末期 } ED_1$ ）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 10 と表示制御部 7 とに出力される。

【0040】

（ステップ S02）

次に、操作者は操作部 82 を用いて、第 1 初期時相にて第 1 初期輪郭の位置を指定する。具体的には、表示制御部 7 は、第 1 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 81 に表示させる。例えば、操作者が操作部 82 を用いて第 1 初期時相 T_1 として拡張末期 ED_0 を指定した場合、表示制御部 7 は、拡張末期 ED_0 における断層像を表示部 81 に表示させる。そして、操作者は操作部 82 を用いて、拡張末期 ED_0 における断層像上において、内膜の第 1 初期輪郭位置 IC_1 を指定する。

【0041】

（ステップ S03）

さらに、操作者は操作部 82 を用いて、第 1 初期時相とは異なる第 2 初期時相にて第 2 初期輪郭の位置を指定する。例えば、操作者が操作部 82 を用いて第 2 初期時相 T_2 として収縮末期 ES を指定した場合、表示制御部 7 は、収縮末期 ES における断層像を表示部 81 に表示させる。そして、操作者は操作部 82 を用いて、収縮末期 ES における断層像上において、内膜の第 1 初期輪郭位置 IC_1 を指定する。

【0042】

（ステップ S04）

第 1 追跡部 11 は、操作者によって指定された第 1 初期輪郭位置 IC_1 を追跡対象に設定して、1 心拍内（拡張末期 $ED_0 \sim \text{次の拡張末期 } ED_1$ ）に取得された各心時相における断層像データを対象として ST 処理を行うことで、残余の心時相を含む 1 心拍内の各心時相における内膜の輪郭位置 $P_0(t)$ を求める。また、第 1 追跡部 11 は、操作者によって指定された第 2 初期輪郭位置 IC_2 を追跡対象に設定して、1 心拍内（拡張末期 $ED_0 \sim \text{拡張末期 } ED_1$ ）に取得された各心時相における断層像データを対象として ST 処理を行うことで、残余の心時相を含む 1 心拍内の各心時相における内膜の輪郭位置 $P_1(t)$ を求める。

【0043】

そして、位置修正部 14 は、第 1 初期輪郭位置 IC_1 を追跡対象に設定することで得られた各心時相における内膜の輪郭位置 $P_0(t)$ と、第 2 初期輪郭位置 IC_2 を追跡対象に設定することで得られた各心時相における内膜の輪郭位置 $P_1(t)$ とに基づいて、拡張末期 ED_0 においては第 1 初期輪郭位置 IC_1 を通り、収縮末期 ES においては第 2 初期輪郭位置 IC_2 を通るように、各心時相における内膜の輪郭位置 $P(t)$ を求める。な

10

20

30

40

50

お、位置修正部 14 が、この発明の「位置修正手段」の 1 例に相当する。

【0044】

位置修正部 14 は、以下に示す第 1 の方法又は第 2 の方法によって、輪郭位置 $P(t)$ を求める。

【0045】

(第 1 の方法)

例えば、位置修正部 14 は、拡張末期 ED_0 と収縮末期 ES との間の心時相 t_m において、第 1 初期輪郭位置 IC_1 に基づいて得られた輪郭位置 $P_0(t)$ と、第 2 初期輪郭位置 IC_2 に基づいて得られた輪郭位置 $P_1(t)$ とを接続することで、1 心拍内の各心時相における輪郭位置 $P(t)$ を求める。心時相 t_m として、拡張末期 ED_0 と収縮末期 ES との中央の時間 $((ES - ED_0) / 2)$ を用いることが好ましいが、中央の時間以外の時間であっても良い。なお、心時相 t_m においては、輪郭位置 $P_0(t)$ と輪郭位置 $P_1(t)$ との間には位置ずれが生じていることが想定される。従って、輪郭位置の接続後に、位置修正部 14 は、心時相 t_m の近傍において、時間方向に輪郭位置のスムージング処理や輪郭位置のフィッティング処理を実施することで、心時相 t_m 近傍において両者の輪郭位置が時間的に滑らかに接続されるようにすることが好ましい。

【0046】

(第 2 の方法)

また、位置修正部 14 は、第 1 初期輪郭位置 IC_1 に基づいて得られた輪郭位置 $P_0(t)$ と、第 2 初期輪郭位置 IC_2 に基づいて得られた輪郭位置 $P_1(t)$ とを、時間に応じた重み付けを行って加算することで、1 心拍内の各心時相における輪郭位置 $P(t)$ を求めても良い。例えば、輪郭位置 $P_0(t)$ については、拡張末期 ED_0 にて重みが「1」となり、拡張末期 ED_0 から収縮末期 ES になるに従って徐々に重みが小さくなって収縮末期 ES にて重み「0」となる第 1 重み関数 $W_0(t)$ を適用する。また、第 1 重み関数 $W_0(t)$ は、収縮末期 ES から次の拡張末期 ED_1 になるに従って徐々に重みが大きくなって拡張末期 ED_1 にて重み「1」となる。また、輪郭位置 $P_1(t)$ については、拡張末期 ED_0 にて重みが「0」となり、拡張末期 ED_0 から収縮末期 ES になるに従って徐々に重みが大きくなって収縮末期 ES にて重み「1」となる第 2 重み関数 $W_1(t)$ を適用する。また、第 2 重み関数 $W_1(t)$ は、収縮末期 ES から次の拡張末期 ED_1 になるに従って徐々に重みが小さくなって拡張末期 ED_1 にて重み「0」となる。

【0047】

位置修正部 14 は、第 1 重み関数 $W_0(t)$ を輪郭位置 $P_0(t)$ に適用し、第 2 重み関数 $W_1(t)$ を輪郭位置 $P_1(t)$ に適用して加算することで、1 心拍内の各心時相における輪郭位置 $P(t)$ を求める。

すなわち、位置修正部 14 は、以下の式に従って輪郭位置 $P(t)$ を求める。

$$\text{輪郭位置 } P(t) = P_0(t) \times W_0(t) + P_1(t) \times W_1(t)$$

ここで、 $W_0(t) + W_1(t) = 1$. 0

【0048】

以上のように 1 心拍内の各心時相における輪郭位置 $P(t)$ が求められると、画像処理部 10 は、各心時相における輪郭位置 $P(t)$ を運動情報算出部 20 と表示制御部 7 とに出力する。なお、上記の説明では、内膜の輪郭位置 $P(t)$ について説明したが、画像処理部 10 は、同様の方法によって外膜の輪郭位置を求めて、外膜の輪郭位置を運動情報算出部 20 と表示制御部 7 とに出力する。すなわち、画像処理部 10 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、運動情報算出部 20 と表示制御部 7 とに出力する。

【0049】

(運動情報算出部 20)

運動情報算出部 20 は、各心時相における内膜及び外膜の 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 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

10

20

30

40

50

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２０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。

【００５０】

例えば、運動情報算出部２０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２０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２０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２０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２０は、心臓の内膜と外膜とにおいて、複数個所の壁厚変化率を求める。このように、運動情報算出部２０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２０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。そして、運動情報算出部２０は、各心時相における各箇所の壁運動情報を表示制御部７に出力する。なお、運動情報算出部２０が、この発明の「運動情報算出手段」の１例に相当する。

【００５１】

（表示制御部７）

表示制御部７は、マーカ生成部７１と色割り当て部７２とを備えて、超音波画像を表示部８１に表示させる。

【００５２】

（マーカ生成部７１）

マーカ生成部７１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７１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。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。

【００５３】

また、マーカ生成部７１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画像処理部１０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７１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画像処理部１０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。表示制御部７は、各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８１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８１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８１に表示させる。

【００５４】

（色割り当て部７２）

色割り当て部７２は、運動情報算出部２０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が対応付けられている。

色割り当て部 7 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壁厚変化率の大きさに対応する色を決定し、各箇所に色を割り当てる。

【 0 0 5 5 】

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、色割り当て部 7 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、色割り当て部 7 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。なお、表示制御部 7 が、この発明の「表示制御手段」の 1 例に相当する。

【 0 0 5 6 】

(第 3 追跡部 1 3)

なお、上述したステップ S 0 4 において、拡張期の追跡結果に修正が必要な場合は、特願 2 0 0 8 - 1 1 4 8 5 4 に記載の再追跡処理 (R e T r a c k 2 機能) を実行しても良い。この再追跡は第 3 追跡部 1 3 によって実行される。第 3 追跡部 1 3 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 5 7 】

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 8 】

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、第 1 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。第 1 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 9 】

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、第 1 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、第 3 追跡部 1 3 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、第 3 追跡部 1 3 は、外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における外膜の輪郭位置を求める。そして、第 3 追跡部 1 3 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修正部 1 4 に出力する。

【 0 0 6 0 】

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、第1追跡部11から位置修正部14に出力され、位置修正部14にてその座標情報が保持される。具体的には、第1追跡部11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修正部14に出力し、位置修正部14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。

【 0 0 6 1 】

位置修正部14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、位置修正部14は、第3追跡部13によって再追跡された輪郭の座標情報を第3追跡部13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。位置修正部14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。

10

【 0 0 6 2 】

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81に表示させる。

【 0 0 6 3 】

例えば拡張期の心時相E'において、ST処理による内膜の輪郭位置が追跡から外れた場合、拡張期においてST処理による内膜の輪郭位置を修正する。操作者が操作部82を用いて、心時相E'指定すると、表示制御部7は、心時相E'における断層像を表示部81に表示させる。操作者は、心時相E'における断層像に表わされた内膜と、ST処理による内膜の輪郭（内膜マーカ）とを見比べて、ST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82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を介して第3追跡部13に出力される。そして、新たな輪郭位置が、内膜の初期輪郭として第3追跡部13に設定される。

20

【 0 0 6 4 】

第3追跡部13は、新たに指定された内膜の輪郭を初期輪郭として、心時相E'以降に取得された各断層像データを対象としてST処理を行うことで、心時相E'以降の各心時相における内膜の輪郭位置を求める。これにより、内膜の輪郭位置が更新される。そして、第3追跡部13は、心時相E'以降の各心時相における内膜の輪郭位置の座標情報を位置修正部14に出力する。

30

【 0 0 6 5 】

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、第1追跡部11から位置修正部14に出力され、位置修正部14にてその座標情報が保持される。1例として、心時相E'以前における各心時相の内膜の輪郭位置を示す座標情報が、位置修正部14にて保持される。

40

【 0 0 6 6 】

そして、位置修正部14は、心時相E'以前の各心時相における内膜の輪郭位置と、心時相E'以降の各心時相における内膜の輪郭位置とを、心時相E'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、位置修正部14は、心時相E'において、時間方向に輪郭位置を平滑化することで輪郭位置を滑らかに連結させる。

【 0 0 6 7 】

そして、画像処理部10は、輪郭の座標情報を表示制御部7と運動情報算出部20とに出力する。上述したように、マーカ生成部71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、運動情報算出部20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

50

、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。

【 0 0 6 8 】

以上の処理により、操作者は第 1 初期輪郭位置 I C 1 と第 2 初期輪郭位置 I C 2 とを指定するだけで、追跡処理により対象心拍期間の収縮期において、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、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 9 】

なお、上述した例では、ステップ S 0 2 において、拡張末期 E D₀ における超音波画像を自動的に表示し、また、ステップ S 0 3 において、収縮末期 E S における超音波画像を自動的に表示することで、操作者の操作手順を極力軽減することが可能となる。すなわち、要手的な心時相の選択が不要になるため、操作者の操作手順を軽減することが可能となる。

【 0 0 7 0 】

この実施形態においては、上述したステップ S 0 4 の処理に特徴がある。すなわち、操作者が設定した複数の初期輪郭位置を、極力通るように追跡結果を制御することが、この実施形態に係る超音波診断装置 1 の特徴である。ステップ S 0 2、S 0 3 によって、拡張末期と収縮末期との 2 時相で初期輪郭位置を設定することで、収縮期における追跡誤差を軽減し、1 時相のみで初期輪郭を設定する従来技術に係る S T 処理よりも、より正確な追跡結果を提供することが可能となる。

【 0 0 7 1 】

さらに、拡張期の追跡結果に追跡ミスが発見された場合には、第 3 追跡部 1 3 による再追跡処理 (R e T r a c k 2 機能) を実行することで、拡張期以降の心時相についても、より正確な追跡結果を得ることが可能となる。

【 0 0 7 2 】

(変形例 1)

上述した第 1 実施形態では、操作者が初期輪郭を 2 回指定する必要がある。従って、従来技術に比べると、操作手順が 1 ステップ増えているため、操作が煩雑になっているという側面がある。そこで、変形例 1 においては、初期輪郭位置を自動的に検出して設定することで、操作者による操作手順の軽減を図る。

【 0 0 7 3 】

(ステップ S 1 0)

まず、操作者が操作部 8 2 を用いて、所望の 1 心拍 (心時相 $t =$ 拡張末期 E D₀ ~ 次の拡張末期 E D₁) を指定する。所望の 1 心拍が指定されると、指定された心時相 (拡張末期 E D₀ ~ 次の拡張末期 E D₁) を示す情報がユーザインターフェース (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 7 4 】

(ステップ S 1 1)

画像処理部 1 0 は、第 1 初期時相 T₁ (拡張末期 E D₀) における断層像データを記憶部 6 から取得して、内膜の第 1 初期輪郭位置 I C 1 を検出する。

【 0 0 7 5 】

(ステップ S 1 2)

また、画像処理部 1 0 は、第 2 初期時相 T₂ (収縮末期 E S) における断層像データを記憶部 6 から取得して、内膜の第 2 初期輪郭位置 I C 2 を検出する。

【 0 0 7 6 】

なお、第 1 初期輪郭位置 I C 1 及び第 2 初期輪郭位置 I C 2 を自動的に検出する方法としては、公知技術の A Q 法 (A c u s t i c Q u a n t i f i c a t i o n) や、A S M 法 (A c t i v e S h a p e M o d e l) を用いることが好ましい。A Q 法として、例えば、「U l t r a s o n i c I m a g i n g 5 , 3 0 0 - 3 0 7 (1 9 8 3) 」に記載されている方法を用いれば良い。また、A S M 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., vol. 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、画像処理部10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、画像処理部10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。

【0077】

10

（ステップS13）

画像処理部10は、第1初期輪郭位置IC1の座標情報と第2初期輪郭位置IC2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、第1初期時相 T_1 における断層像を表示部81に表示させ、第1初期輪郭位置IC1を表すマーカをその断層像に重ねて表示部81に表示させる。また、表示制御部7は、第2初期時相 T_2 における断層像を表示部81に表示させ、第2初期輪郭位置IC2を表すマーカをその断層像に重ねて表示部81に表示させる。操作者は、表示部81に表示された第1初期輪郭位置IC1と第2初期輪郭位置IC2とを参照して、第1初期輪郭位置IC1と第2初期輪郭位置IC2とを修正しても良い。

【0078】

20

（ステップS14）

第1追跡部11は、自動的に検出された第1初期輪郭位置IC1を追跡対象に設定してST処理を行うことで、各心時相における内膜の輪郭位置 $P_0(t)$ を求める。また、第1追跡部11は、自動的に検出された第2初期輪郭位置IC2を追跡対象に設定してST処理を行うことで、各心時相における内膜の輪郭位置 $P_1(t)$ を求める。位置修正部14は、第1初期輪郭位置IC1を追跡対象に設定することで得られた各心時相における内膜の輪郭位置 $P_0(t)$ と、第2初期輪郭位置IC2を追跡対象に設定することで得られた各心時相における内膜の輪郭位置 $P_1(t)$ とに基づいて、拡張末期ED₀においては第1初期輪郭位置IC1を通り、収縮末期ESにおいては第2初期輪郭位置IC2を通るように、輪郭位置を修正することで各心時相における内膜の輪郭位置 $P(t)$ を求める。

30

【0079】

（ステップS15）

また、拡張期における追跡結果の修正が必要な場合は、第3追跡部13による再追跡処理（ReTrack2機能）を実行しても良い。この場合、操作者が操作部82を用いて再追跡処理の指示を与えることで、第3追跡部13は再追跡処理を実行する。

【0080】

以上の処理により、操作者は基本的には、対象となる心拍期間を指定するだけで、追跡処理により対象心拍期間の収縮期において、より正確な追跡位置を自動的にかつ簡便に得ることが可能となる。

【0081】

40

なお、追跡結果の精度がどの程度高くなるかは、第1初期輪郭位置IC1及び第2初期輪郭位置IC2の自動検出精度に大きく依存する。そこで、この変形例1では、ステップS13のように第1初期輪郭位置IC1及び第2初期輪郭位置IC2の検出結果に対して、操作者による位置の確認後に、必要に応じて修正機能により正しいと考えられる輪郭位置が得られた後にST処理を実行することが好ましい。これにより、上述した第1実施形態に係る特徴が維持されたことになる。

【0082】

さらに、ステップS15のように、拡張期の追跡結果に追跡ミスが発見された場合には、再追跡処理（ReTrack2機能）を実行することで、拡張期の心時相においても、より正確な追跡結果を得ることが可能となる。

50

【 0 0 8 3 】

(変形例 2)

上述した第 1 実施形態及び変形例 1 では、拡張末期 E D と収縮末期 E S との 2 時相で初期輪郭を設定する場合について説明した。変形例 2 では、従来技術のように、拡張期（特に心時相 E ' 後）に追跡ミスが発生し易いことを考慮して、予め心時相 E ' 後の第 3 心時相においても初期輪郭を設定してから S T 処理を実行する。これにより、収縮期だけでなく拡張期においても追跡結果が予め拘束されるため、最初の S T 処理による追跡精度が更に向上する。なお、変形例 2 においては、3 つの初期輪郭位置を設定する必要があるため、初期輪郭設定のステップが 1 つ増加するが、再追跡処理（R e T r a c k 2 機能）による拡張期における修正ステップが必要となる場合が減るため、全体での操作手順は大幅に増加しない。また、変形例 2 は、上述した第 1 実施形態に適用しても良いし、変形例 1 に適用しても良い。

10

【 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。第 2 実施形態では、収縮期の追跡誤差を、収縮期の両側からの挟みうちの再追跡によって修正する。第 2 実施形態では、1 例として、拡張末期 E D にて内膜（外膜）の初期輪郭を設定する場合について説明する。

【 0 0 8 5 】

第 2 実施形態では、拡張末期 E D にて内膜（外膜）の初期輪郭を設定して、追跡対象期間において S T 処理を一旦実施する。収縮期の何処かで順方向の追跡ミスが発生した場合、収縮期で最も追跡誤差が蓄積されて大きくなっている心時相は、収縮末期 E S の心時相である。従って、収縮末期 E S にて追跡が外れた箇所を操作者が妥当な位置へと修正する。ここで、追跡位置が外れたか合致しているかの判断は、表示部 8 1 に表示されている断層像に表わされた内膜（外膜）の輪郭位置と、S T 処理により得られた輪郭の形状を表す内膜マーカ（外膜マーカ）とを操作者が見比べることによって行われる。

20

【 0 0 8 6 】

そして、操作者によって修正された後の輪郭位置を起点にして収縮期を逆方向に追跡して、拡張末期 E D での初期輪郭位置と、収縮末期 E S での修正後の輪郭位置とを通るように、輪郭位置を修正することで、各心時相における輪郭位置を求める。これにより、収縮期では、より正確な追跡結果が得られることが期待される。一方、拡張期においては、最初の追跡処理で収縮末期 E S での追跡が外れている場合には、その箇所での拡張期の追跡は全て外れていることになる。従って、修正後の輪郭位置を起点に拡張期を順方向へ追跡し直せば、最初の追跡結果よりも拡張期の追跡の精度は高まる。この第 2 実施形態に係る再追跡処理を「R e T r a c k 1 機能」と称する場合がある。

30

【 0 0 8 7 】

さらに、拡張期の追跡結果に追跡ミスが発見された場合には、R e T r a c k 2 機能による再追跡処理を実行することで、拡張期の心時相においても、より正確な追跡結果が簡便に得られる。

【 0 0 8 8 】

この第 2 実施形態に係る処理の流れについて説明する。

40

【 0 0 8 9 】

(ステップ S 2 0)

まず、操作者は操作部 8 2 を用いて、所望の 1 心拍（心時相 $t =$ 拡張末期 E D₀ ~ 次の拡張末期 E D₁）を指定する。所望の 1 心拍が指定されると、指定された心時相（拡張末期 E D₀ ~ 次の拡張末期 E D₁）を示す情報がユーザインターフェース（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 9 0 】

(ステップ S 2 1)

次に、操作者は操作部 8 2 を用いて、初期時相（第 1 時相に相当する）にて第 1 初期輪

50

郭（第1関心領域に相当する）の位置を指定する。例えば、操作者が操作部82を用いて初期時相として拡張末期 ED_0 を指定した場合、表示制御部7は、拡張末期 ED_0 における断層像を表示部81に表示させる。そして、操作者は操作部82を用いて、拡張末期 ED_0 における断層像上において、内膜及び外膜の第1初期輪郭位置 IC_1 を指定する。

【0091】

（ステップS22）

第1追跡部11は、操作者によって指定された第1初期輪郭位置 IC_1 を追跡対象に設定して、1心拍内（拡張末期 ED_0 ～次の拡張末期 ED_1 ）に取得された各心時相における断層像データを対象としてST処理を行うことで、残余の心時相を含む1心拍内の各心時相における内膜及び外膜の輪郭位置 $P_0(t)$ を求める。そして、第1追跡部11は、内膜及び外膜の輪郭位置 $P_0(t)$ を位置修正部14に出力する。また、画像処理部10は、内膜及び外膜の輪郭位置 $P_0(t)$ を運動情報算出部20と表示制御部7とに出力する。

10

【0092】

（ステップS23）

運動情報算出部20は、第1追跡部11によって求められた内膜及び外膜の輪郭位置 $P_0(t)$ に基づいて、各心時相における壁運動情報を算出して表示制御部7に出力する。表示制御部7は、内膜及び外膜の輪郭位置 $P_0(t)$ に基づいて、各心時相における内膜マーカ及び外膜マーカを生成し、各心時相における断層像、内膜マーカ、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81に表示させる。

20

【0093】

（ステップS24）

操作者は、表示部81に表示されている断層像、運動情報、及びマーカを参照し、操作部82を用いて、追跡処理が外れている部位のST処理による輪郭位置を修正する。1例として、操作者は、断層像に表わされている内膜及び外膜の輪郭位置と、第1追跡部11のST処理によって求められた内膜及び外膜の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。そして、操作者は操作部82を用いて、内膜（外膜）の輪郭位置を修正することで、新たな輪郭位置を指定する。このように内膜（外膜）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（UI）8から制御部9を介して画像処理部10に出力されて、第2追跡部12に設定される。

30

【0094】

第2実施形態では、心時相 T_1 （収縮末期ES）（第2時相に相当する）にて輪郭位置の追跡が外れたと操作者が判断して、心時相 T_1 （収縮末期ES）にて輪郭位置を修正する。これにより、心時相 T_1 （収縮末期ES）にて修正された新たな輪郭位置が、第2追跡部12に設定される。第2追跡部12は、心時相 T_1 （収縮末期ES）にて修正された新たな輪郭位置を、第2初期輪郭位置 IC_2 （第2関心領域に相当する）として設定する。

【0095】

（ステップS25）

第2追跡部12は、心時相 T_1 （収縮末期ES）にて設定された第2初期輪郭位置 IC_2 を追跡対象に設定して、心時相 T_1 （収縮末期ES）から拡張末期 ED_0 までに取得された各心時相における断層像データを対象としてST処理を行うことで、心時相 T_1 （収縮末期ES）から拡張末期 ED_0 までの期間の各心時相における内膜及び外膜の輪郭位置 $P_1(t)$ を求める。すなわち、第2追跡部12は、心時相 T_1 （収縮末期ES）から初期時相の拡張末期 ED_0 に向けて逆方向に追跡処理を行うことで、輪郭位置 $P_1(t)$ を求める。また、第2追跡部12は、心時相 T_1 （収縮末期ES）にて設定された第2初期輪郭位置 IC_2 を追跡対象に設定して、心時相 T_1 （収縮末期ES）から次の拡張末期 ED_1 までに取得された各心時相における断層像データを対象としてST処理を行うことで、心時相 T_1 （収縮末期ES）から拡張末期 ED_1 までの期間の各心時相における内膜の

40

50

輪郭位置 $P_2(t)$ を求める。すなわち、第2追跡部12は、心時相 T_1 (収縮末期 ES) から次の拡張末期 ED_1 に向けて順方向に追跡処理を行う。このように、第2追跡部12は、1心拍内の各心時相における内膜及び外膜の輪郭位置 (輪郭位置 $P_1(t)$ と輪郭位置 $P_2(t)$) を求める。そして、第2追跡部12は、輪郭位置 $P_1(t)$ と輪郭位置 $P_2(t)$ とを位置修正部14に出力する。なお、第2追跡部12が、この発明の「第2追跡手段」の1例に相当する。

【0096】

(ステップS26)

位置修正部14は、第1初期輪郭位置 IC_1 を追跡対象に設定することで第1追跡部11によって得られた、初期時相 (拡張末期 ED_0) から心時相 T_1 (収縮末期 ES) までの期間における輪郭位置 $P_0(t)$ と、第2初期輪郭位置 IC_2 を追跡対象に設定することで第2追跡部12によって得られた、心時相 T_1 (収縮末期 ES) から初期時相 (拡張末期 ED_0) までの期間における輪郭位置 $P_1(t)$ とに基づいて、拡張末期 ED_0 においては第1初期輪郭位置 IC_1 を通り、心時相 T_1 (収縮末期 ES) においては第2初期輪郭位置 IC_2 を通るように、初期時相 (拡張末期 ED_0) から心時相 T_1 (収縮末期 ES) までの期間 (収縮期) に含まれる各心時相における内膜及び外膜の輪郭位置 $P(t)$ を求める。

【0097】

(ステップS27)

さらに、位置修正部14は、第2追跡部12によって求められた輪郭位置 $P_2(t)$ を用いて、心時相 T_1 (収縮末期 ES) から拡張末期 ED_1 までの拡張期の輪郭位置を更新する。

【0098】

(ステップS28)

また、拡張期における追跡結果である輪郭位置 $P_2(t)$ に修正が必要な場合は、第3追跡部13による再追跡処理 (ReTrack2機能) を実行しても良い。

【0099】

上記のステップS26において、位置修正部14は、上述した第1の方法又は第2の方法に従って、拡張末期 ED_0 から収縮末期 ES までの期間 (収縮期) に含まれる各心時相における輪郭位置 $P(t)$ を求める。

【0100】

すなわち、第1の方法に従うと、位置修正部14は、拡張末期 ED_0 と収縮末期 ES との間の心時相 t_m において、輪郭位置 $P_0(t)$ と輪郭位置 $P_1(t)$ とを接続することで、拡張末期 ED_0 から収縮末期 ES までの期間に含まれる各心時相における輪郭位置 $P(t)$ を求める。上述したように、位置修正部14は、心時相 t_m の近傍において、時間方向に輪郭位置のスムージング処理や輪郭位置のフィッティング処理を実施することが好ましい。

【0101】

また、第2の方法に従うと、位置修正部14は、輪郭位置 $P_0(t)$ と輪郭位置 $P_1(t)$ とを、時間に応じた重み付けを行って加算することで、拡張末期 ED_0 から収縮末期 ES までの期間に含まれる各心時相における輪郭位置 $P(t)$ を求める。

【0102】

ここで、第2の方法の具体例について図2を参照して説明する。例えば、輪郭位置 $P_0(t)$ については、拡張末期 ED_0 にて重みが「1」となり、拡張末期 ED_0 から収縮末期 ES になるに従って徐々に重みが小さくなって収縮末期 ES にて重みが「0」となる第1重み関数 $W_0(t)$ を適用する。また、輪郭位置 $P_1(t)$ については、拡張末期 ED_0 にて重みが「0」となり、拡張末期 ED_0 から収縮末期 ES になるに従って徐々に重みが大きくなって収縮末期 ES にて重み「1」となる第2重み関数 $W_1(t)$ を適用する。位置修正部14は、第1重み関数 $W_0(t)$ を輪郭位置 $P_0(t)$ に適用し、第2重み関数 $W_1(t)$ を輪郭位置 $P_1(t)$ に適用して加算することで、1心拍内の各心時相にお

10

20

30

40

50

ける輪郭位置 $P(t)$ を求める。

すなわち、位置修正部 14 は、以下の式に従って輪郭位置 $P(t)$ を求める。

$$\text{輪郭位置 } P(t) = P_0(t) \times W_0(t) + P_1(t) \times W_1(t)$$

ここで、 $W_0(t) + W_1(t) = 1.0$

【0103】

第2実施形態の具体例について図3から図6を参照して説明する。第2実施形態においては、長軸像を取得して表示する場合について説明する。まず、上述したステップS20からステップS22までの処理を実施する。図3には、ステップS22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100を表示部81に表示させ、さらに、内膜マーカ110と外膜マーカ120とを長軸像100に重ねて表示部81に表示させる。図3に示す長軸像100は、心時相ES（収縮末期）に取得された断層像である。また、表示制御部7は、運動情報算出部20によって求められた壁運動情報を表示部81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（Transversal Strain [%]）の時間変化を表すグラフ201、領域Bにおける壁厚変化率を表すグラフ202、領域Cにおける壁厚変化率を表すグラフ203、領域Dにおける壁厚変化率を表すグラフ204、領域Eにおける壁厚変化率を表すグラフ205、及び、領域Fにおける壁厚変化率を表すグラフ206を表示部81に表示させる。グラフ201～206において、横軸は心時相を示し、縦軸は長軸における壁厚変化率 [%] を示している。図3に示す例では、心時相ES（収縮末期）において前壁心尖部位（矢印Xと矢印203Aとで示す）において内膜の追跡位置が外れており、該当部位においてstrain値が過小に評価されている。また、表示制御部7は、長軸像100に表わされた内膜と外膜との間の範囲の各箇所に、壁運動情報に応じた色を割り当てて表示部81に表示させる。例えば、表示制御部7は、内膜マーカ110と外膜マーカ120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、長軸像100に重ねて表示部81に表示させる。

【0104】

図4は、ステップS24において、前壁心尖部位の輪郭位置を修正した状態を示す。図4には、修正後の内膜マーカ110Aが表されている。また、この修正作業に伴って、グラフ203の値（矢印213Aで示す箇所）も修正されて、グラフ213として表示されている。

【0105】

そして、ステップS25からステップS27までの処理を実行した後の状態を図5に示す。収縮期における前壁心尖部位の輪郭位置と、拡張期における前壁心尖部位の輪郭位置とが更新され、新たな内膜マーカ130と外膜マーカ140とが表示されている。さらに、壁厚変化率のグラフもグラフ221～226に更新されて表示されている。心時相ES（収縮末期）を含む期間において、壁厚変化率がより正確に表わされている（矢印223A、矢印223Bで示す箇所）。

【0106】

さらに、図5に示す例では、前壁弁輪部位の拡張期の追跡において、心時相E'の後に追跡ずれが発生しているため、第3追跡部13による再追跡処理（ReTrack2機能）を実行した。ReTrack2機能を実行した後の状態を図6に示す。図6には、第3追跡部13による再追跡処理後のグラフ231～236を示す。この再追跡処理により、追跡ずれが解消されて、壁厚変化率がより正確に評価されている。例えば、グラフ231の矢印231Aで示す箇所のように、壁厚変化率が正確に評価されている。

【0107】

[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説明する。第3実施形態では、第2実施形態と同様に、収縮期の追跡誤差を、収縮期の両側から挟みうちの再追跡によって修正する。第3実施形態では、1例として、収縮末期ESにて内膜（外膜）の初期輪郭を設定する場合について説明する。

【 0 1 0 8 】

第3実施形態では、収縮末期 E S にて内膜（外膜）の初期輪郭を設定して、追跡対象期間において S T 処理を一旦実施する。収縮期の何処かで逆方向の追跡ミスが発生した場合、収縮期で最も追跡誤差が蓄積されて大きくなっている心時相は、拡張末期 E D の時相である。従って、拡張末期 E D にて追跡が外れた箇所を操作者が妥当な位置へと修正する。ここで、追跡位置が外れたか合致しているかの判断は、表示部 8 1 に表示されている断層像に表わされた内膜（外膜）の輪郭位置と、S T 処理によって得られた輪郭の形状を表す内膜マーカ（外膜マーカ）とを操作者が見比べることによって行われる。

【 0 1 0 9 】

そして、操作者によって修正された後の輪郭位置を起点にして収縮期を順方向に追跡して、収縮末期 E S での初期輪郭位置と、拡張末期 E D での修正後の輪郭位置とを通るように、輪郭位置を修正することで、各心時相における輪郭位置を求める。これにより、収縮期では、より正確な追跡結果が得られる。一方、拡張期においては、第2実施形態と異なり、収縮末期 E S で設定された初期輪郭を起点として追跡が行われているため、追跡結果を更新する必要はなく、最初の追跡結果を維持する。この第3実施形態に係る再追跡処理も、第2実施形態に係る再追跡処理と同様に「R e T r a c k 1 機能」と称する場合がある。

10

【 0 1 1 0 】

さらに、拡張期の最初の追跡結果に追跡ミスが発見された場合には、R e T r a c k 2 機能により再追跡処理を実行することで、拡張期の心時相においても、より正確な追跡結果が簡便に得られる。

20

【 0 1 1 1 】

この第3実施形態に係る処理の流れについて説明する。

【 0 1 1 2 】

(ステップ S 3 0)

まず、操作者が操作部 8 2 を用いて、所望の 1 心拍（心時相 $t =$ 拡張末期 E D₀ ~ 次の拡張末期 E D₁）を指定する。所望の 1 心拍が指定されると、指定された心時相（拡張末期 E D₀ ~ 次の拡張末期 E D₁）を示す情報がユーザインターフェース（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 1 1 3 】

30

(ステップ S 3 1)

次に、操作者は操作部 8 2 を用いて、初期時相（第1時相に相当する）にて第1初期輪郭（第1関心領域に相当する）の位置を指定する。例えば、操作者が操作部 8 2 を用いて初期時相として収縮末期 E S を指定した場合、表示制御部 7 は、収縮末期 E S 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、収縮末期 E S における断層像上において、内膜及び外膜の第1初期輪郭位置 I C 1 を指定する。

【 0 1 1 4 】

(ステップ S 3 2)

第1追跡部 1 1 は、操作者によって指定された第1初期輪郭位置 I C 1 を追跡対象に設定して、1心拍内（拡張末期 E D₀ ~ 次の拡張末期 E D₁）に取得された各心時相における断層像データを対象として S T 処理を行うことで、残余の心時相を含む 1 心拍内の各心時相における内膜及び外膜の輪郭位置 $P_0(t)$ を求める。そして、第1追跡部 1 1 は、内膜及び外膜の輪郭位置 $P_0(t)$ を位置修正部 1 4 に出力する。また、画像処理部 1 0 は、内膜及び外膜の輪郭位置 $P_0(t)$ を運動情報算出部 2 0 と表示制御部 7 とに出力する。

40

【 0 1 1 5 】

(ステップ S 3 3)

運動情報算出部 2 0 は、第1追跡部 1 1 によって求められた内膜及び外膜の輪郭位置 $P_0(t)$ に基づいて、各心時相における壁運動情報を算出して表示制御部 7 に出力する。表示制御部 7 は、内膜及び外膜の輪郭位置 $P_0(t)$ に基づいて、各心時相における内膜

50

マーカ及び外膜マーカを生成し、各心時相における断層像、内膜マーカ、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 1 1 6 】

(ステップ S 3 4)

操作者は、表示部 8 1 に表示されている断層像、運動情報、及びマーカを参照し、操作部 8 2 を用いて、追跡処理が外れている部位の S T 処理による輪郭位置を修正する。1 例として、操作者は、断層像に表わされている内膜及び外膜の輪郭位置と、第 1 追跡部 1 1 の S T 処理によって求められた内膜及び外膜の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。そして、操作者は操作部 8 2 を用いて、内膜(外膜)の輪郭位置を修正することで、新たな輪郭位置を指定する。このように内膜(外膜)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 に出力されて、第 2 追跡部 1 2 に設定される。

10

【 0 1 1 7 】

第 3 実施形態では、心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) (第 2 時相に相当する) にて輪郭位置の追跡が外れたと操作者が判断して、心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) にて輪郭位置を修正する。これにより、心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) にて修正された新たな輪郭位置が、第 2 追跡部 1 2 に設定される。第 2 追跡部 1 2 は、心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) にて修正された新たな輪郭位置を、第 2 初期輪郭位置 IC_2 (第 2 関心領域に相当する) として設定する。

20

【 0 1 1 8 】

(ステップ S 3 5)

第 2 追跡部 1 2 は、心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) にて設定された第 2 初期輪郭位置 IC_2 を追跡対象に設定して、心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) から収縮末期 ES までに取得された各心時相における断層像データを対象として S T 処理を行うことで、心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) から収縮末期 ES までの期間の各心時相における内膜及び外膜の輪郭位置 $P_1(t)$ を求める。すなわち、第 2 追跡部 1 2 は、心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) から初期時相の収縮末期 ES に向けて順方向に追跡処理を行うことで、輪郭位置 $P_1(t)$ を求める。そして、第 2 追跡部 1 2 は、輪郭位置 $P_1(t)$ を位置修正部 1 4 に出力する。

30

【 0 1 1 9 】

(ステップ S 3 6)

位置修正部 1 4 は、第 1 初期輪郭位置 IC_1 を追跡対象に設定することで第 1 追跡部 1 1 によって得られた、初期時相(収縮末期 ES)から心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) までの期間における輪郭位置 $P_0(t)$ と、第 2 初期輪郭位置 IC_2 を追跡対象に設定することで第 2 追跡部 1 2 によって得られた、心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) から初期時相(収縮末期 ES)までの期間における輪郭位置 $P_1(t)$ とに基づいて、心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) においては第 2 初期輪郭位置 IC_2 を通り、収縮末期 ES においては第 1 初期輪郭位置 IC_1 を通るように、心時相 T_1 (拡張末期 ED_0) から初期時相(収縮末期 ES)までの期間(収縮期)に含まれる各心時相における内膜及び外膜の輪郭位置 $P(t)$ を求める。

40

【 0 1 2 0 】

(ステップ S 3 7)

さらに、画像処理部 1 0 は、初期時相(収縮末期 ES)から拡張末期 ED_1 までの拡張期については、ステップ S 3 2 において第 1 追跡部 1 1 によって求められた輪郭位置 $P_0(t)$ を維持する。

【 0 1 2 1 】

(ステップ S 3 8)

また、拡張期における追跡結果である輪郭位置 $P_0(t)$ に修正が必要な場合は、第 3 追跡部 1 3 による再追跡処理(R e T r a c k 2 機能)を実行しても良い。

50

【 0 1 2 2 】

上記のステップ S 3 6 において、位置修正部 1 4 は、第 2 実施形態と同様に第 1 の方法又は第 2 の方法に従って、拡張末期 E D₀ から収縮末期 E S までの期間（収縮期）に含まれる各心時相における輪郭位置 P（t）を求める。

【 0 1 2 3 】

ここで、第 2 の方法の具体例について図 7 を参照して説明する。例えば、輪郭位置 P₀（t）については、拡張末期 E D₀ にて重みが「0」となり、拡張末期 E D₀ から収縮末期 E S になるに従って徐々に重みが大きくなって収縮末期 E S にて重みが「1」となる第 1 重み関数 W₀（t）を適用する。また、輪郭位置 P₁（t）については、拡張末期 E D₀ にて重みが「1」となり、拡張末期 E D₀ から収縮末期 E S になるに従って徐々に重みが小さくなって収縮末期 E S にて重みが「0」となる第 2 重み関数 W₁（t）を適用する。位置修正部 1 4 は、第 1 重み関数 W₀（t）を輪郭位置 P₀（t）に適用し、第 2 重み関数 W₁（t）を輪郭位置 P₁（t）に適用して加算することで、1 心拍内の各心時相における輪郭位置 P（t）を求める。

【 0 1 2 4 】

第 3 実施形態の具体例について図 8 から図 1 1 を参照して説明する。第 3 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）を走査することで、短軸断面における断層像データ（以下、「短軸像データ」と称する）を取得して表示する場合について説明する。まず、上述したステップ S 3 0 からステップ S 3 3 までの処理を実施する。図 8 には、ステップ S 3 3 までの処理結果を示す。1 例として、表示制御部 7 は、短軸像 3 0 0 を表示部 8 1 に表示させ、さらに、内膜マーカ 3 1 0 と外膜マーカ 3 2 0 とを短軸像 3 0 0 に重ねて表示部 8 1 に表示させる。図 8 に示す短軸像 3 0 0 は、心時相 E D₀（拡張末期）に取得された断層像である。また、表示制御部 7 は、運動情報算出部 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。1 例として、表示制御部 7 は、心筋の領域 G における壁厚変化率（Radial Strain [%]）の時間変化を表すグラフ 4 0 1、領域 H における壁厚変化率を表すグラフ 4 0 2、領域 I における壁厚変化率を表すグラフ 4 0 3、領域 J における壁厚変化率を表すグラフ 4 0 4、領域 K における壁厚変化率を表すグラフ 4 0 5、及び、領域 L における壁厚変化率を表すグラフ 4 0 6 を表示部 8 1 に表示させる。グラフ 4 0 1 ~ 4 0 6 において、横軸は心時相を示し、縦軸は短軸における壁厚変化率 [%] を示している。図 8 に示す例では、心時相 E D₀（拡張末期）において前壁部位（矢印 Y と矢印 4 0 4 A とで示す）において外膜の追跡位置が外れており、該当部位において strain 値が過大に評価されている。

【 0 1 2 5 】

図 9 は、ステップ S 3 4 において、前壁部位の輪郭位置を修正した状態を示す。図 9 には、修正後の外膜マーカ 3 2 0 A が表されている。また、この修正作業に伴って、グラフ 4 0 4 の値（矢印 4 1 4 A で示す箇所）も修正されて、グラフ 4 1 4 として表示されている。

【 0 1 2 6 】

そして、ステップ S 3 5 からステップ S 3 7 までの処理を実行した後の状態を図 1 0 に示す。収縮期における前壁部位が更新され、新たな内膜マーカ 3 3 0 と外膜マーカ 3 4 0 とが表示されている。さらに、壁厚変化率のグラフもグラフ 4 2 1 ~ 4 2 6 に更新されて、壁厚変化率がより正確に表わされている（矢印 4 2 4 A で示す箇所）。

【 0 1 2 7 】

さらに、図 1 0 に示す例では、前壁部位の拡張期の追跡において、心時相 E' の後に追跡ずれが発生しているため、第 3 追跡部 1 3 による再追跡処理（Re Track 2 機能）を実行した。Re Track 2 機能を実行した後の状態を図 1 1 に示す。図 1 1 には、第 3 追跡部 1 3 による再追跡処理後のグラフ 4 3 1 ~ 4 3 6 を示す。この再追跡処理により、追跡ずれが解消されて、壁厚変化率がより正確に評価されている。例えば、グラフ 4 3 4 の矢印 4 3 4 A で示す箇所のように、壁厚変化率が正確に評価されている。

【 0 1 2 8 】

(第 2 実施形態及び第 3 実施形態の変形例)

次に、上述した第 2 実施形態及び第 3 実施形態の変形例について説明する。上述した第 2 実施形態では、収縮期のみを対象として R e T r a c k 1 機能を実行したが、この機能を拡張期に適用しても良い。具体的には、心臓の運動の周期性が同じ軌道を描くことを仮定すると、拡張末期 E D₀での輪郭位置と拡張末期 E D₁での輪郭位置とは等しいと考えることができる。このように仮定すると、第 2 実施形態の場合には、ステップ S 2 7 の処理において、ステップ S 2 6 の処理を適用することで拡張期の輪郭位置 P₂(t)を更新する。すなわち、位置修正部 1 4 は、収縮末期 E S においては修正された輪郭位置(第 2 初期輪郭位置 I C 2)を通り、拡張末期 E D₁においては拡張末期 E D₀と等しい輪郭位置(第 1 初期輪郭位置 I C 1)を通るように、収縮末期 E S から拡張末期 E D₁までの期間(拡張期)に含まれる各心時相における輪郭位置 P (t)を求める。すなわち、拡張期においては、収縮末期 E S と拡張末期 E D₁とでの輪郭設定又は修正結果を追跡の拘束条件として用いる。

10

【 0 1 2 9 】

また、上述した第 3 実施形態では、ステップ S 3 4 において、第 2 追跡部 1 2 が、拡張末期 E D₀における輪郭位置の修正を受け付けた段階で、拡張末期 E D₁での輪郭位置と拡張末期 E D₀での輪郭位置とが等しいと仮定して、拡張末期 E D₀での輪郭位置修正に連動させて、拡張末期 E D₁近傍での輪郭位置を予め自動的に修正しても良い。なお、図 9 には、拡張末期 E D₀での輪郭位置修正に連動させて拡張末期 E D₁近傍での輪郭位置の更新を行った例を示している。

20

【 0 1 3 0 】

[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 1 2 を参照して説明する。上述した実施形態では、心臓を表す 2 次元的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 実施形態では、心臓を表すボリュームデータに対する第 2 実施形態の適用を 1 例として説明する。

30

【 0 1 3 1 】

第 4 実施形態に係る処理は、第 2 実施形態におけるステップ S 2 0 からステップ S 2 8 の処理と基本的に同じであるが、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。

【 0 1 3 2 】

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 M P R 処理を施すことで、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、画像生成部 5 は、ボリュームデータに M P R 処理を施すことで、複数の異なる断面における M P R 画像データをそれぞれの断面ごとに生成する。そして、M P R 画像上で輪郭位置の設定、追跡位置の追跡ずれの判断、及び輪郭位置の修正を行う。

40

【 0 1 3 3 】

例えば図 1 2 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 5 0 0 (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 5 1 0 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 M P R 画像データ(短軸像データ)を生成する。例えば図 1 2 に示すように、画像生成部 5 は、長軸方向の所定深さの面 C 1 (a p i c a l) における短軸像 5 2 0 を生成し、所定深さの面 C 2 (m i d d l e) における短軸像 5 3 0 を生成し、所定深さの面 C 3 (b a s a l) における短軸像 5 4 0 を生成する。画像生成部 5 によって生成された M P R 画像データは、記憶部 6 に記憶される。また、面 C 1、面 C

50

2、及び面C3の位置情報は、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を用いて面の位置を指定しても良い。

【0134】

操作者は、ステップS21において、表示部81に表示された長軸像500と長軸像510とを参照して、操作部82を用いて、長軸像500と長軸像510とにおいて、内膜及び外膜の初期輪郭を指定する。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における内膜及び外膜の初期輪郭の座標情報が、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における内膜及び外膜の初期輪郭の座標情報が、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。

10

【0135】

画像処理部10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、画像処理部10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。

【0136】

そして、ステップS22にて、第1追跡部11は、内膜の3次元的な初期輪郭を追跡対象として、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、第1追跡部11は、外膜の3次元的な初期輪郭を追跡対象として、ST法を用いて、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位置を求める。このように、第1追跡部11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。図12は、ステップS22の処理後の追跡結果を示す。

20

【0137】

なお、運動情報算出部20は、各心時相における内膜及び外膜の3次元的な輪郭位置に基づいて、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C1における壁運動情報、面C2における壁運動情報、及び、面C3における壁運動情報を求める。また、マーカ生成部71は、長軸断面A、長軸断面B、面C1、面C2、及び面C3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。そして、表示制御部7は、各心時相におけるMPR画像、内膜マーカ、外膜マーカ、及び壁運動情報を表示部81に表示させる。

30

【0138】

例えば図12に示すように、表示制御部7は、各心時相における長軸像500、長軸像510、短軸像520、短軸像530、及び短軸像540を、心時相ごとに表示部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マーカ501と外膜マーカ502とを長軸像500に重ねて表示部81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511と外膜マーカ512とを長軸像510に重ねて表示部81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521と外膜マーカ522とを短軸像520に重ねて表示部81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531と外膜マーカ532とを短軸像530に重ねて表示部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マーカ541と外膜マーカ542とを短軸像540に重ねて表示部81に表示させる。

40

【0139】

さらに、表示制御部7は、運動情報算出部20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MPR画像に重ねて表示部81に表示させる。

【0140】

操作者は、表示部81に表示されたMPR画像に表わされている内膜及び外膜の輪郭位

50

置と、S T 処理により得られた輪郭位置とを操作者が見比べることで、追跡ずれを判断する。追跡ずれが認められる場合には、ステップ S 2 4 において、操作者は、追跡ずれが発生している箇所を M P R 画像上で修正する。そして、ステップ S 2 5 からステップ S 2 7 までの処理を、3 次元的な輪郭位置に対して実行する。

【 0 1 4 1 】

なお、第 4 実施形態において、上述した第 1 実施形態、第 3 実施形態、及びそれらの変形例を適用しても良い。

【 0 1 4 2 】

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。

【 0 1 4 3 】

なお、ユーザインターフェース (U I) 8 は、表示部 8 1 と操作部 8 2 を備えている。表示部 8 1 は、C R T 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 8 2 は、キーボード、マウス、トラックボール、又は T C S (T o u c h C o m m a n d S c r e e n) など構成されており、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 (U I) 8 と制御部 9 とによって、この発明の「関心領域設定手段」、「第 1 関心領域設定手段」、及び「第 2 関心領域設定手段」の 1 例を構成する。

【 0 1 4 4 】

また、画像生成部 5、表示制御部 7、制御部 9、画像処理部 1 0、及び運動情報算出部 2 0 は、図示しない C P U と、R O M、R A M などの図示しない記憶装置とを備えている。記憶装置には、画像生成部 5 の機能を実行するための画像生成プログラム、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、制御部 9 の機能を実行するための制御プログラム、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、及び運動情報算出部 2 0 の機能を実行するための運動情報算出プログラムが記憶されている。また、表示制御プログラムには、マーカ生成部 7 1 の機能を実行するためのマーカ生成プログラムと、色割り当て部 7 2 の機能を実行するための色割り当てプログラムとが含まれている。また、画像処理プログラムには、第 1 追跡部 1 1 の機能を実行するための第 1 追跡プログラム、第 2 追跡部 1 2 の機能を実行するための第 2 追跡プログラム、第 3 追跡部 1 3 の機能を実行するための第 3 追跡プログラム、及び位置修正部 1 4 の機能を実行するための位置修正プログラムが含まれている。そして、C P U が、各プログラムを実行することで、各部の機能を実行する。なお、画像処理プログラム、表示制御プログラム、及び運動情報算出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。

【 0 1 4 5 】

[超音波画像処理装置]

また、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 (U I) 8、制御部 9、画像処理部 1 0、及び運動情報算出部 2 0 によって、超音波画像処理装置を構成しても良い。この超音波画像処理装置によって上述した第 1 実施形態から第 4 実施形態に係る処理を実行しても、超音波診断装置 1 と同様に、収縮期における追跡ずれを修正して、組織の運動情報をより正確に提供することが可能となる。

【 符号の説明 】

【 0 1 4 6 】

- 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

10

20

30

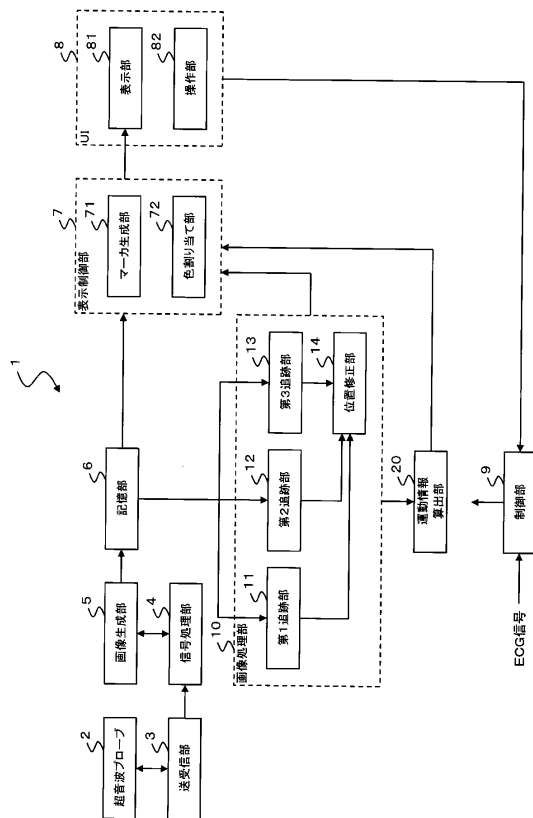
40

50

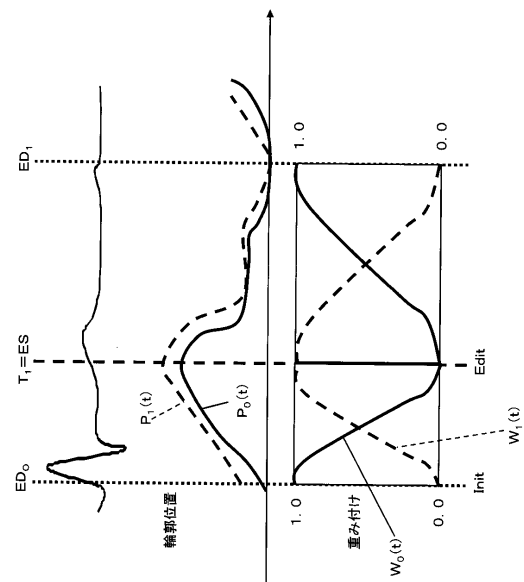
- 7 表示制御部
- 8 ユーザーインターフェース（UI）
- 9 制御部
- 10 画像処理部
- 11 第1追跡部
- 12 第2追跡部
- 13 第3追跡部
- 14 位置修正部
- 20 運動情報算出部
- 71 マーカ生成部
- 72 色割り当て部
- 81 表示部
- 82 操作部

10

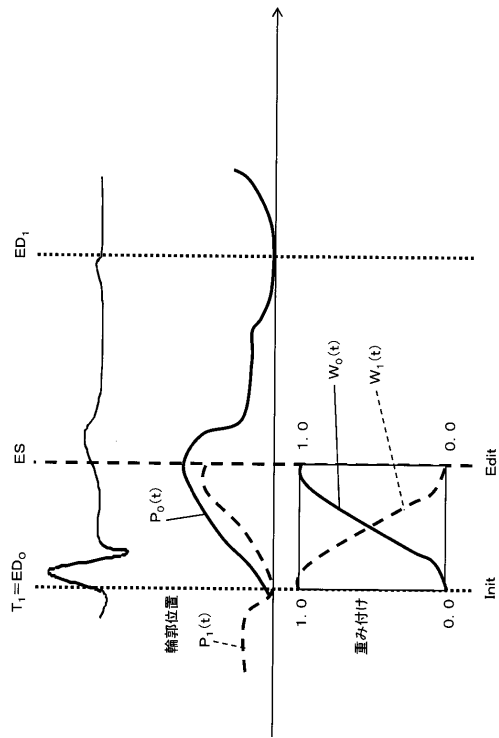
【 図 1 】



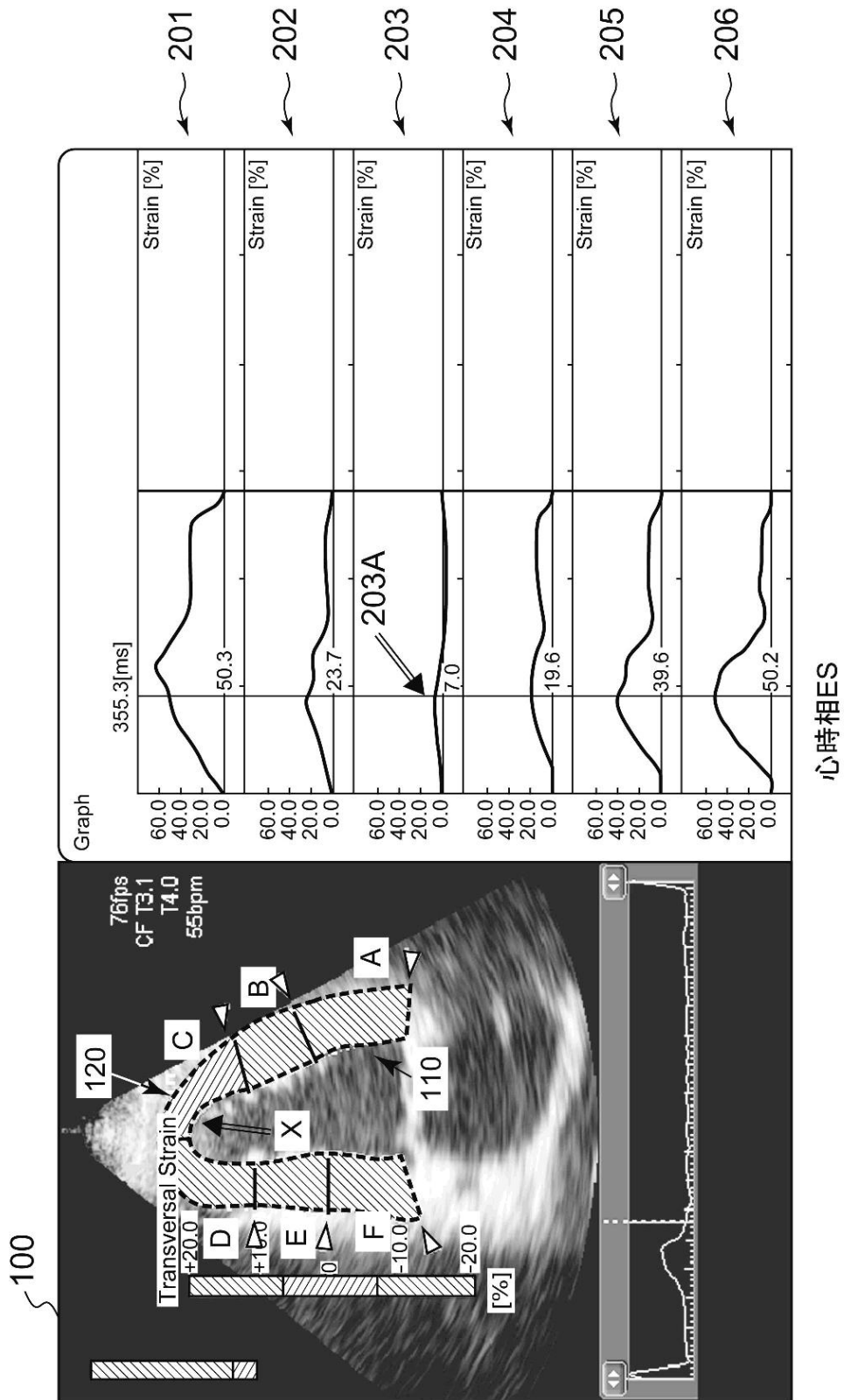
【圖 2】



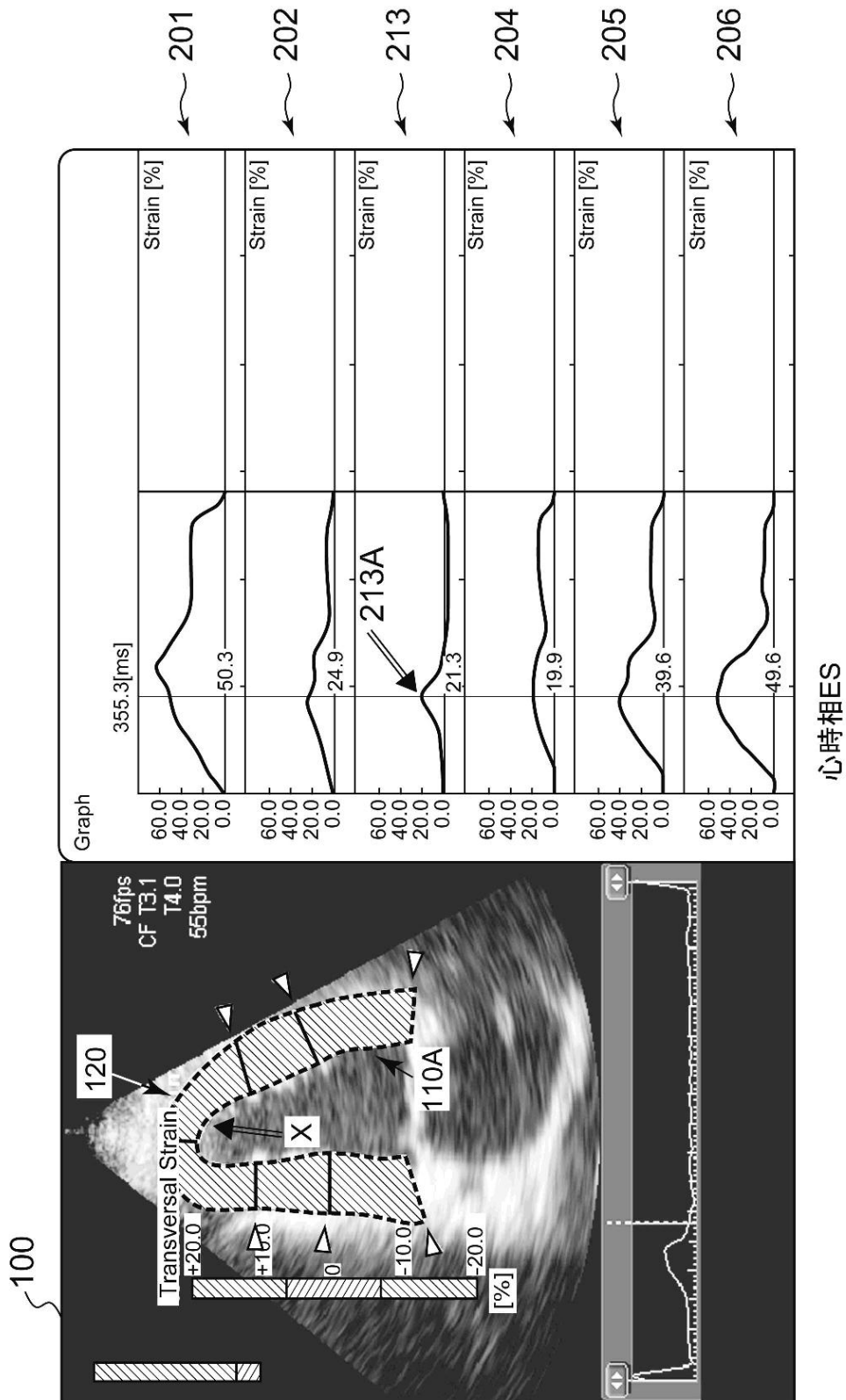
【図 7】



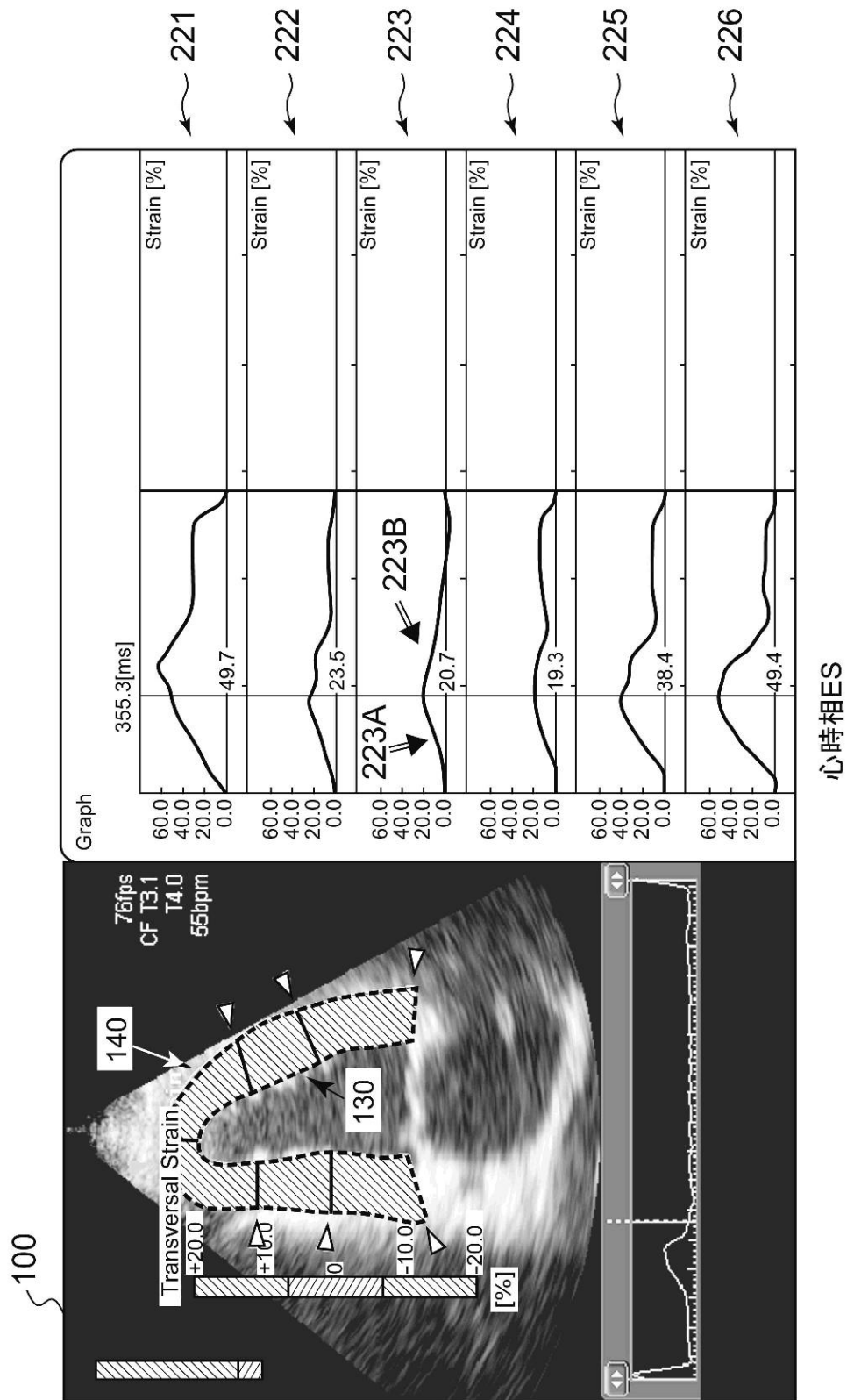
【図 3】



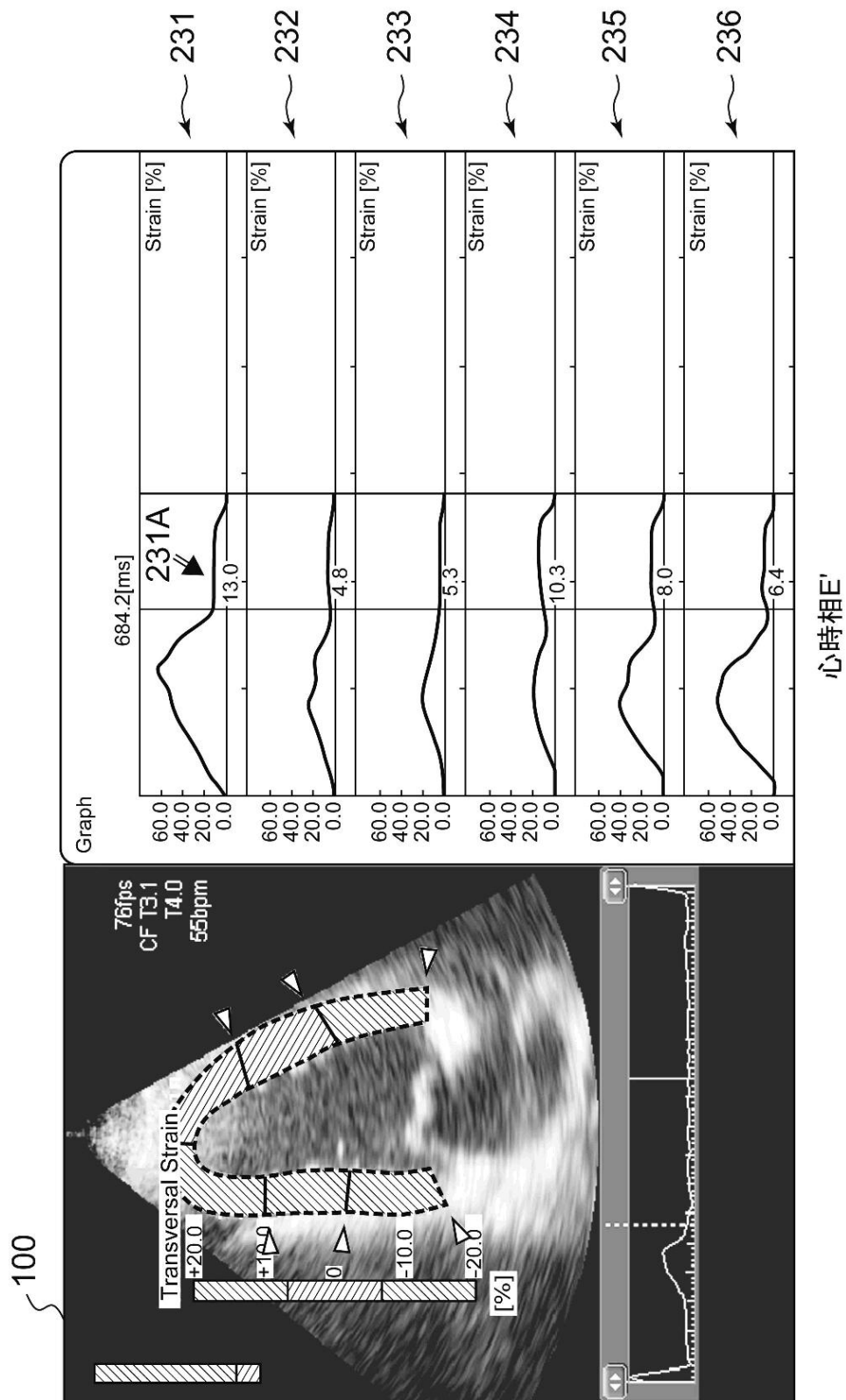
【図4】



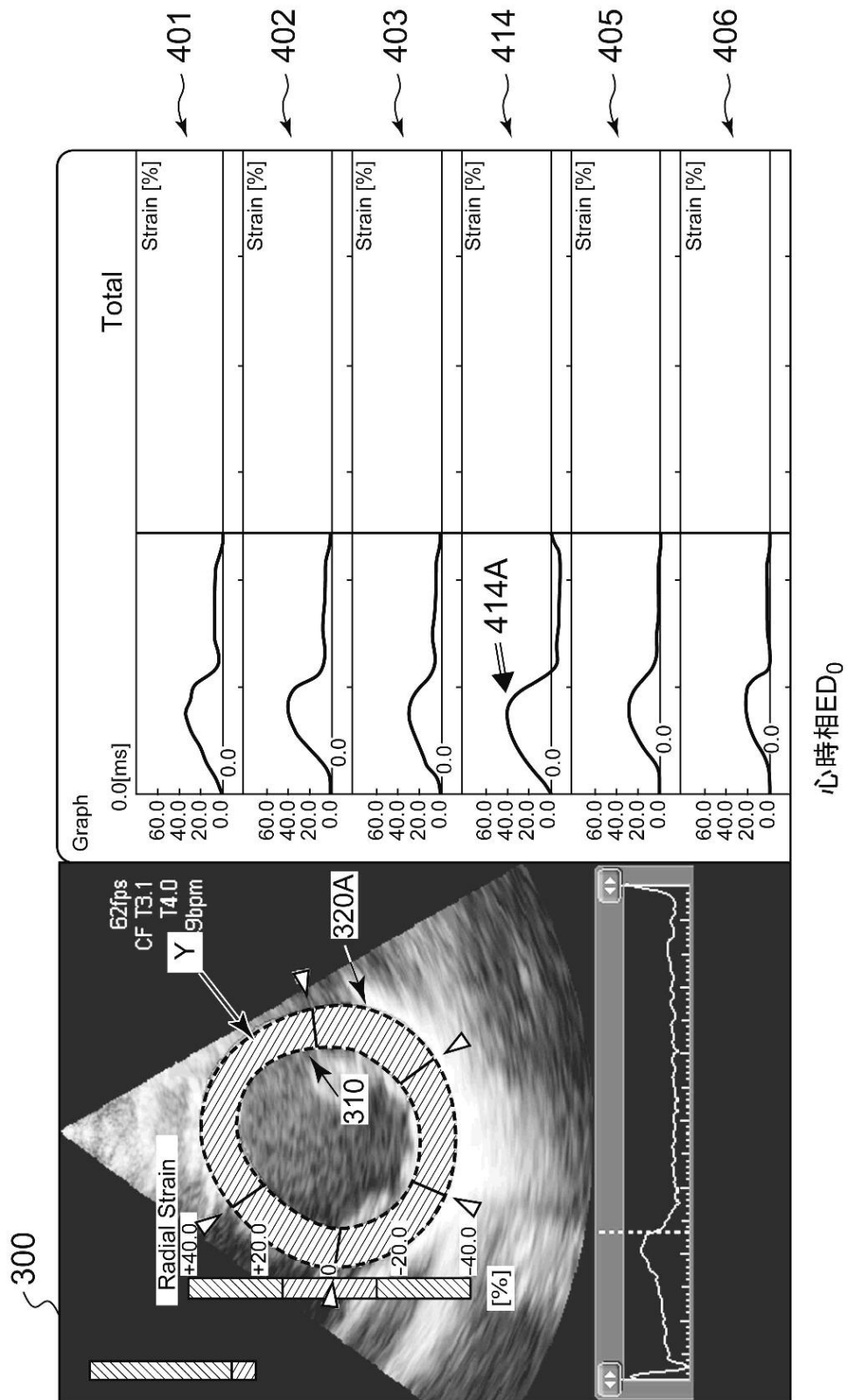
【図5】



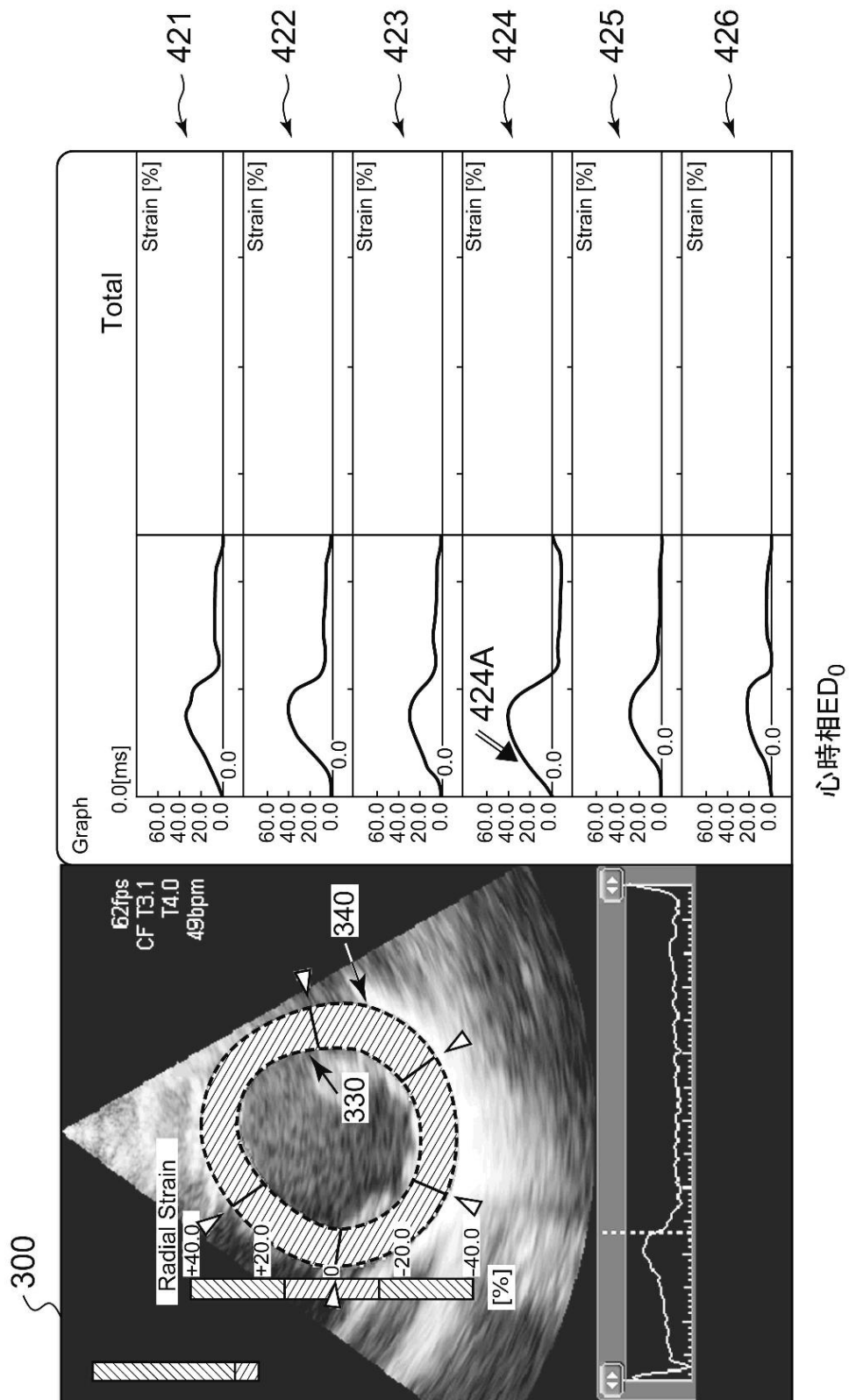
【図6】

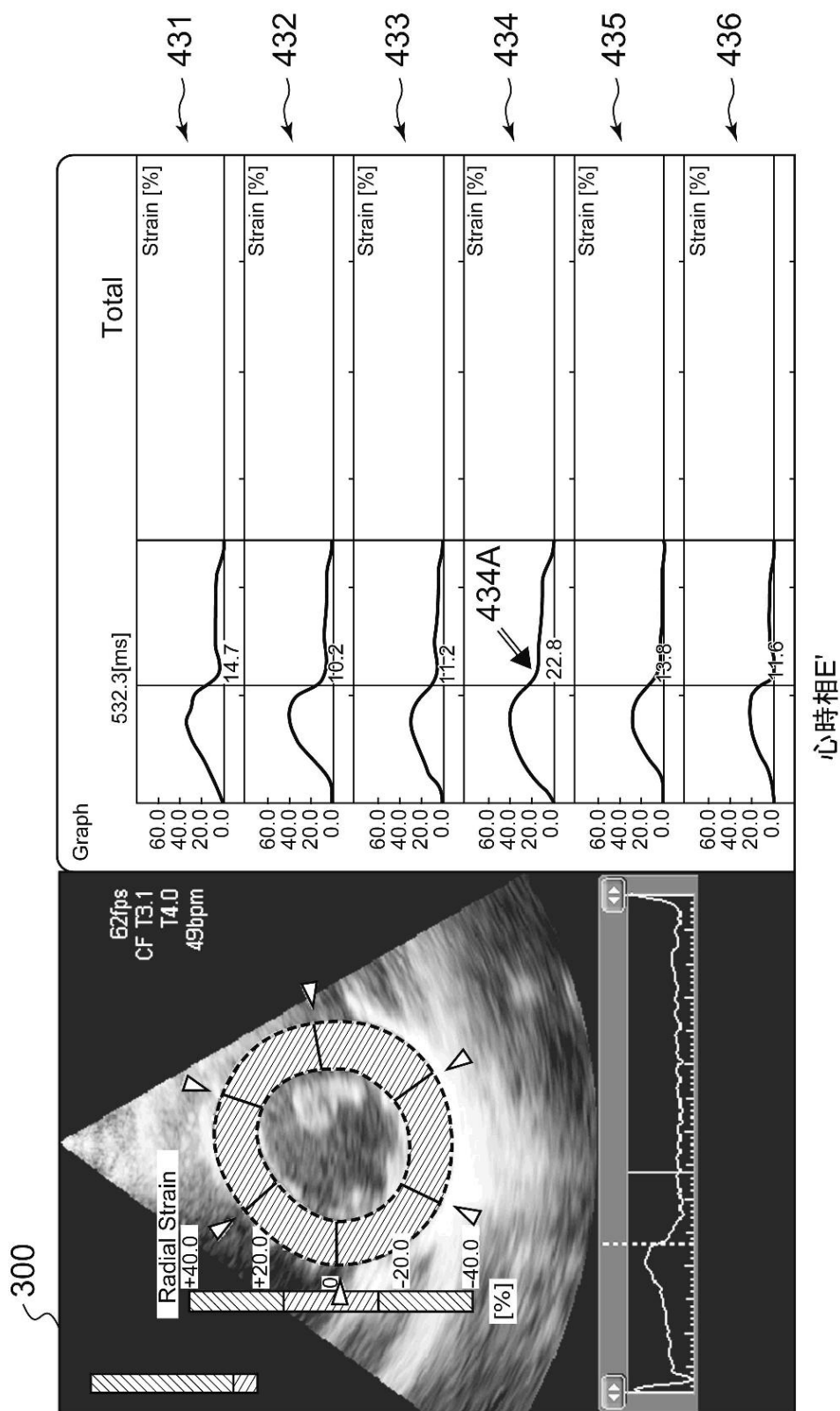


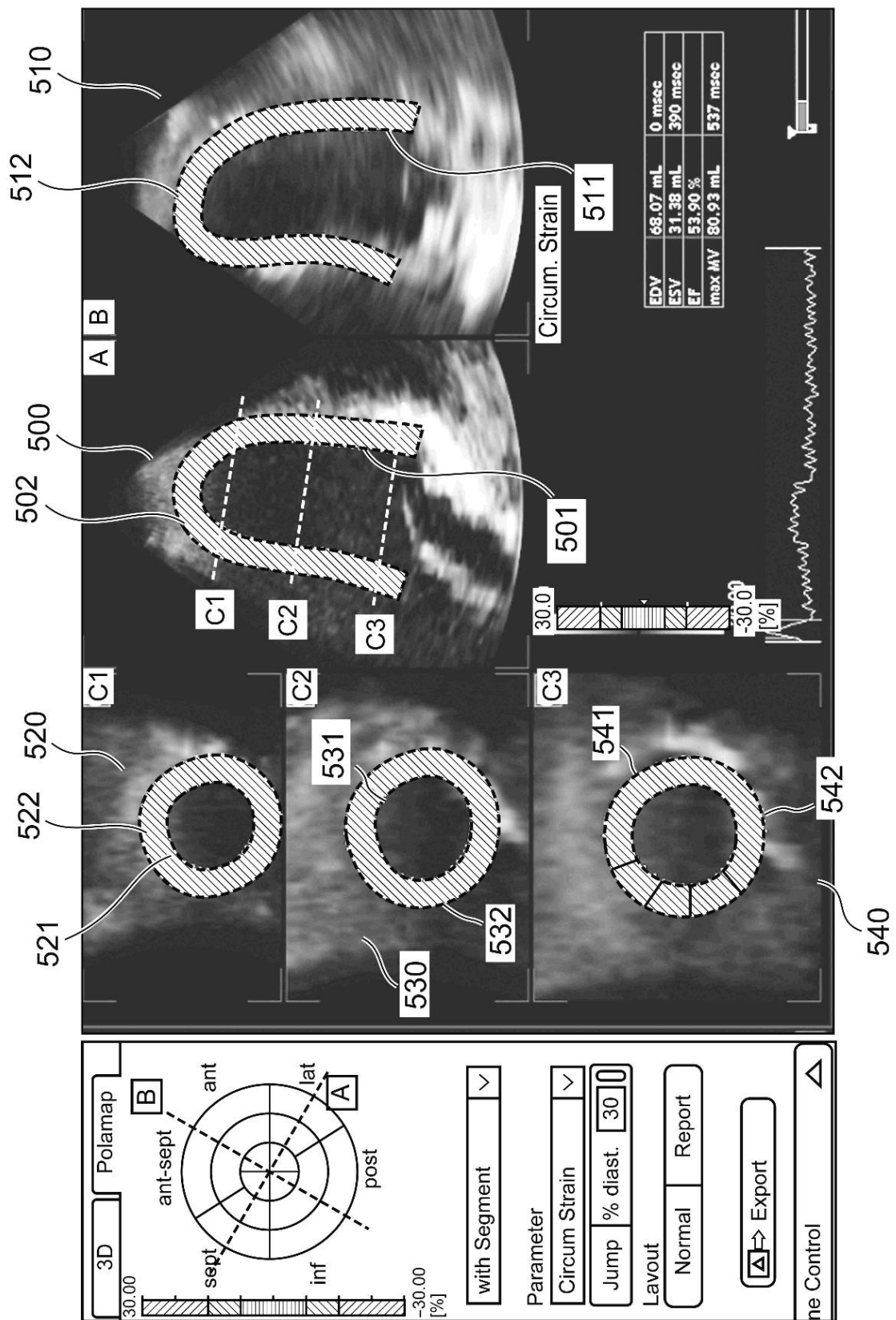
【図9】



【図10】







フロントページの続き

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開2003-175041 (J P , A)
特開2008-73423 (J P , A)
特開2008-301920 (J P , A)
特開2009-261638 (J P , A)
国際公開第2008/044572 (WO , A 1)

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

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	JP5295805B2	公开(公告)日	2013-09-18
申请号	JP2009024643	申请日	2009-02-05
[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 川岸哲也		
发明人	阿部 康彦 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/055 A61B6/03 A61B6/503 A61B6/504 A61B8/0891 A61B8/483 A61B8/485 G06T7/174 G06T7/246 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JB51 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK31 4C601/LL38		
其他公开文献	JP2010178876A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置，其能够通过跟踪感兴趣区域的过程中通过简单操作校正跟踪位置，来更准确地评估包括在感兴趣区域中的组织的运动。第一跟踪单元(11)基于在一个周期区间内的每个时相中获取的超声图像数据，针对每个时相设置在第一时间相中设置的第一感兴趣区域的位置。并逐阶段跟踪第二阶段中设定的第二感兴趣区域的位置。位置校正单元14基于每个阶段中的第一感兴趣区域的位置信息和每个阶段中的第二感兴趣区域的位置信息来确定第一阶段中的第一感兴趣区域的位置和第二相位。确定每个时间段中的感兴趣区域的位置信息，以便通过第二感兴趣区域的位置。运动信息计算单元20基于由位置校正单元14获得的位置信息获得组织的运动信息。[选图]图1

