

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5491836号
(P5491836)

(45) 発行日 平成26年5月14日 (2014. 5. 14)

(24) 登録日 平成26年3月7日 (2014. 3. 7)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 24 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2009-274675 (P2009-274675)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成21年12月2日 (2009. 12. 2)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2010-194299 (P2010-194299A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成22年9月9日 (2010. 9. 9)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成24年11月20日 (2012. 11. 20)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2009-20678 (P2009-20678)		栃木県大田原市下石上1385番地
(32) 優先日	平成21年1月30日 (2009. 1. 30)	(74) 代理人	100108855
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

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、医用画像診断装置及び医用画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の周期的に運動する診断部位を超音波走査して得られる受信信号を、少なくとも1周期以上の所定期間について取得するデータ取得ユニットと、

前記受信信号を用いて時系列的な超音波画像データを生成するデータ生成ユニットと、
第1の時相における前記超音波画像データに、複数の関心領域を設定する関心領域設定ユニットと、

前記第1の時相を基準として、前記第1の時相とは異なる第2の時相へ向けて、前記複数の関心領域の位置情報を追跡し、前記所定期間に亘る前記各関心領域についての追跡経路を得る第1の追跡処理を行う第1の追跡ユニットと、

前記第2の時相における前記超音波画像データに、追跡対象を設定する追跡対象設定ユニットと、

前記各関心領域についての追跡経路のうち前記追跡対象に対応する追跡経路を用いて、前記第2の時相を基準として前記追跡対象の位置情報を追跡する第2の追跡処理を行う第2の追跡ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記追跡対象設定ユニットは、前記診断部位の内膜もしくは外膜上のある1点に関する局所的な法線方向で得られる内外膜間の厚さに相当するペアとなる1点を各々対応する外膜もしくは内膜上で定め、前記厚さに相当するペア間の位置を等分することで、前記追跡

10

20

対象として前記診断部位の中層の位置を設定する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 2 の追跡ユニットは、前記第 2 の時相を開始時相として、前記所定期間の各時相における前記追跡対象の位置情報を追跡する前記第 2 の追跡処理を行う請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 2 の追跡ユニットは、

前記第 1 の心時相において設定された前記複数の関心領域の内部で前記追跡対象の複数箇所の候補点を設定し、

前記第 1 の追跡処理によって得られる、前記複数箇所の候補点に対応する複数の追跡経路のうち、前記第 2 の時相において期待される前記追跡対象に関する最寄りの位置を通る追跡経路を用いて、前記第 2 の追跡処理を行う請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

少なくとも前記追跡対象の位置情報を用いて定義される運動情報を、所定の形態で前記超音波画像データと重畳させて又は並べて表示するための運動情報画像を生成する画像生成ユニットと、

前記生成された運動情報画像を表示する表示ユニットと、

をさらに具備する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

20

前記画像生成ユニットは、

前記第 2 の追跡処理により得られた、前記診断対象の内外膜に相当する前記複数の関心領域の少なくとも一方の輪郭位置と、前記追跡対象としての前記診断対象の中膜に相当する輪郭位置と、前記関心領域と、を所定数の区画に区分する厚さ方向のしきり線の位置とによって構成される枠線を設定し、

前記所定期間の各時相の超音波画像データ上に、前記枠線に対応する位置に重畳させた前記運動情報画像を生成す請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像生成ユニットは、

前記第 2 の追跡処理により得られた、前記診断対象の内外膜に相当する前記複数の関心領域の二つの端点と当該端点間に存在する一つ以上の中層点とを結ぶ複数の線分によって構成されるストレインゲージを所定数設定し、

30

前記所定期間の各時相の超音波画像データ上に前記各ストレインゲージに対応する位置に重畳させたストレインゲージ画像を、前記運動情報画像として生成する請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 2 の時相は、前記第 1 の時相より時間的に前である請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記第 1 の時相は収縮末期であり、前記第 2 の時相は拡張末期である請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

40

【請求項 10】

前記追跡対象は、拡張末期において被検体の心臓壁を複数に等分する中膜である請求項 1 乃至 9 のうちいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記第 1 の追跡ユニットは、パターンマッチングを含む移動ベクトル推定処理から得られた動き情報を用いて前記それぞれの追跡経路を得る請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

被検体の周期的に運動する診断部位を超音波走査して得られる受信信号を、少なくとも

50

1 周期以上の所定期間について記憶する記憶ユニットと、
前記受信信号を用いて時系列的な超音波画像データを生成するデータ生成ユニットと、
第 1 の時相における前記超音波画像データに、複数の関心領域を設定する関心領域設定

ユニットと、
前記第 1 の時相を基準として、前記第 1 の時相とは異なる第 2 の時相へ向けて、前記複数の関心領域の位置情報を追跡し、前記所定期間に亘る前記各関心領域についての追跡経路を得る第 1 の追跡処理を行う第 1 の追跡ユニットと、

前記第 2 の時相における前記超音波画像データに、追跡対象を設定する追跡対象設定ユニットと、

前記各関心領域についての追跡経路のうち前記追跡対象に対応する追跡経路を用いて、前記第 2 の時相を基準として前記追跡対象の位置情報を追跡する第 2 の追跡処理を行う第 2 の追跡ユニットと、

を具備する超音画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記追跡対象設定ユニットは、内膜もしくは外膜上のある 1 点に関する局所的な法線方向で得られる内外膜間の厚さに相当するペアとなる 1 点を各々対応する外膜もしくは内膜上で定め、前記厚さに相当するペア間の位置を等分することで、前記追跡対象として前記診断部位の中層の位置を設定する請求項 1 2 記載の超音画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記第 2 の追跡ユニットは、前記第 2 の時相を開始時相として、前記所定期間の各時相における前記追跡対象の位置情報を追跡する前記第 2 の追跡処理を行う請求項 1 2 又は 1 3 記載の超音画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記第 2 の追跡ユニットは、

前記第 1 の心時相において設定された前記複数の関心領域の内部で前記追跡対象の複数箇所の候補点を設定し、

前記第 1 の追跡処理によって得られる、前記複数箇所の候補点に対応する複数の追跡経路のうち、前記第 2 の時相において期待される中層位置に関する最寄りの位置を通る追跡経路を用いて、前記第 2 の追跡処理を行う請求項 1 2 又は 1 3 記載の超音画像処理装置。

【請求項 1 6】

少なくとも前記追跡対象の位置情報を用いて定義される運動情報を、所定の形態で前記超音波画像データと重畳させて又は並べて表示するための運動情報画像を生成する画像生成ユニットと、

前記生成された運動情報画像を表示する表示ユニットと、

をさらに具備する請求項 1 2 乃至 1 5 のうちいずれか一項記載の超音画像処理装置。

【請求項 1 7】

前記画像生成ユニットは、

前記第 2 の追跡処理により得られた、前記診断対象の内外膜に相当する前記複数の関心領域の少なくとも一方の輪郭位置と、前記追跡対象としての前記診断対象の中膜に相当する輪郭位置と、前記関心領域と、を所定数の区画に区分する厚さ方向のしきり線の位置とによって構成される枠線を設定し、

前記所定期間の各時相の超音波画像データ上に、前記枠線に対応する位置に重畳させた前記運動情報画像を生成す請求項 1 6 記載の超音画像処理装置。

【請求項 1 8】

前記画像生成ユニットは、

前記第 2 の追跡処理により得られた、前記診断対象の内外膜に相当する前記複数の関心領域の二つの端点と当該端点間に存在する一つ以上の中層点とを結ぶ複数の線分によって構成されるストレインゲージを所定数設定し、

前記所定期間の各時相の超音波画像データ上に前記各ストレインゲージを対応する位置に重畳させたストレインゲージ画像を、前記運動情報画像として生成する請求項 1 6 記載

10

20

30

40

50

の超音画像処理装置。

【請求項 19】

前記第2の時相は、前記第1の時相より時間的に前である請求項12乃至18のうちいずれか一項記載の超音画像処理装置。

【請求項 20】

前記第1の時相は収縮末期であり、前記第2の時相は拡張末期である請求項12乃至19のうちいずれか一項記載の超音画像処理装置。

【請求項 21】

前記追跡対象は、拡張末期において被検体の心臓壁を複数に等分する中膜である請求項12乃至21のうちいずれか1項記載の超音画像処理装置。

【請求項 22】

前記第1の追跡ユニットは、パターンマッチングを含む移動ベクトル推定処理から得られた動き情報を用いて前記それぞれの追跡経路を得る請求項12乃至21のいずれか1項記載の超音画像処理装置。

【請求項 23】

被検体の周期的に運動する診断部位に関する撮像データを、少なくとも1周期以上の所定期間について取得するデータ取得ユニットと、

前記撮像データを用いて時系列的な画像データを生成するデータ生成ユニットと、

第1の時相における前記画像データに、複数の関心領域を設定する関心領域設定ユニットと、

前記第1の時相を基準として、前記第1の時相とは異なる第2の時相へ向けて、前記複数の関心領域の位置情報を追跡し、前記所定期間に亘る前記各関心領域についての追跡経路を得る第1の追跡処理を行う第1の追跡ユニットと、

前記第2の時相における前記画像データに、追跡対象を設定する追跡対象設定ユニットと、

前記各関心領域についての追跡経路のうち前記追跡対象に対応する追跡経路を用いて、前記第2の時相を基準として前記追跡対象の位置情報を追跡する第2の追跡処理を行う第2の追跡ユニットと、

を具備する医用画像診断装置。

【請求項 24】

被検体の周期的に運動する診断部位に関する撮像データを、少なくとも1周期以上の所定期間について記憶する記憶ユニットと、

前記撮像データを用いて時系列的な画像データを生成するデータ生成ユニットと、

第1の時相における前記画像データに、複数の関心領域を設定する関心領域設定ユニットと、

前記第1の時相を基準として、前記第1の時相とは異なる第2の時相へ向けて、前記複数の関心領域の位置情報を追跡し、前記所定期間に亘る前記各関心領域についての追跡経路を得る第1の追跡処理を行う第1の追跡ユニットと、

前記第2の時相における前記画像データに、追跡対象を設定する追跡対象設定ユニットと、

前記各関心領域についての追跡経路のうち前記追跡対象に対応する追跡経路を用いて、前記第2の時相を基準として前記追跡対象の位置情報を追跡する第2の追跡処理を行う第2の追跡ユニットと、

を具備する医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心壁運動情報等の組織運動情報を取得することができる超音波診断装置、当該超音波診断装置によって取得された組織運動情報を用いて画像処理を行う超音波診断装置、超音波画像処理装置、医用画像診断装置及び医用画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。この他、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していったの検査も容易に行えるなど簡便な診断手法であると言える。この超音波診断において用いられる超音波診断装置は、それが具備する機能の種類によって様々に異なるが、小型なものは片手で持ち運べる程度のものが開発されており、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

10

【0003】

心筋等の生体組織に関して、その機能を客観的かつ定量的に評価することは、その組織の診断にとって非常に重要である。近年、上述した超音波診断装置を利用して、主に心臓を例として様々な定量的評価法が試みられている。例えば、後述する特許文献1、特許文献2に記載されているように、2次元や3次元画像中の局所的なパターンマッチングを行いながら、局所領域の動きを検出することで変位や歪みといった局所の壁運動情報を演算して表示するスペckルトラッキング技術（Speckle Tracking：以下「ST」と称する）が実用化されている。そしてこれらのST法を用いて、例えば後述する特許文献3、特許文献4に記載されているように、歪み計測用の2点間のペアを結ぶ「ストレインゲージ」の表示が知られている。これら従来のストレインゲージ表示では、壁厚を内外分離した局所的なストレインゲージ表示についても述べられており、多層構造を有する心筋内で例えば内膜側と外膜側とを分離して詳細な壁運動の様子を観察することが可能である。

20

【0004】

ここで、心筋内を内膜側と外膜側とに分けて評価する臨床的な具体的意義の例については、例えば後述する非特許文献1にあるように、壁厚変化率（Radial Strain）は壁内で一様ではなく、例えば健康な心筋では内膜側が外膜側の約2倍伸縮することが知られている。一方、虚血性心疾患に代表される多くの心疾患では内膜側から障害を受けるため、内膜側のstrainを評価することで、より鋭敏な診断が可能となることが挙げられる。特に、心内膜下虚血の場合には、内膜側の壁厚変化が低下する一方で外膜側の壁厚変化がこれを代償的に増大する場合があることは、後述する非特許文献1、非特許文献2若しくは非特許文献3等に示されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2003-175041号公報

【特許文献2】特開2003-250804号公報

【特許文献3】特開2009-78136号公報

【特許文献4】特願2008-160744

【非特許文献】

【0006】

40

【非特許文献1】Kuwada Y et al: Transmural Heterogeneity of the Left Ventricular Wall: Subendocardial Layer and Subepicardial Layer. Jpn J Cardiol 2000; 35; 205-218

【非特許文献2】Maruo T et al. Am J Physiol 2007; 292 :H921-927

【非特許文献3】T. Ishizu et al: " Impaired Subendocardial and Compensated Subepicardial Wall Thickening at Rest in Patients with Severe Coronary Stenosis but Visually Normal Wall Motion " , JCS2008 abstrac

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

50

ところで、上記非特許文献3等に記載されている従来の手法では、収縮末期 (End-Systole:ES) 時相で内外膜の初期輪郭を設定し、初期輪郭での内外膜の midpoint として中膜位置を決めて追跡する手法が示されている。これは、心臓の短軸像では拡張末期 (End-Diastole:ED) 時相で初期輪郭を設定して追跡を開始すると、out-of-plane motionの影響で内膜境界部位に相関の低い内膜のエコーパターンが出現する (A) ことが一因で内膜輪郭の追跡が外れることが多いためである。

【0008】

ここで、STでは組織の動き情報を精度良く求めるため、組織領域のみで移動ベクトルの推定を行う。組織領域は最初に初期輪郭によって定められ、残余の時相では推定された移動ベクトルに基づく動き情報を用いて追跡された輪郭で決まる。ここで、スペックルのノイズや変動により移動ベクトルは不正な方向を有する場合があるのを考慮して、空間的に多数の移動ベクトルを推定しておいて、統計処理により不正なものを除去する処理がSTでは一般的となっている。そして対象としている輪郭位置を追跡するのに必要な動き情報を求める際には、統計処理で選定されることで生き残った最寄りの移動ベクトルを複数個用いて空間的な補間を行うのが好適である。

【0009】

この様な一連のST処理において、上記out-of-plane motionの影響で内膜境界部位に相関の低い内膜のエコーパターンが出現するケースでは、収縮期に内膜の輪郭が今まで心筋組織の境界であった部分から心腔内へと向かって移動する。この際に相関の低いパターンマッチングが起これば、生き残る高精度な移動ベクトルが最寄り位置に少なくなる影響で動き情報の精度が低下し、追跡が外れ易い。

【0010】

これとは逆にESから追跡を開始した場合は、収縮期に上記(A)を時間的に逆行する際に内膜の輪郭が今まで心筋組織の境界であった部分から心筋内部へと向かって移動する。すると、組織部位から得られる高精度な移動ベクトルの個数が相対的に多いので、生き残った移動ベクトルの精度が良くなり追跡が外れ難い。結果、短軸像ではESから追跡を開始した方がEDから追跡を開始するよりも追跡の精度が良くなる。

【0011】

この様な分析のもと、従来の手法では、以下の事情により、内外膜を分離した壁厚変化率 (Radial Strain) $RS(t)$ が正確に評価できないという問題が存在する。

【0012】

すなわち、壁厚変化率 $RS(t)$ は、ED時相で内外膜間の壁厚方向の長さを基準長 L_0 とし、各時相(t)での長さ $L(t)$ の変化率として次式で得られる。

【0013】

$RS(t)=100 \cdot (L(t)-L_0)/L_0$ [%] (式1)

ES時相近傍で $RS(t)$ はピーク値を有し、このRSのピーク値は局所的な心筋の収縮能を反映する。

【0014】

一方、内外を分離した $RS(t)$ を評価するには、ED時相で壁厚を2等分する位置に中層位置を定め、内膜と中層間の長さの変化率 $RS_{inner}(t)$ と、中層と外膜間の長さの変化率 $RS_{outer}(t)$ を求める。この際、内外各々の $RS(t)$ のES時相近傍での値を正しく評価するには、前述の中層位置をEDからESへ向けて追跡して得る必要がある。もし、EDから追跡を開始しても内外膜位置の追跡が正確であれば特に問題は生じない。ところが前述したように、短軸像ではEDから追跡を開始すると内膜位置の追跡精度が悪いため、内外分離以前に壁厚全体のRSを正確に評価することが出来なくなる。

【0015】

壁厚全体の $RS(t)$ を正確に評価するためにESから追跡を開始すると、中層位置をES時相で設定した内外膜の壁厚を2等分する位置で与えてESからEDへ向けて追跡して得ることになるため、追跡後のEDでの中層位置は本来の定義によるEDでの内外膜間の壁厚方向を2等分した位置とは異なってしまう。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 6 】

この問題の様子を図 1 4 (a)、図 1 4 (b) に単純なモデルで示した。このモデルは簡単のために 1 次元で考えており、縦軸が壁厚方向、横軸が時間方向に対応している。図示したように設定した値は各々、RS_inner(ES)=160%、RS_outer(ES)=80%、壁厚WT(ED)=10mmなので、WT(ES)=22mmとなる。EDで 2 等分された内膜側は外膜側の 2 倍伸びるという設定である。

【 0 0 1 7 】

図 1 4 (a) に示すように、EDで中層を2分すれば内外共にL0は5mmとなる。そしてESで設定値通りのRS(ES)を得る中層位置は、外膜から見て9mm、内膜から見て13mmの位置となる。

10

【 0 0 1 8 】

一方、図 1 4 (b) に示すように、ESで中層を2分するとESでの中層位置は内外膜から見て共に11mmとなる。この位置は160%に設定したRS_inner(ES)の領域に含まれているので、RS_inner(ES)=160%となるようにEDでの中層位置を逆算すると、外膜から見て5.77mm、内膜から見て4.23mmの位置となる。この場合、RS_outer(ES)=91%と外膜側が設定値より過大評価され、結果、内膜側は外膜側の1.77倍しか伸びていないように観察される。

【 0 0 1 9 】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、心臓の内外膜を分離した壁厚変化率をより正確に評価することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、医用画像診断装置及び医用画像処理装置を提供することを目的としている。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 0 】

本発明は、上記目的を達成するため、次の様な手段を講じている。

【 0 0 2 1 】

請求項 1 に記載の発明は、被検体の周期的に運動する診断部位を超音波走査して得られる受信信号を、少なくとも 1 周期以上の所定期間について取得するデータ取得ユニットと、前記受信信号を用いて時系列的な超音波画像データを生成するデータ生成ユニットと、第 1 の時相における前記超音波画像データに、複数の関心領域を設定する関心領域設定ユニットと、前記第 1 の時相を基準として、前記第 1 の時相とは異なる第 2 の時相へ向けて、前記複数の関心領域の位置情報を追跡し、前記所定期間に亘る前記各関心領域についての追跡経路を得る第 1 の追跡処理を行う第 1 の追跡ユニットと、前記第 2 の時相における前記超音波画像データに、追跡対象を設定する追跡対象設定ユニットと、前記各関心領域についての追跡経路のうち前記追跡対象に対応する追跡経路を用いて、前記第 2 の時相を基準として前記追跡対象の位置情報を追跡する第 2 の追跡処理を行う第 2 の追跡ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

30

請求項 1 2 に記載の発明は、被検体の周期的に運動する診断部位を超音波走査して得られる受信信号を、少なくとも 1 周期以上の所定期間について記憶する記憶ユニットと、前記受信信号を用いて時系列的な超音波画像データを生成するデータ生成ユニットと、第 1 の時相における前記超音波画像データに、複数の関心領域を設定する関心領域設定ユニットと、前記第 1 の時相を基準として、前記第 1 の時相とは異なる第 2 の時相へ向けて、前記複数の関心領域の位置情報を追跡し、前記所定期間に亘る前記各関心領域についての追跡経路を得る第 1 の追跡処理を行う第 1 の追跡ユニットと、前記第 2 の時相における前記超音波画像データに、追跡対象を設定する追跡対象設定ユニットと、前記各関心領域についての追跡経路のうち前記追跡対象に対応する追跡経路を用いて、前記第 2 の時相を基準として前記追跡対象の位置情報を追跡する第 2 の追跡処理を行う第 2 の追跡ユニットと、を具備する超音波画像処理装置である。

40

請求項 2 3 に記載の発明は、被検体の周期的に運動する診断部位に関する撮像データを、少なくとも 1 周期以上の所定期間について取得するデータ取得ユニットと、前記撮像データを用いて時系列的な画像データを生成するデータ生成ユニットと、第 1 の時相における前記画像データに、複数の関心領域を設定する関心領域設定ユニットと、前記第 1 の時

50

相を基準として、前記第 1 の時相とは異なる第 2 の時相へ向けて、前記複数の関心領域の位置情報を追跡し、前記所定期間に亘る前記各関心領域についての追跡経路を得る第 1 の追跡処理を行う第 1 の追跡ユニットと、前記第 2 の時相における前記画像データに、追跡対象を設定する追跡対象設定ユニットと、前記各関心領域についての追跡経路のうち前記追跡対象に対応する追跡経路を用いて、前記第 2 の時相を基準として前記追跡対象の位置情報を追跡する第 2 の追跡処理を行う第 2 の追跡ユニットと、を具備する医用画像診断装置である。

請求項 2 4 に記載の発明は、被検体の周期的に運動する診断部位に関する撮像データを、少なくとも 1 周期以上の所定期間について記憶する記憶ユニットと、前記撮像データを用いて時系列的な画像データを生成するデータ生成ユニットと、第 1 の時相における前記画像データに、複数の関心領域を設定する関心領域設定ユニットと、前記第 1 の時相を基準として、前記第 1 の時相とは異なる第 2 の時相へ向けて、前記複数の関心領域の位置情報を追跡し、前記所定期間に亘る前記各関心領域についての追跡経路を得る第 1 の追跡処理を行う第 1 の追跡ユニットと、前記第 2 の時相における前記画像データに、追跡対象を設定する追跡対象設定ユニットと、前記各関心領域についての追跡経路のうち前記追跡対象に対応する追跡経路を用いて、前記第 2 の時相を基準として前記追跡対象の位置情報を追跡する第 2 の追跡処理を行う第 2 の追跡ユニットと、を具備する医用画像処理装置である。

【発明の効果】

【0025】

以上本発明によれば、心臓の内外膜を分離した壁厚変化率をより正確に評価することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、医用画像診断装置及び医用画像処理装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成図である。

【図 2】図 2 は、本運動情報生成機能に従う処理（運動情報生成処理）の流れを示したフローチャートである。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る逆行追跡・再配置・再追跡を含む追跡処理の詳細な流れを示したフローチャートである。

【図 4】図 4 (a)、図 4 (b) は、ED1 時相での内外輪郭上の追跡点の再配置処理を説明するための図である。

【図 5】図 5 (a)、図 5 (b) は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置によって得られる効果を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置によって得られる効果を説明するための図である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置によって得られる効果を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置によって得られる効果を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置によって得られる効果を説明するための図である。

【図 10】図 10 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置によって得られる効果を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置によって得られる効果を説明するための図である。

【図 12】図 12 は、第 2 の実施形態に係る逆行追跡・再配置・再追跡を含む追跡処理の詳細な流れを示したフローチャートである。

【図 13】図 13 は、第 2 の実施形態に係る逆行追跡・再配置・再追跡を含む追跡処理を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図 1 4】図 1 4 (a)、図 1 4 (b) は、本願に係る発明が解決しようとする課題を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 7 】

以下、本発明の第 1 実施形態乃至第 3 の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【 0 0 2 8 】

(第 1 実施形態)

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【 0 0 2 9 】

なお、本実施形態においては、本発明の技術的思想を超音波診断装置に適用する場合を例として説明する。しかしながら、これに拘泥されることなく、本発明の技術的思想は、ワークステーション、パーソナルコンピュータ等を用いた超音波画像処理装置についても適用可能である。

【 0 0 3 0 】

また、本実施形態に係る各構成要素によって実現される機能、特に後述する移動ベクトル処理ユニット 1 9、画像生成ユニット 2 1、運動情報演算ユニット 3 7 によって実現される機能については、当該各構成要素と同様の処理を実行するソフトウェアプログラムをワークステーション等のコンピュータ、コンピュータ機能を有する超音波診断装置等にインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク (フロッピー (登録商標) ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク (C D - R O M、D V D など)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【 0 0 3 1 】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成図である。本超音波診断装置 1 0 は、超音波プローブ 1 1、送信ユニット 1 3、受信ユニット 1 5、B モード処理ユニット 1 7、移動ベクトル処理ユニット 1 9、画像生成ユニット 2 1、表示ユニット 2 3、制御ユニット (C P U) 3 1、運動情報演算ユニット 3 7、記憶ユニット 3 9、操作ユニット 4 1、通信ユニット 4 3 を具備している。なお、本発明を超音波画像処理装置に適用する場合には、例えば図 1 の点線内がその構成要素となる。

【 0 0 3 2 】

超音波プローブ 1 1 は、送信ユニット 1 3 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックিং材等を有している。当該超音波プローブ 1 1 から被検体に超音波が送信されると、生体組織の非線形性等により、超音波の伝播に伴って種々のハーモニック成分が発生する。送信超音波を構成する基本波とハーモニック成分は、体内組織の音響インピーダンスの境界、微小散乱等により後方散乱され、反射波 (エコー) として超音波プローブ 1 1 に受信される。

【 0 0 3 3 】

送信ユニット 1 3 は、図示しない遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz (周期 ; $1 / f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。送信ユニット 1 3 は、このレートパルスに基づくタイミングで、所定のスキャンラインに向けて超音波ビームが形成されるように振動子毎に駆動パルスを印加する。

【 0 0 3 4 】

受信ユニット 1 5 は、図示していないアンプ回路、A / D 変換器、加算器等を有してい

10

20

30

40

50

る。アンプ回路では、プローブ 11 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D 変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、所定のスキャンラインに対応した超音波エコー信号を生成する。

【0035】

B モード処理ユニット 17 は、受信ユニット 15 から受け取った超音波エコー信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、超音波エコーの振幅強度に対応した B モード信号を生成する。

【0036】

移動ベクトル処理ユニット 19 は、時相の異なる二つの 2 次元画像データ間や時相の異なる二つのボリュームデータ間でパターンマッチング処理を用いて組織の移動位置を検出し、この移動位置に基づいて各組織の移動ベクトル（又は速度）を求める。具体的には、一方の 2 次元画像データ内の関心領域について、最も類似性の高い他方の 2 次元画像データ等内の関心領域を求め、この関心領域間の距離を求めることで、組織の移動ベクトルを求めることができる。また、この移動ベクトルの大きさ（すなわち移動量）を 2 次元画像データのフレーム間の時間差（ボリュームデータ間の時間差）で除することにより、組織の移動速度を求めることができる。この処理を 2 次元画像データ上の各位置でフレームバイフレームにて（又は 3 次元画像データ上の各位置でボリュームバイボリュームにて）行うことにより、組織の変位（移動ベクトル）又は組織の速度に関する時空間分布データ（移動ベクトル情報）を取得することができる。

【0037】

画像生成ユニット 21 は、B モード信号の所定断層に係る 2 次元分布を表した B モード超音波像を生成する。また、画像生成ユニット 21 は、内外膜、中膜の変位を線分で可視化するためのストレインゲージ画像、運動情報演算ユニット 37 において計算された運動情報を用いて、当該運動情報が超音波画像上の対応する位置に重畳された画像（運動情報画像）等を生成する。

【0038】

表示部 23 は、画像生成ユニット 21 からのビデオ信号に基づいて、後述するように超音波画像、運動情報画像、ストレインゲージ画像等を所定の形態で表示する。また、表示部 23 は、画像上の解剖学的位置を示すための支援情報やマーカ（marker）、カラーコード化された物理量の大きさを示すカラーバーを表示する。

【0039】

制御ユニット（CPU）31 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を静的又は動的に制御する。特に、制御ユニット 31 は、記憶ユニット 39 に記憶された専用プログラムを図示していないメモリに展開することで、後述する運動情報生成機能を実行する。

【0040】

運動情報演算ユニット 37 は、後述する運動情報生成機能に従う処理において、追跡処理の結果を用いて、歪み（strain）歪み率（strain rate）等の所定の運動情報を計算する。

【0041】

記憶ユニット 39 は、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVD など）、半導体メモリなどの記録媒体、及びこれらの媒体に記録された情報を読み出す装置である。この記憶ユニット 37 には、送受信条件、所定のスキャンシーケンス、各時相に対応する生データや超音波画像データ（例えば、組織ドプラモード、B モード等によって撮影された組織画像データ）、予め生成された時相毎のボリュームデータ、組織の移動ベクトル又は組織の速度に関する時空間分布データ、後述する運動情報生成機能を実現するためのプログラム、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム等を記憶する。

【0042】

操作ユニット４１は、装置本体に接続され、オペレータからの各種指示、関心領域（ＲＯＩ）の設定指示、種々の画質条件設定指示、任意の組織運動情報の選択等を行うためのマウスやトラックボール、モード切替スイッチ、キーボード等を有している。

【００４３】

通信ユニット４３は、ネットワークを介して他の装置と情報の送受信を行う装置である。本超音波診断装置１において得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、ネットワーク通信ユニット４３によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【００４４】

（運動情報生成機能）

次に、本超音波診断装置１が具備する運動情報生成機能について説明する。この機能は、心臓壁に代表される収縮、拡張運動を行う運動組織について一心周期ED1～ED2の追跡処理を行う場合に、収縮末期ESにおいて初期設定した輪郭位置（追跡点）を拡張末期ED1まで時間的に逆行追跡した後、当該拡張末期EDにおいて再配置し、再配置された追跡点を既に求めた動き情報に従って再追跡した後、更にはED2まで順行追跡する追跡処理（逆行追跡・再配置・再追跡を含む追跡処理）を行うことで、内外分離した心壁の運動情報を正確に生成し評価可能とするものである。

【００４５】

図２は、本運動情報生成機能に従う処理（運動情報生成処理）の流れを示したフローチャートである。図３は、図２のステップＳ２の「逆行追跡・再配置・再追跡を含む追跡処理」の詳細な流れを示したフローチャートである。以下、各図を用いて、本運動情報生成処理の内容について説明する。

【００４６】

〔時系列データの収集：ステップＳ１〕

まず、ある患者に関する心臓の所望の観察部位又は心臓全体等について、少なくとも一心拍分以上の期間にわたる時系列の２次元画像データ（以下、「時系列２次元画像データ群」と呼ぶ。）が収集される（ステップＳ１）。すなわち、ある患者に関する心臓の所望の観察部位を、ある時刻を基準として、時系列（少なくとも一心拍分）の２次元画像データが収集される。

【００４７】

〔逆行追跡・再配置・再追跡を含む追跡処理：ステップＳ２〕

次に、図３に示すように、逆行追跡・再配置・再追跡を含む追跡処理が実行される。

【００４８】

すなわち、同図に示す処理を実施するように、図１に示した制御ユニット３１は、時系列２次元画像データに対して運動情報の解析範囲とする一心周期（ED1～ED2）を設定すると共に、当該一心周期内における収縮末期時相（ES時相）を選定する（ステップＳ２１a、Ｓ２２a）。なお、この一心周期（ED1～ED2）の設定、ES時相の選定の手法には、特に限定はない。例えば、ECG信号を規準とする手法、操作ユニット４１からの入力に従うマニュアル手法等、どのような手法でもよい。

【００４９】

次に、制御ユニット３１は、ES時相での内外膜の初期輪郭（内外初期輪郭）と、追跡処理の対象とする追跡点の設定を行う（ステップＳ２３a）。すなわち、制御ユニット３１は、ES時相の２次元画像データを用いて超音波画像を表示ユニット２３に表示する。表示された超音波画像上には、心臓の内膜や外膜の他、乳頭筋や腱索などが表されている。操作者は、表示された画像を観察しながら、心臓の画像データに表されている乳頭筋や腱索が含まれないように、操作ユニット４１を介して心臓の内膜輪郭を指定する。また、外膜についても同様に、当該ES時相の超音波画像上において操作ユニット４１を介して心臓の外膜輪郭を指定することで設定される。操作者によってES時相における内外初期輪郭が設定されると、移動ベクトル処理ユニット１９は、設定された内外初期輪郭を構成する各点（追跡点）を設定する。

【００５０】

次に、移動ベクトル処理ユニット19は、拡張末期時相（ED1時相）に向けて内外輪郭（すなわち追跡点）を逆行追跡（トラッキング）し、各時相における内外輪郭に関する構成点の座標情報を取得する（ステップS24a）。すなわち、移動ベクトル処理ユニット19は、ES時相の2次元画像データとES時相からED1時相に向けてこれと時間的に隣り合う時相の2次元画像データとの間のスペックルパターンを用いたパターンマッチング処理によって、組織領域で多数の移動ベクトルを推定し（ステップS241a）、推定された多数の移動ベクトルを平均化等することで、各追跡点に関する動き情報を獲得する（ステップS242a）。移動ベクトル処理ユニット19は、獲得した動き情報に従って追跡点（及びこの追跡点によって構成される内外輪郭）を移動させ、次の時相における内外輪郭を追跡する（ステップS243a）。この追跡処理は拡張末期時相（ED1時相）まで逐次時相を更新して実行される（ステップS244a、S245a）。

10

【0051】

次に、移動ベクトル処理ユニット19は、ED1時相での内外輪郭上の追跡点を再配置する（ステップS25a）。すなわち、移動ベクトル処理ユニット19は、図4（a）に示すように、ED1時相にて内外膜間が輪郭に垂直になるように輪郭上に配置した追跡点を再配置する。同図では内膜面に垂直になるように外膜輪郭上の追跡点の位置を再配置した例を示したが、外膜面に垂直になるように内膜輪郭上の追跡点の位置を再配置しても良い。あるいは、内外膜輪郭上で各々の追跡点の位置を再配置するようにしても良い。このような追跡点の再配置を行った後に、移動ベクトル処理ユニット19は、内外膜間の中点位置としてED1時相での中層追跡点を設定する。このようにすれば、ES時相で内外膜の初期輪郭を設定してもED1時相にて放射状のストレインゲージ表示を得ることができる。

20

【0052】

次に、移動ベクトル処理ユニット19は、再配置後の輪郭上の内膜もしくは外膜と中層の位置をステップS24aでのST法の過程で求めた動き情報を用いて、ED1からESへと再追跡する。この再追跡の結果、ES時相にて全セグメント（segment）に渡って内外膜間のゲージの向きは、図4（b）に示すように、内膜面に垂直ではなくなっていることが解る。特に、前壁から中隔および後壁から側壁の各部位に着目すると、ストレインゲージが「く」の字に折れ曲がる方向が従来例とは逆に観察されている点が重要である。

【0053】

次に、移動ベクトル処理ユニット19は、ステップS27aにおいて得られた内外輪郭と中層輪郭とを用いて、ES時相からED2時相に向けて追跡し、残りの各時相における内外輪郭を構成点の座標情報を取得する（ステップS28a）。追跡処理の内容は、ステップS241a～S245aに示した内容と実質的に同じである。

30

【0054】

〔組織運動情報の演算：ステップS3〕

運動情報演算ユニット37は、各心時相における内外輪郭及び中層輪郭を構成する各点の座標情報から、例えば任意の時刻tにおける壁厚変化率 $RS(t)$ 等を計算する。

【0055】

〔ストレインゲージ画像等の生成・表示：ステップS4〕

画像生成ユニット21は、各心時相における内外輪郭及び中層輪郭を構成する各点の座標情報から、対応する内膜輪郭、中層輪郭、外膜輪郭が線分（ストレインゲージ）で結ばれたストレインゲージを含むストレインゲージ画像を、各時相毎に生成する。また、画像生成ユニット21は、必要に応じて、各画像の心筋部位に関する解剖学的セグメントをオリエンテーションするための支援情報（すなわち、Sept/Ant/Lat/Post/Infの文字情報）、計算された組織運動情報がカラーコード化された所定画像を生成する。なお、解剖学的セグメントは、例えば、内外膜に相当する関心領域の少なくとも一方の輪郭位置と、中層に相当する輪郭位置と、関心領域と、を所定数の区画に区分する厚さ方向のしきり線的位置とによって構成される枠線として画像中に設定される。制御ユニット31は、生成されたストレインゲージ画像等が所定の形態で表示されるように、表示ユニット23を制御する。

40

50

【 0 0 5 6 】

(効果)

本超音波診断装置によって得られる効果について、従来技術と比較しながら以下説明する。

【 0 0 5 7 】

図5(a)、図5(b)は従来例によるストレインゲージ表示の一例である。図5(a)では、収縮末期時相で内外膜位置に初期輪郭を設定して、ある内膜の位置と、内膜面に対する放線が外膜と交差する位置とを線分(ストレインゲージ)で結び、複数箇所に表示している。そして収縮末期時相での内外膜間の中点として中層の位置を与えている。一方で、図5(b)は拡張末期であり、拡張末期まで前記線分の各位置をST法により追跡した結果を示している。ここで、従来例では追跡後のED時相にて全セグメントに渡って内外膜間のゲージの向きは内膜面に垂直ではなくなっていることが解る。特に、前壁から中隔および後壁から側壁の各部位に着目すると、ストレインゲージが「く」の字に折れ曲がって観察されている。すなわち、これらの部位では、収縮末期から拡張末期の区間に生じた中膜位置の回転成分が相対的に内外膜位置の回転成分と差があることを意味する。このように従来例においても、心筋の多層構造に起因する複雑な壁運動の直感的把握が可能となることは既知の通りである。

10

【 0 0 5 8 】

一方、図4(a)、図4(b)に例示した、本超音波診断装置によって得られるストレインゲージ画像では、中層輪郭の位置設定の仕方と追跡の仕方が従来法と異なる。すなわち、収縮末期ESにおいて初期設定した輪郭位置(追跡点)を拡張末期EDまで動き情報に従って追跡した後、当該拡張末期EDにおいて再配置(再設定)し、再配置された追跡点を既に求めた動き情報に従って再追跡する追跡処理を行うものとなっている。

20

【 0 0 5 9 】

この様な、従来のストレインゲージ画像と本超音波診断装置によって得られるストレインゲージ画像とを比較した場合、本本超音波診断装置によって得られるストレインゲージ画像の第1の利点は、観察の基準となる時相がESからEDに移る点である。例えば内膜のある部位がEDからESにかけて+20度時計方向に回転し、ストレインゲージの外膜の対応点が+10度回転した場合、従来ではEDにて内外膜間回転差10度が画像上では観察される。これはESから見ると内膜は-20度回転し、外膜は-10度回転して互いにずれた位置からEDでのストレインゲージが動きだし、時間経過に伴ってESになるとまっすぐに表示されることを意味する。これに対して本超音波診断装置では、内外膜間回転差10度は一定であるが、EDでまっすぐに配置されたストレインゲージが動きだし、時間経過に伴って生じる内外の回転差に対応して徐々に回転成分が成長し、ES時相で内膜は+20度、外膜は+10度回転した位置に観察される。このように本超音波診断装置では、時間経過に従って、内外膜が個別に回転していく様子が直感的により理解し易くなる。

30

【 0 0 6 0 】

また、本超音波診断装置によって得られるストレインゲージ画像の第2の利点は、中層の位置がEDで内外位置を2分して追跡される点である。これにより先に述べた従来の問題点が解決され、内外を分離したRS(t)が正確に評価できるようになる。この際にポイントとなるのは、EDで再配置した後の内外膜の輪郭を初期輪郭として、新たに順方向にST法による動き情報の推定をやり直さない点である。何故なら動き情報の推定をやり直してしまうと、先に述べた理由により内膜の追跡精度が劣化してしまうからである。従って、再配置点のEDからESへの順行再追跡の際に用いる動き情報は、最初のESからEDへの逆行追跡時に得られた情報を保持しておいて、再利用することで再配置点の追跡精度を高めることが可能となる。勿論、最初の逆行追跡時に得られた動き情報(移動ベクトル)がVの場合には、-Vとして時間の逆転する順行再追跡に用いる。また、最初の逆行追跡時に得られた内外膜輪郭位置情報を用いて、この内外膜輪郭上を出来るだけ通るように順行再追跡処理を制御するのが好適である。

40

【 0 0 6 1 】

50

なお、中層位置については、変形に伴うスペックルパターン変化が十分に小さくできるフレームレート条件にあるという前提において、移動ベクトルの推定箇所を心筋内部で十分に多数点設けておけば、逆方向で推定した動き情報を用いて順方向に再追跡しても高精度な追跡が可能となる。

【0062】

図6乃至図11は、上記第2の利点をさらに詳しく説明するための図である。図6乃至図8は従来技術によって得られる健常例でのRS(t)情報の解析例を示している。図9乃至図11は、本超音波診断装置によって得られる同一データでのRS(t)情報の解析例を示している。画像はES時相でのRS(ES)値をカラーコードに変換してBモード像に重畳して表示している。グラフは円周方向に6分割されたsegmentの各領域に対応するRS(t)と、全領域で平均したglobalなRS(t)の波形を示している。なお、図6、図9が内外膜間のRS_{total}(t)に対応する結果を、図7、図10が内膜側のみ(内膜 - 中層間)のRS_{inner}(t)に対応する結果を、図8、図11が外膜側のみ(中層 - 外膜間)のRS_{outer}(t)に対応する結果を各々表している。また、図中の%値は、各々におけるglobalなRS(t)のpeak値を示している。

【0063】

図6乃至図11に示すように、グローバル(global)なRS(t)のpeak値を用いてRSの内外比(Inner/Outer)を求めた場合、従来技術では1.2であるが、本超音波診断装置では2.1であり、既知の臨床的知見(健常例では内膜側が外膜側の約2倍伸縮する)により近づいているものと考えられる。

【0064】

また、図6乃至図11に示した例では、画像中にセグメント(segment)の分割領域と内外膜および中層の位置を枠線として表示している。従来技術図6～図8では先にストレーンゲージを用いて説明したように、ESでセグメントを分割しているので各領域が壁に垂直に等分割されている。これに対し、本超音波診断装置では、EDでセグメントを分割することで、ESでは図9乃至図11に示すようにセグメントの分割線は必ずしも壁に垂直とはならず、各領域が等分割にならない場合もある。これは上記第一の利点で説明した基準時相がEDへ移ることに伴う作用である。

【0065】

特に中層位置について着目すると、従来技術図6～図8ではESで常に内外膜の中間位置にあるために、内外膜側のどちらが優位に壁厚変化に寄与しているか直感的に把握するのが困難なのに対して、本超音波診断装置では、図9乃至図11に示された後壁や下壁で顕著なように、ESにて内膜側の壁厚変化が外膜側よりも大きい様子が一目で把握できる。

【0066】

(第2実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。第1の実施形態では、ED1で再配置した内外膜輪郭や中層上の追跡点について、「ED1からESまで順行再追跡」し、更にはED2まで順行追跡(ST処理)するものであった。これに対し、本実施形態では、ED1からESまで順行再追跡する代わりに、「ESからED1への最初の逆行追跡処理を複数の中層経路候補にて実施して、ED1で再配置した内外膜輪郭や中層上の追跡点を通る経路を探索すること」で、内外分離した心壁の運動情報を正確に生成し評価可能とするものである。

【0067】

本第2の実施形態と第1の実施形態とを比較した場合、図2のステップS2の内容が異なる。以下、当該ステップS2の内容を中心に説明する。なお、本実施形態においては、理解を助けるため図13に示すような1次元モデルを例として説明を進める。

【0068】

図12は、本第2の実施形態に関わる逆行追跡・再配置・再追跡を含む追跡処理の詳細な流れを示したフローチャートである。同図に示す処理を実施するように、図1に示した制御ユニット31は、時系列2次元画像データに対して運動情報の解析範囲とする一心周期(ED1～ED2)を設定すると共に、当該一心周期内における収縮末期時相(ES時相)を選

定する（ステップS 2 1 b、S 2 2 b）。なお、一心周期（ED1～ED2）の設定、ES時相の選定の手法に特に拘泥されない点は、第1の実施形態と同様である。

【0069】

次に、ES時相での内外初期輪郭と、追跡処理の対象とする追跡点とが設定されると（ステップS 2 3 b）、移動ベクトル処理ユニット19は、拡張末期時相（ED1時相）に向けて内外輪郭（すなわち追跡点）を逆行追跡（トラッキング）し、各時相における内外輪郭を構成点の座標情報を取得する（ステップS 2 4 b）。追跡処理の具体的内容は、第1の実施形態と実質的に同じである（ステップS 2 4 1 b～S 2 4 5 b）。

【0070】

次に、移動ベクトル処理ユニット19は、内膜位置を基準としてその法線方向に外膜輪郭上での追跡点Epi(ED1, i)を再配置し（ステップS 2 5 b）、そこから対応する内膜輪郭上の追跡点Endo(ED1, i)を結ぶ壁厚方向を2分する位置として、この追跡点に関する中層位置Mid(ED1, i)を定める（ステップS 2 6 b）。ここで、iは複数の内膜位置（及び対応する外膜位置）を区別するための添字である。ただし、図13に示すような1次元モデルの場合には、再配置後のEpi(ED1, i)は追跡点の番号iが1つしか無いので再配置前と同じ位置となる。また、内膜位置を規準として外膜位置を再配置したが、再配置の手法がこれに拘泥されないことは、第1の実施形態で述べた通りである。

【0071】

次に、移動ベクトル処理ユニット19は、ES時相でのEndo(ES, i)を通る線分のうち、内膜 - の位置と外膜 + の位置で囲まれる中層の候補点群を定める（ステップS 2 7 b）。ここで、 - としては、ゼロより大きく壁厚の半分より小さな適切な設定値を与えておく。というのは、1次元の場合、Mid(ED1, i)を通る中層位置はESにてこの線分中の候補点群の中を必ず通るからである。そして、移動ベクトル処理ユニット19は、各候補点についてES時相からED1時相へ、ステップS 2 4 bにおいて既に取得している動き情報を利用して逆行追跡する（ステップS 2 8 b）。その結果、移動ベクトル処理ユニット19は、ED1時相にて最もMid(ED, i)に近い位置を通る候補点を実際のES時相での中層位置Mid(ES, i)として候補点群から採用する。これにより、追跡点iに関するED1時相とES時相の間に存在する各時相での中層位置は、逆行追跡の過程でこの候補点を通った経路を用いることで定めることができる。

【0072】

ここで注意すべき点は、一般に壁厚はED時相よりもES時相の方が大きいため、複数の候補点Mid(ED, i)を通る可能性が高いことである。このような場合には、複数の候補の平均的な位置として中層位置を定めるのが好適である。

【0073】

次に、移動ベクトル処理ユニット19は、ES時相にて定まったMid(ES, i)と再配置後の外膜に対応するEpi(ES, i)およびEndo(ES, i)を用いて、ES時相からED2時相に向けて追跡し、1心周期の全ての時相における内外輪郭に関する構成点の座標情報を取得する（ステップS 2 8 b）。なお、追跡処理の内容は、ステップS 2 4 1 a～S 2 4 5 aに示した内容と実質的に同じである。

【0074】

また、この基本的な概念を2次元や3次元に拡張すれば、ES時相で初期輪郭を設定した場合であっても、ED時相で2分された中層位置を通る追跡経路を得ることが可能となる。但し、第1の実施形態で示した如く、実際のES時相でのMid(ES, i)と再配置後の外膜に対応するEpi(ES, i)は、Endo(ES, i)を通る線分を通過する保証は無い。従って、2次元の場合には、Endo(ES, i)を含む2次元的なある拡がりを持った領域を中層、及び再配置後の外膜の追跡点を通る候補点群として定め、中層および外膜の両者について上記探索の処理を行うようにする。同様に3次元の場合には、Endo(ES, i)を含む3次元的なある拡がりを持った領域を中層および再配置後の外膜の追跡点を通る候補点群として定め、中層および外膜の両者について上記探索の処理を行うようにすれば良い。

【0075】

以上述べた構成によっても、第1の実施形態で示した利点1（観察の基準となる時相がESからEDに移ること）、及び利点2（中層の位置がEDで内外位置を2分して追跡されること）を含む、第1の実施形態と同様の効果を実現することができる。

【0076】

（第3実施形態）

第1、第2の各実施形態においては、基本的に2次元像の場合における適用例を示した。しかしながら、本願発明の技術的思想は、3次元像に対して3次元的なST処理を行う場合に適用しても良い。ここで、3次元像に対して3次元的なST処理を行う処理自体は、例えば特開2003-250804号公報に開示されている。また、この場合に内外膜を分離したストレインゲージの表示例については特願2008-160744等

10

【0077】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0078】

（1）本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

20

【0079】

（2）各実施形態において述べた一連の処理手続きは、超音波診断装置で得られた少なくとも1心周期以上に関する心臓の動画データを得て、これをPCやワークステーションなどコンピュータに転送し、超音波診断装置とは切り離して行っても良い。あるいは、心臓の動画データを一旦保存しておいて、超音波診断装置やコンピュータ上で前記保存データを読み出した後で、実施例で紹介した一連の処理を行うことで実施しても良い。

30

【0080】

また、上記各実施形態においては、超音波診断装置を用いて取得された少なくとも1心周期以上に関する心臓の動画データを用いて、上記運動情報生成機能に従う処理を実行する場合を例示した。しかしながら、本発明の技術的思想は、当該例に限定されるものではない。例えば、X線コンピュータ断層撮影装置、磁気共鳴イメージング装置等に代表される超音波診断装置以外の医用画像診断装置を用いて少なくとも1心周期以上に関する心臓の動画データを用いても、上記各実施形態に従う運動情報生成機能に従う処理を実行することは可能である。さらに、これらの医用画像診断装置によって取得された画像データをPCやワークステーションなどコンピュータに転送し、医用画像診断装置とは切り離して行っても良い。

40

【0081】

（3）各実施形態においては、中層を1カ所のみ設定した例を用いたが、心筋の多層構造に対応付けて中層を2から3カ所設定して、より詳細な壁内運動の解析を行うような応用を行っても良い。

【0082】

（4）対象とする組織につき、心臓の壁以外の例として、周期的に運動する部位や臓器、或いは血管壁等に適用しても良い。とりわけ頸動脈への適用では、内膜中膜複合体（IMT）や主に内膜部位で成長するプラークに関する歪み易さの程度を壁内で詳細に分離して観察することで、動脈硬化の詳細な診断に貢献することも期待される。

【0083】

50

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0084】

以上本発明によれば、心臓の内外膜を分離した壁厚変化率をより正確に評価することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置、医用画像診断装置及び医用画像処理装置を実現することができる。

【符号の説明】

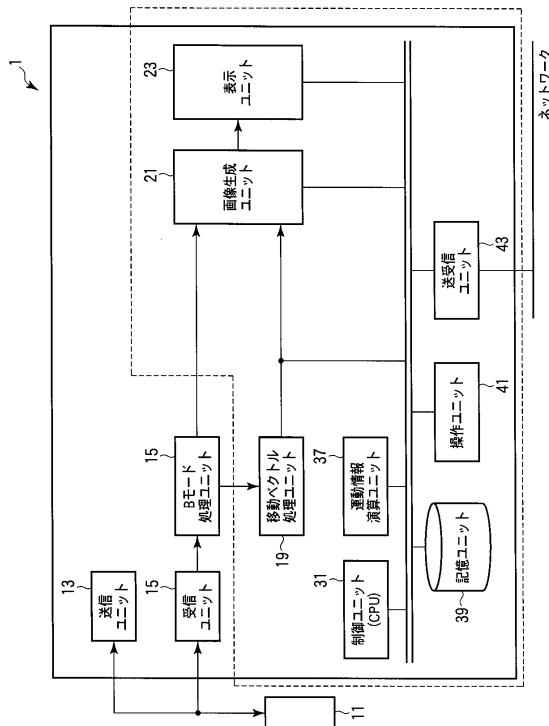
【0085】

1 ... 超音波診断装置、 11 ... 超音波プローブ、 13 ... 送信ユニット、 15 ... 受信ユニット、 17 ... Bモード処理ユニット、 19 ... 移動ベクトル処理ユニット、 21 ... 画像生成ユニット、 23 ... 表示ユニット、 31 ... 制御ユニット(CPU)、 37 ... 運動情報演算ユニット、 39 ... 記憶ユニット、 41 ... 操作ユニット、 43 ... 送受信ユニット

10

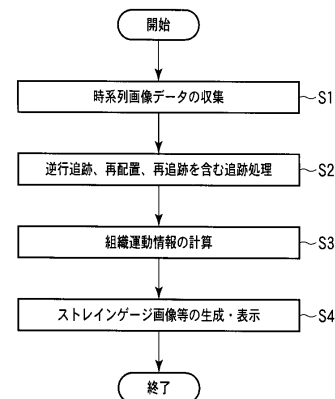
【図1】

図1



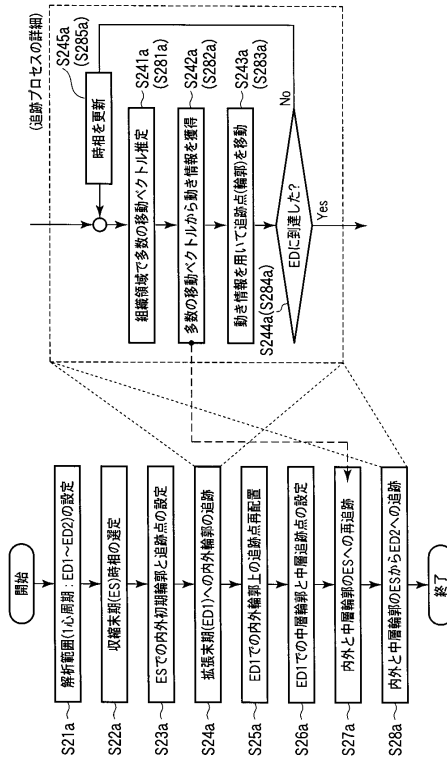
【図2】

図2



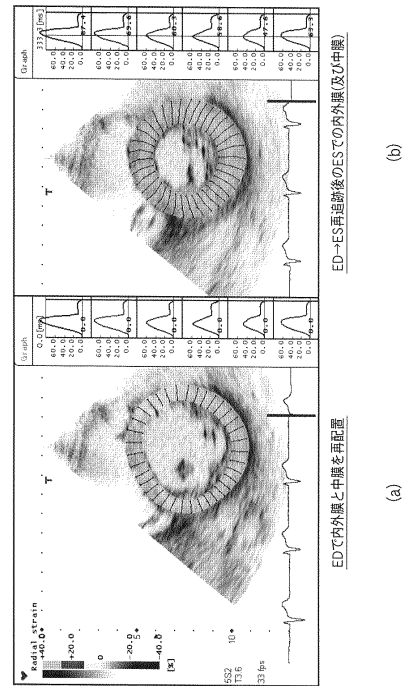
【 図 3 】

图 3



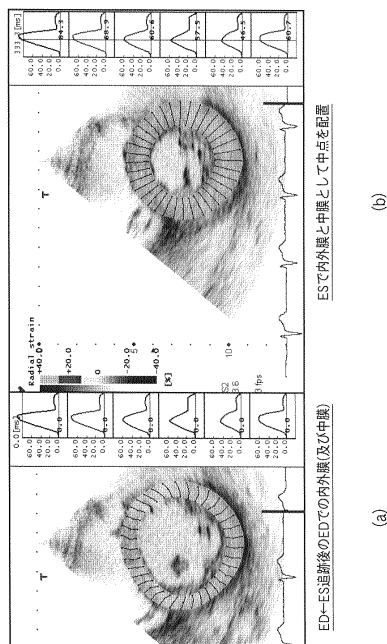
【 図 4 】

图 4



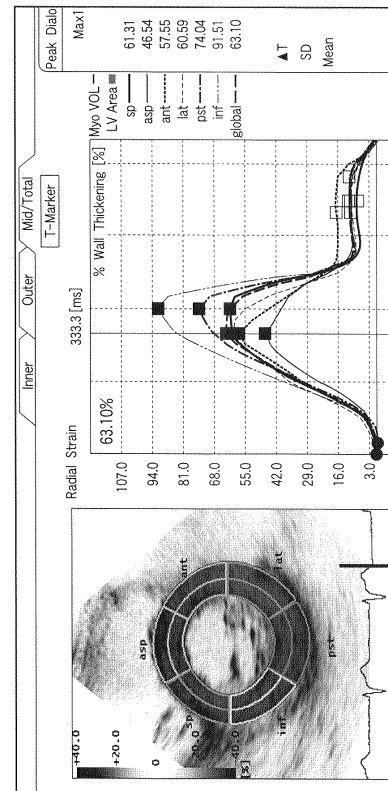
【 図 5 】

図 5



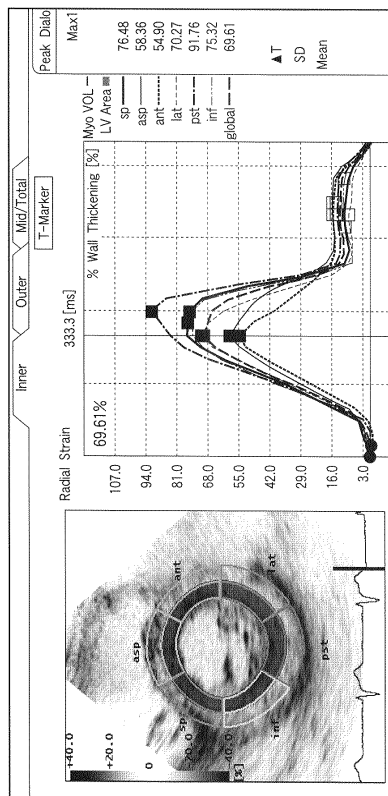
【 図 6 】

図 6



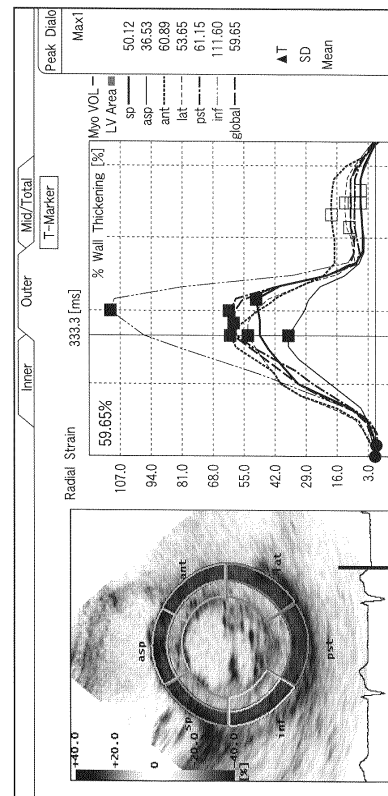
【図 7】

図 7



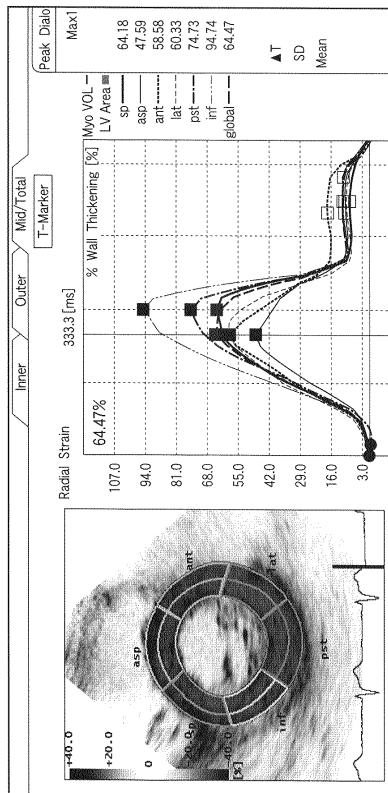
【図 8】

図 8



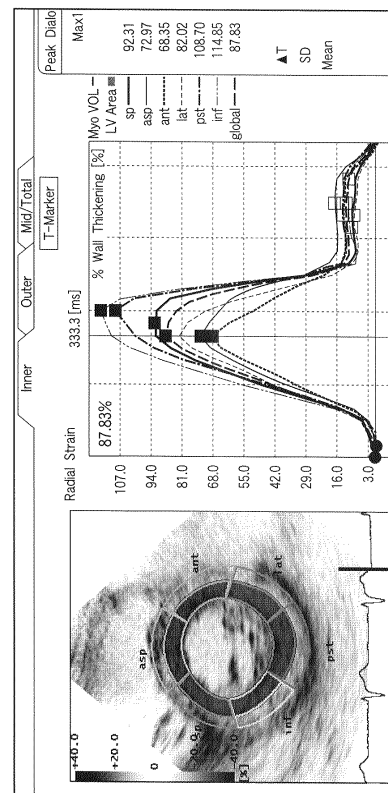
【図 9】

図 9



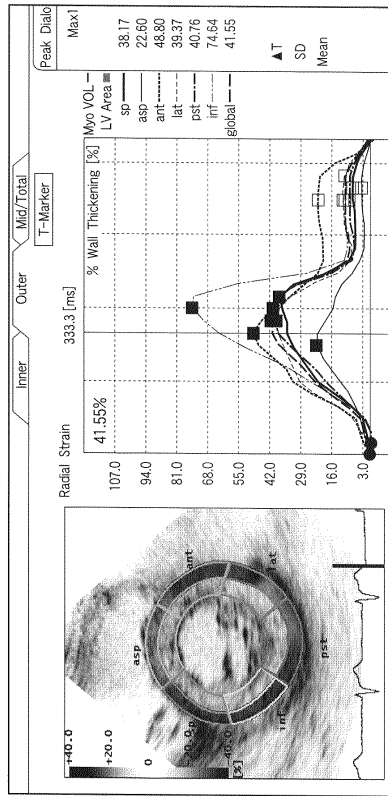
【図 10】

図 10



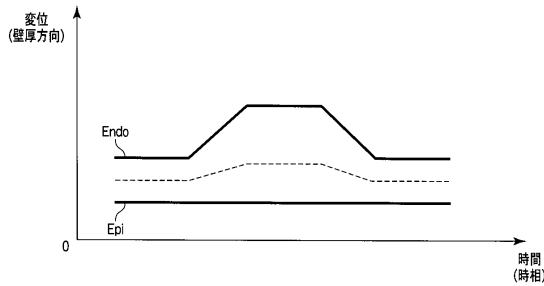
【図 1 1】

図 11



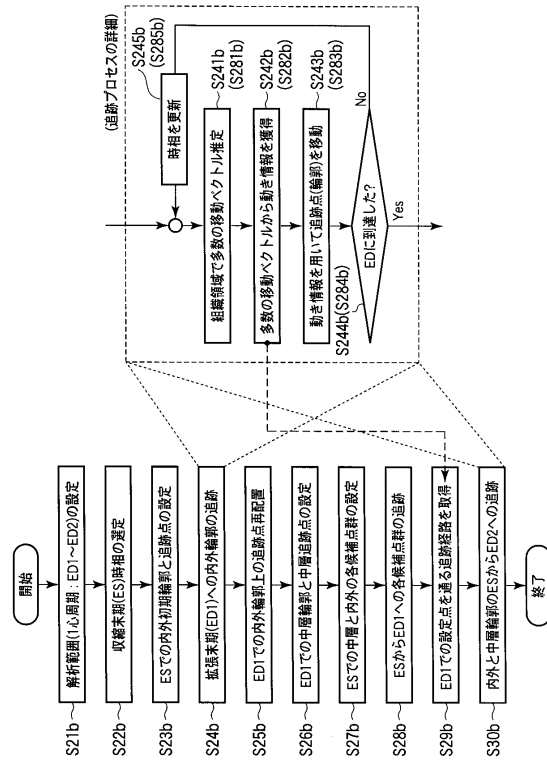
【図 1 3】

図 13



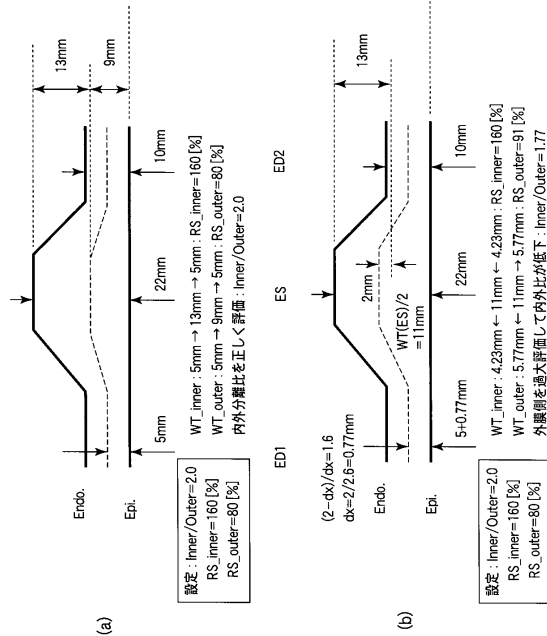
【図 1 2】

図 12



【図 1 4】

図 14



フロントページの続き

- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (72)発明者 阿部 康彦
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 川岸 哲也
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 1 1 7 2 5 2 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 0 0 4 4 8 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 1 4 3 6 0 6 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 5 0 8 0 4 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 1 0 4 7 0 5 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 7 5 0 4 1 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 7 8 1 3 6 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 0 0 0 1 9 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置，医用图像诊断装置以及医用图像处理装置		
公开(公告)号	JP5491836B2	公开(公告)日	2014-05-14
申请号	JP2009274675	申请日	2009-12-02
[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 A61B8/0883		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK30		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
优先权	2009020678 2009-01-30 JP		
其他公开文献	JP2010194299A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

能够在所述内膜和外膜的壁厚变化率分离的心肌超声波图像处理装置的更精确的评估超声波诊断装置，提供一种超声波图像处理程序。通过心脏壁为代表的，在执行在ED1～ED2的一个心动周期的跟踪处理用于执行扩展移动而移动的组织的情况下的收缩，延伸在收缩末期ES初始设定（跟踪点）ED1端轮廓位置跟踪后，根据跟踪到ED2的运动信息到，并重新定位在舒张末期ED，它被跟踪，根据重新排列的跟踪点已经获得的运动信息，并进一步向顺行。此外，从ES由多个中间候选路径的执行的ED1，通过搜索通过对心外膜轮廓和中间的跟踪点的路径的第一反向跟踪过程重新排列ED1，以及内和外分隔可以准确地生成和评估心脏壁的运动信息。点域

図 1

