

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-272087

(P2008-272087A)

(43) 公開日 平成20年11月13日(2008.11.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
<b>G 0 6 T</b> 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7
<b>G 0 6 T</b> 7/20 (2006.01)	G 0 6 T 7/20 B	5 L 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2007-117314 (P2007-117314)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成19年4月26日 (2007. 4. 26)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	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	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

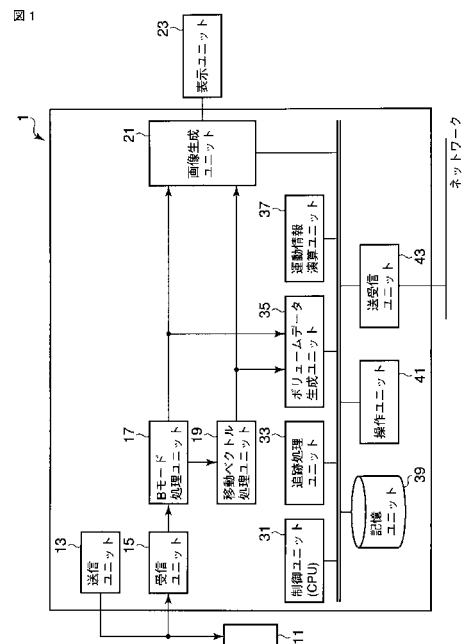
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

## (57) 【要約】

【課題】 動きのある診断対象の同一部位に関する三次元運動情報を正確且つ迅速に取得することができる超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】 臨床的に有用な A S E 分割に対応した Basal/Mid/Apical の 3 断面を初期時相で指定し、残りの時相は三次元的にスペックルトラッキングすることで 3 断面の位置を少なくとも 1 心周期に関して追跡する。追跡された位置に関する 3 つの C モード投影像を再構成する。更に、追跡された位置での任意の壁運動パラメータを演算し、C モードに重畳して表示ないし Polar-map に投影表示する。C モードの投影像法としては、初期時相で定めた断面に垂直な移動成分のみを検出して投影、各壁の平均的な移動成分を検出して投影、各心筋位置を追跡して投影のいずれかの手法を採用できる。得られた C モード画像は、長軸像及び C モード画像の位置を表すマーカと同時に表示される。

【選択図】 図 1



## 【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し、前記周期的運動に関する時相毎に取得されたボリウムデータを記憶する記憶手段と、

前記ボリウムデータのうち、所定時相におけるボリウムデータに任意断面を設定する設定手段と、

前記所定時相における前記任意断面の位置の時間的变化を追跡する追跡処理を実行することで、前記周期的運動に関する残りの時相に対応する前記各ボリウムデータに前記任意断面に相当する面を設定する追跡手段と、

前記時相毎の任意断面に相当する面に対応するデータに基づいて、前記各時相における第 1 の超音波画像を生成する画像生成手段と、

時相毎の前記第 1 の超音波画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

10

## 【請求項 2】

前記追跡手段は、

前記所定時相における前記任意断面に相当する面に関する移動ベクトルを演算し、

前記所定時相における移動ベクトルと前記所定時相における前記任意断面とを用いて、前記追跡処理を実行すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

## 【請求項 3】

20

前記追跡手段は、前記所定の時相を  $t_0$  とした場合に、前記周期的運動に関する残りの各時相  $t_i$  (ただし、 $i$  は  $1 \leq i \leq n$  を満たす整数。 $n$  は  $n \geq 2$  を満たす整数。)につき、

直前の時相の前記移動ベクトルを用いて当該直前の時相における前記任意断面に相当する面を移動させた領域を、当該時相における任意断面に相当する面として設定し、

当該時相における前記任意断面に相当する面に関する移動ベクトルを算出し、

当該時相における前記任意断面と当該時相における前記任意断面に関する前記移動ベクトルとを用いて、直後の時相における任意断面として設定すること、

を特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

## 【請求項 4】

30

前記追跡手段は、

前記任意断面の各位置における三次元移動ベクトルを時相毎に算出し、

前記各位置における三次元移動ベクトルの、前記任意断面の法線への射影成分平均を、時相毎の前記任意断面に関する移動ベクトルとして算出すること、

を特徴とする請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

## 【請求項 5】

前記追跡手段は、

前記任意断面の各位置における三次元移動ベクトルを時相毎に算出し、

前記各位置における三次元移動ベクトルの平均を、時相毎の前記任意断面に相当する面に関する移動ベクトルとして算出すること、

40

を特徴とする請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

## 【請求項 6】

前記追跡手段は、

前記任意断面の時相毎の各位置における三次元移動ベクトルを、時相毎の前記任意断面に相当する面に関する移動ベクトルとして算出し、

前記時相毎の各位置における三次元移動ベクトルを用いて各時相の前記任意断面に相当する面の各位置を移動させることで、前記追跡処理を実行すること、

を特徴とする請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

## 【請求項 7】

前記被検体は心臓であり、

50

前記所定の時相における任意断面に相当する面は、前記心臓の短軸断面であり、  
前記第 1 の超音波画像は、前記心臓の短軸像であること、  
を特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置又は超音波画像  
処理装置。

【請求項 8】

前記被検体は心臓であり、  
前記所定の時相における任意断面に相当する面は、前記心臓の長軸断面であり、  
前記第 1 の超音波画像は、前記心臓の長軸像であること、  
を特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置又は超音波画像  
処理装置。

10

【請求項 9】

前記被検体は心臓であり、  
前記設定手段は、前記所定時相に対応するボリュームデータにおいて、前記心臓の長軸  
断面内の弁輪部位を含む前記任意断面として設定し、  
前記追跡手段は、前記残りの時相に対応する前記各ボリュームデータと前記所定時相に  
おける前記弁輪部位とを用いた二次元パターンマッチングにより、前記周期的運動に関す  
る残りの時相における弁輪部位の位置を、前記残りの時相に対応する前記各ボリュームデ  
ータに設定し、  
前記画像生成手段は、設定された前記各時相における弁輪部位の位置情報に基づいて、  
前記各時相における少なくとも一つの短軸像を、前記第 1 の超音波画像として生成するこ  
と、

20

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 10】

前記被検体は心臓であり、  
前記設定手段は、前記所定時相に対応するボリュームデータにおいて、前記心臓の長軸  
断面における短軸断面に対応する追跡位置を設定し、  
前記追跡手段は、前記残りの時相に対応する前記各ボリュームデータと前記所定時相の  
前記長軸断面における追跡位置を用いて、前記周期的運動に関する残りの各時相の前記長  
軸断面における追跡位置を、前記残りの時相に対応する前記各ボリュームデータに設定し  
、

30

前記画像生成手段は、設定された前記各時相における前記長軸断面における追跡位置に  
基づいて、前記各時相における少なくとも一つの短軸像を、前記第 1 の超音波画像として  
生成すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 11】

前記画像生成手段は、前記第 1 の超音波画像として、組織形態画像及び運動情報画像の  
少なくとも一方を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の  
超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 12】

前記画像生成手段は、レンダリングを含む処理により前記第 1 の超音波画像を生成する  
ことを特徴とする請求項 1 乃至 11 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置又は超音波  
画像処理装置。

40

【請求項 13】

前記画像生成手段は、前記ボリュームデータを用いて、前記第 1 の超音波画像とは異な  
る第 2 の超音波画像を時相毎に生成し、

前記表示手段は、前記第 2 の超音波画像を、前記第 1 の超音波画像の位置を示すマーカ  
と共に表示すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 12 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置又は超音波画  
像処理装置。

【請求項 14】

50

前記表示手段は、前記第 2 の超音波画像を、異なる時相に対応する複数の前記第 1 の超音波画像の位置を示すマーカと共に表示することを特徴とする請求項 1 3 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記表示手段は、前記第 1 の超音波画像を、前記第 2 の超音波画像の位置を示すマーカと共に表示すること、を特徴とする請求項 1 3 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 1 6】

前記表示手段は、前記第 1 の超音波画像を、異なる時相に対応する複数の前記第 2 の超音波画像の位置を示すマーカと共に表示することを特徴とする請求項 1 5 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

10

【請求項 1 7】

前記被検体は心臓であり、

前記画像生成手段は、前記第 1 の画像として、前記時相毎の任意断面に対応するデータに基づいて、前記被検体の運動情報が心尖部を極点として極座標へ展開された運動情報画像を生成すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 1 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 1 8】

前記被検体は心臓であり、

前記画像生成手段は、

前記任意断面及び前記任意断面に相当する面と前記複数のボリュームデータとを用いて、前記心臓の壁厚方向の運動情報を演算し、

前記第 1 の超音波画像に前記心臓の壁厚方向の運動情報が投影された第 3 の超音波画像を時相毎に生成し、

前記表示手段は、前記第 3 の超音波画像を所定の形態にて表示すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 1 7 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

20

【請求項 1 9】

前記表示手段は、前記第 1 の超音波画像上における心壁領域と前記壁厚方向の運動情報を投影する領域との位置関係を正確に表現する形態にて前記第 3 の超音波画像を表示することを特徴とする請求項 1 8 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

30

【請求項 2 0】

前記表示手段は、前記第 1 の超音波画像上における心壁領域と前記壁厚方向の運動情報を投影する領域とを一致させる形態にて前記第 3 の超音波画像を表示することを特徴とする請求項 1 8 記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 2 1】

心臓を超音波で走査し、前記心臓の周期的運動に関する時相毎に取得されたボリュームデータを記憶する記憶手段と、

前記ボリュームデータのうち、所定時相におけるボリュームデータに任意断面を設定する設定手段と、

前記所定時相における前記任意断面の位置の時間的变化を追跡する追跡処理を実行することで、前記周期的運動に関する残りの時相に対応する前記各ボリュームデータに前記任意断面に相当する面を設定する追跡手段と、

前記任意断面及び前記任意断面に相当する面と前記複数のボリュームデータとを用いて、前記心臓の壁厚方向の運動情報を演算する運動情報演算手段と、

前記時相毎の任意断面に相当する面に対応するデータに基づいて、前記各時相における第 1 の超音波画像を生成すると共に、前記第 1 の超音波画像に前記心臓の壁厚方向の運動情報が投影された第 3 の超音波画像を時相毎に生成する画像生成手段と、

時相毎の前記第 3 の超音波画像を所定の形態にて表示する表示手段と、

40

50

を具備することを特徴とする超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項 2 2】

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し、前記周期的運動に関する時相毎に取得されたボリュームデータのうち、所定時相におけるボリュームデータに任意断面を設定させる設定機能と、

前記所定時相における前記任意断面の位置の時間的变化を追跡する追跡処理を実行させることで、前記周期的運動に関する残りの時相に対応する前記各ボリュームデータに前記任意断面を設定させる追跡機能と、

前記時相毎の任意断面に対応するデータに基づいて、前記各時相における第 1 の超音波画像を生成させる画像生成機能と、

時相毎の前記第 1 の超音波画像を表示させる表示機能と、

を実現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 2 3】

コンピュータに、

心臓を超音波で走査し、前記心臓の周期的運動に関する時相毎に取得されたボリュームデータのうち、所定時相におけるボリュームデータに任意断面を設定させる設定機能と、

前記所定時相における前記任意断面の位置の時間的变化を追跡する追跡処理を実行させることで、前記周期的運動に関する残りの時相に対応する前記各ボリュームデータに前記任意断面に相当する面を設定させる追跡機能と、

前記任意断面及び前記任意断面に相当する面と前記複数のボリュームデータとを用いて、前記心臓の壁厚方向の運動情報を演算させる運動情報演算機能と、

前記時相毎の任意断面に相当する面に対応するデータに基づいて、前記各時相における第 1 の超音波画像を生成させると共に、前記第 1 の超音波画像に前記心臓の壁厚方向の運動情報が投影された第 3 の超音波画像を時相毎に生成させる画像生成機能と、

時相毎の前記第 3 の超音波画像を所定の形態にて表示させる表示機能と、

を実現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】

本発明は、例えば C モード断面像に代表される M P R 像を用いて対象とする運動組織を動きに合わせて動的に追跡し、その追跡結果を用いて演算された組織の運動情報を所定の形態で表示することができる超音波診断装置等に関する。

【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、C T、M R I 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。

【0003】

このような超音波診断装置を用いて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、組織診断にとって非常に重要である。例えば、近年、心臓の定量的評価法として、画像中の局所的なパターンマッチングを行いながら、変位や歪みといった局所の壁運動情報を計算する技術が実用化されている（特許文献 1 参照）。また、三次元画像を取得可能な超音波診断装置を用いて、壁運動情報の三次元的な分布を正確に演算するための手法がある（同じく特許文献 1 参照）。これらの手法により三次元的な壁運動情

10

20

30

40

50

報等を取得することができ、組織の機能を定量的に評価することができる。

【 0 0 0 4 】

さらに近年、取得された三次元的な運動情報をより具体的に解析し、所定の形態で表示する技術が開発されている。例えば、次元データの任意断面（MPR）像に対して局所的な壁運動情報を計算する技術がある。また、左心室の横断面（Cモード）像を複数の箇所（例えば9箇所）で取得し並べて表示する技術が実用化されている（非特許文献1参照）。

【 0 0 0 5 】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献1】特開2003-175041号公報

【非特許文献1】Philips “iSlice View” QLAB’s 3DQ Advanced plug-in features: Provides 9 equally-spaced MPR short axis views between the LV mitral annulus and apex ([http://www.medical.philips.com/main/products/ultrasound/general/qlab/features/3dq\\_advanced/index.html](http://www.medical.philips.com/main/products/ultrasound/general/qlab/features/3dq_advanced/index.html))

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、従来の三次元的な運動情報の解析手法には、次のような問題点がある。

【 0 0 0 7 】

従来の装置では、時間的に一定な位置（時間的に位置の変化しない平面等）に関するMPR像を用いて三次元的な運動情報を解析する。一方、心筋は、一般的に複雑に変形しながら運動する。このため、従来の手法では、局所的に同一な部位（組織）の経時的観察を実現することができない。例えば、心臓は長軸方向に伸縮（shortening）するが、これを従来の手法によりCモード像として短軸像を用いて一定の断面を観察し続けた場合、同断面においては、異なる長軸方向の情報が時間的に刻々と入れ替わることになる。

【 0 0 0 8 】

また、従来の装置では、観察対象となる三次元的な領域全体をカバーする目的から、9つものCモード像を表示する。このため、観察すべき画像数が多くなり、観察者が同時に全体像を把握するのは困難である。さらに、一般的に表示範囲は制限されるため、1画像当たりの表示サイズが小さくなり、微少な異常部位を観察しにくい。

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、動きのある診断対象の同一部位に関する三次元運動情報を正確且つ迅速に取得することができる超音波診断装置等を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【 0 0 1 1 】

本発明の第1の視点は、周期的に運動する被検体を超音波で走査し、前記周期的運動に関する時相毎に取得されたボリュームデータを記憶する記憶手段と、前記ボリュームデータのうち、所定時相におけるボリュームデータに任意断面を設定する設定手段と、前記所定時相における前記任意断面の位置の時間的変化を追跡する追跡処理を実行することで、前記周期的運動に関する残りの時相に対応する前記各ボリュームデータに前記任意断面を設定する追跡手段と、前記時相毎の任意断面に対応するデータに基づいて、前記各時相における第1の超音波画像を生成する画像生成手段と、時相毎の前記第1の超音波画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置又は超音波画像処理装置である。

【 0 0 1 2 】

本発明の第2の視点は、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し、前記周期的運動に関する時相毎に取得されたボリュームデータのうち、所定時相における

10

20

30

40

50

ボリュームデータに任意断面を設定させる設定機能と、前記所定時相における前記任意断面の位置の時間的变化を追跡する追跡処理を実行させることで、前記周期的運動に関する残りの時相に対応する前記各ボリュームデータに前記任意断面を設定させる追跡機能と、前記時相毎の任意断面に対応するデータに基づいて、前記各時相における第 1 の超音波画像を生成させる画像生成機能と、時相毎の前記第 1 の超音波画像を表示させる表示機能と、を実現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。

【 0 0 1 3 】

本発明の第 3 の視点は、心臓を超音波で走査し、前記心臓の周期的運動に関する時相毎に取得されたボリュームデータを記憶する記憶手段と、前記ボリュームデータのうち、所定時相におけるボリュームデータに任意断面を設定する設定手段と、前記所定時相における前記任意断面の位置の時間的变化を追跡する追跡処理を実行することで、前記周期的運動に関する残りの時相に対応する前記各ボリュームデータに前記任意断面に相当する面を設定する追跡手段と、前記任意断面及び前記任意断面に相当する面と前記複数のボリュームデータとを用いて、前記心臓の壁厚方向の運動情報を演算する運動情報演算手段と

前記時相毎の任意断面に相当する面に対応するデータに基づいて、前記各時相における第 1 の超音波画像を生成すると共に、前記第 1 の超音波画像に前記心臓の壁厚方向の運動情報が投影された第 3 の超音波画像を時相毎に生成する画像生成手段と、時相毎の前記第 3 の超音波画像を所定の形態にて表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置又は超音波画像処理装置である。

【 0 0 1 4 】

本発明の第 4 の視点は、コンピュータに、心臓を超音波で走査し、前記心臓の周期的運動に関する時相毎に取得されたボリュームデータのうち、所定時相におけるボリュームデータに任意断面を設定させる設定機能と、前記所定時相における前記任意断面の位置の時間的变化を追跡する追跡処理を実行させることで、前記周期的運動に関する残りの時相に対応する前記各ボリュームデータに前記任意断面に相当する面を設定させる追跡機能と、前記任意断面及び前記任意断面に相当する面と前記複数のボリュームデータとを用いて、前記心臓の壁厚方向の運動情報を演算させる運動情報演算機能と、前記時相毎の任意断面に相当する面に対応するデータに基づいて、前記各時相における第 1 の超音波画像を生成させると共に、前記第 1 の超音波画像に前記心臓の壁厚方向の運動情報が投影された第 3 の超音波画像を時相毎に生成させる画像生成機能と、時相毎の前記第 3 の超音波画像を所定の形態にて表示させる表示機能と、を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

以上本発明によれば、動きのある診断対象の同一部位に関する三次元運動情報を正確且つ迅速に取得することができる超音波診断装置等を実現することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 6 】

以下、本発明の第 1 実施形態乃至第 3 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 1 7 】

( 第 1 の実施形態 )

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。本超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 11、送信ユニット 13、受信ユニット 15、B モード処理ユニット 17、移動ベクトル処理ユニット 19、画像生成ユニット 21、表示ユニット 23、制御ユニット (CPU) 31、追跡処理ユニット 33、ボリュームデータ生成ユニット 35、運動情報演算ユニット 37、記憶ユニット 39、操作ユニット 41、送受信ユニット 43 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、図 1 の点線内がその構成要素となる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 8 】

超音波プローブ 1 1 は、送信ユニット 1 2 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ング材等を有している。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 1 9 】

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 2 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。

10

## 【 0 0 2 0 】

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る。アンプ回路では、プローブ 1 1 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

20

## 【 0 0 2 1 】

Bモード処理ユニット 1 7 は、受信ユニット 1 5 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。

## 【 0 0 2 2 】

移動ベクトル処理ユニット 1 9 は、時相の異なる二つのフレーム間でパターンマッチング処理を用いて組織位置を検出し、この移動位置に基づいて各組織の移動量（又は速度）を求める。具体的には、一方のフレーム上の関心領域について、最も類似性の高い他方のフレーム上の対応領域を求める。この関心領域と対応領域との間の距離を求めることで、組織の移動量を求めることができる。また、この移動量をフレーム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。この処理をフレーム上の各位置でフレームパイフレームにて行うことにより、各組織の変位（移動ベクトル）又は組織の変位に関する時空間分布データを取得することができる。

30

## 【 0 0 2 3 】

画像生成ユニット 2 1 は、Bモード信号の所定断層に係る次元分布を表したBモード超音波像を生成する。また、画像生成ユニット 2 1 は、Bモード超音波像、組織の運動情報に関する画像、Bモード超音波像と組織の運動情報に関する画像との重畳画像等を生成する。ここで、組織の運動情報とは、組織の歪み、歪み率、移動距離、速度その他の組織の運動に関して取得可能な物理情報である。以下、このような組織の運動情報を含む画像の総称を「運動情報画像」と呼ぶ。

40

## 【 0 0 2 4 】

表示部 2 3 は、画像生成ユニット 2 1 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や運動情報等を画像として所定の形態で表示する。また、表示部 2 3 は、複数の画像を表示する場合に、画像間の位置の対応付けを支援するためのマーカを表示する。

## 【 0 0 2 5 】

制御ユニット（CPU）3 1 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 3 1 は、記憶ユニット 3 9 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、後述する任意断面追跡機能を実現する。

50



## 【 0 0 2 6 】

追跡処理ユニット 33 は、所定の時相におけるボリュームデータに設定された任意の断面の動きを経時的に追跡する任意断面追跡処理を実行する。

## 【 0 0 2 7 】

ボリュームデータ生成ユニット 35 は、B モード処理ユニット 17 から受け取ったフレーム毎の B モードデータ、移動ベクトル処理ユニット 19 から受け取った時相毎の組織変位の空間分布データ等を用いて空間的な補間処理を実行し、周期的に運動する診断対象に関するボリュームデータを、当該周期的運動に関する各時相について生成する。なお、本実施形態においては、ボリュームデータ生成ユニット 35 は、画像生成ユニット 21 より前段のデータ（いわゆる生データ）を用いてボリュームデータを生成するものとする。しかしながら、これに拘泥されず、当該ボリュームデータ生成ユニット 35 において画像生成ユニット 21 より後段のデータ（いわゆる画像データ）を用いてボリュームデータを生成し、後述する断面追跡機能を実現するようにしてもよい。

## 【 0 0 2 8 】

運動情報演算ユニット 37 は、ボリュームデータ生成ユニット 35 において生成された時相毎の組織変位に関するボリュームデータと、断面追跡ユニット 33 によって取得された時相毎の追跡対象面とを用いて、各追跡対象面に関する運動情報を演算する。

## 【 0 0 2 9 】

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）、ボリュームデータ生成ユニット 35 において生成された時相毎のボリュームデータ、運動情報演算ユニット 37 において生成された運動情報、断面追跡機能を実現するための専用プログラム画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、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。

## 【 0 0 3 0 】

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、任意断面追跡処理における初期時相の指定、当該初期時相における任意断面の設定等を装置本体にとりこむ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。

## 【 0 0 3 1 】

送受信ユニット 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、送受信ユニット 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。

## 【 0 0 3 2 】

（任意断面追跡機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有する任意断面追跡機能について説明する。この機能は、超音波イメージングにより、周期的運動を行う診断対象に設定された任意断面の空間的な変動を経時的に追跡することで、当該診断対象に関する画像診断を支援するものである。なお、本実施形態では、説明を具体的にするため、周期的運動をする診断対象が心臓である場合について説明する。

## 【 0 0 3 3 】

図 2 は、第 1 の実施形態に係る任意断面追跡機能に従う処理（任意断面追跡処理）の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップにおける処理の内容について説明する。

## 【 0 0 3 4 】

[ ステップ S 1 : ボリュームデータの取得 ]

10

20

30

40

50

まず、診断対象である心臓について、期間 T に亘るボリュームスキャンを実行し、図 3 に示すように、B モード信号のボリュームデータ及び組織変位に関するボリュームデータを、 $t_0$ 、 $t_1$ 、・・・、 $t_n$  の各心時相毎に取得する（ステップ S 1）。

【0035】

なお、期間 T は、診断対象の運動の一周期以上（今の場合、一心周期以上）の期間であるとする。また、ボリュームスキャンの方法には、特に拘泥されない。例えば、一次元アレイプローブ、二次元アレイプローブのいずれを用いてボリュームスキャンを行ってもよく、また、ECG と同期させて収集した小領域に関するサブボリュームデータを、対応付けたトリガに基づいてつなぎ合わせることで所望の範囲に関するボリュームデータを生成すると共に、時間情報に従ってサブボリュームを逐次更新する三次元トリガスキャンを用いるようにしてもよい。

10

【0036】

[ステップ S 2：任意断面の設定]

次に、いずれか所定の時相に関するボリュームデータに対して、任意断面を設定する（ステップ S 2）。本実施形態では、期間 T の初期時相  $t_0$  において、Basal/Mid/Apical の三断面（以下簡単のため、それぞれ B 面、M 面、A 面と呼ぶ。）が設定される。

【0037】

なお、この初期時相のボリュームデータに対する任意断面の設定は、装置によって自動的に実行してもよいし、操作者の操作ユニット 41 からの入力に従ってマニュアル的に実行してもよい。また、医学的見地から、初期時相は拡張末期時相又は収縮末期時相であることが好ましい。

20

【0038】

[ステップ S 3：任意断面追跡処理]

次に、追跡処理ユニット 33 は、ステップ S 2 において断面が設定されなかった残りの時相（すなわち、期間 T 内の初期時相  $t_0$  以外の各時相）のボリュームデータにおいて、初期時相  $t_0$  において設定された各任意断面に対応する領域をスペックルトラッキング（パターンマッチング手法を用いた追跡）することで、各任意断面の追跡を実行する（ステップ S 3）。

【0039】

この任意断面追跡の具体的な手法について、以下実施例に従って図 4 を参照しながら説明する。

30

【0040】

[実施例 1]

本実施例に係る追跡法は、各断面に存在する組織の各位置における移動ベクトルを法線方向に射影して平均することで移動成分  $V$  を求め、これを用いて各時相における任意断面を追跡するものである。

【0041】

図 4 は、ステップ S 3 における任意断面追跡処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、初期時相のボリュームデータに対して設定された B 面、M 面、A 面のそれぞれにおける各心筋（すなわち、各面に含まれる組織の各位置）の移動ベクトルの法線方向成分（法線方向の射影成分）のみを平均し、初期時相  $t_0$  における移動成分  $V = V_{z, mean}(t_0)$  を算出する（ステップ S 31）。

40

【0042】

次に、初期時相において設定された B 面、M 面、A 面のそれぞれをその法線方向に沿って移動成分  $V = V_{z, mean}(t_0)$  だけ平行移動させ、移動後の B 面、M 面、A 面のそれぞれに含まれる心臓領域を、時相  $t_1$  における任意断面として設定する（ステップ S 32）。

【0043】

次に、時相  $t_1$  における B 面、M 面、A 面のそれぞれにおける各心筋の移動ベクトルの法線方向成分のみを平均し、時相  $t_i$ （ただし、 $i$  は 2 から  $n$  を示す整数）における移

50

動成分  $V = V_{z, \text{mean}}(t_i)$  を算出する (ステップ S 3 3)。

【0044】

次に、時相  $t_i$  において B 面、M 面、A 面のそれぞれをその法線方向に沿って移動成分  $V = V_{z, \text{mean}}(t_i)$  だけ平行移動させ、時相  $t_i$  における B 面、M 面、A 面を設定する (ステップ S 3 4)。

【0045】

以下、時系列に上記ステップ 3 3、3 4 の処理を時相  $t_n$  まで逐次繰り返すことで、各時相における B 面、M 面、A 面を追跡することができる。

【0046】

以上述べた本実施例 1 の手法によって追跡される B 面、M 面、A 面は、各面上の各位置 (各心筋) の法線方向成分のみを平均して算出した移動成分  $V$  を用いてその移動後の位置を検出している。従って、図 5 に示すように、各時相における B 面、M 面、A 面は、それぞれ初期時相において設定した B 面、M 面、A 面と平行なものとなる。

10

【0047】

[ 実施例 2 ]

本実施例に係る追跡法は、設定された任意断面内に存在する組織の各位置における移動ベクトルを (法線方向に射影せずに) 平均することで移動成分  $V$  を求め、これを用いて各時相における任意断面を追跡するものである。

【0048】

すなわち、図 4 において、まず、初期時相のボリュームデータに対して設定された B 面、M 面、A 面のそれぞれにおける各心筋 (すなわち、各面に含まれる組織上の各位置) の移動ベクトルを平均し、初期時相  $t_0$  における移動成分  $V = V_{\text{mean}}(t_0)$  を算出する (ステップ S 3 1)。

20

【0049】

次に、初期時相において設定された B 面、M 面、A 面のそれぞれを移動成分  $V = V_{\text{mean}}(t_0)$  だけ平行移動させ、時相  $t_1$  における B 面、M 面、A 面を設定する (ステップ S 3 2)。

【0050】

次に、時相  $t_1$  における B 面、M 面、A 面のそれぞれにおける各心筋の移動ベクトルを平均し、時相  $t_i$  (ただし、 $i$  は  $2 \leq i \leq n$  を示す整数) における移動成分  $V = V_{\text{mean}}(t_i)$  を算出する (ステップ S 3 3)。

30

【0051】

次に、時相  $t_i$  において B 面、M 面、A 面のそれぞれをその法線方向に沿って移動成分  $V = V_{\text{mean}}(t_i)$  だけ平行移動させ、時相  $t_i$  における B 面、M 面、A 面を設定する (ステップ S 3 4)。

【0052】

以下、時系列に上記ステップ 3 3、3 4 の処理を時相  $t_n$  まで逐次繰り返すことで、各時相における任意断面を追跡することができる。

【0053】

以上述べた本実施例 2 の手法によって追跡される B 面、M 面、A 面は、各面上の各位置 (各心筋) の移動ベクトルを平均して算出した移動成分  $V$  を用いてその移動後の位置を検出している。従って、図 6 に示すように、各時相における B 面、M 面、A 面は、それぞれ初期時相において設定した B 面、M 面、A 面と常に平行であるとは限らない。

40

【0054】

[ 実施例 3 ]

本実施例に係る追跡法は、設定された任意断面内に存在する組織の各位置をその位置毎の移動ベクトルを用いて次時相における任意断面上の各位置を検出し、これを時系列に逐次繰り返すことで、各時相における任意断面を追跡するものである。

【0055】

すなわち、図 4 において、まず、初期時相  $t_0$  のボリュームデータに対して設定された

50

B面、M面、A面のそれぞれにおける各位置  $p_j(x, y, z)$  (ただし、 $j$  は  $1 \leq j \leq m$  を満たす整数。 $m$  は各面上に存在する心筋組織の位置の数) に関する移動ベクトル  $V = V(j, t_0)$  を算出する (ステップ S 3 1)。

【0056】

次に、初期時相での B面、M面、A面の各面上の各位置をその移動ベクトル  $V = V(j, t_0)$  だけ移動させた位置を検出し、これらによって構成される各面を次の時相  $t_1$  における B面、M面、A面とする (ステップ S 3 2)。

【0057】

次に、時相  $t_1$  における B面、M面、A面の各面上の各位置をその移動ベクトル  $V = V(j, t_1)$  を算出する (ステップ S 3 3)。

10

【0058】

次に、時相  $t_1$  において B面、M面、A面における B面、M面、A面の各面上の各位置を位置毎の移動ベクトル  $V = V(j, t_1)$  だけ移動させた位置を検出し、これらによって構成される各面を次の時相  $t_i$  (ただし、 $i$  は  $2 \leq i \leq n$  を示す整数) における B面、M面、A面とする (ステップ S 3 4)。

【0059】

以下、時系列に上記ステップ 3 3、3 4 の処理を時相  $t_n$  まで逐次繰り返すことで、各時相における任意断面を追跡することができる。

【0060】

本実施例 3 の手法によって追跡される B面、M面、A面は、各面上の各位置 (各心筋) の移動ベクトルを用いて次時相において B面、M面、A面の各面を構成する各位置を検出し、これを時系列に逐次繰り返すことで、各時相における任意断面を追跡するものである。従って、図 7 に示すように、各時相における B面、M面、A面は、それぞれ初期時相以後の各時相において三次元座標系における任意曲面になる。

20

【0061】

なお、実施例 3、実施例 2、実施例 1 の順番で、より局所的な追跡位置に対応した精度の高い運動情報の配置が可能となる。

【0062】

[ステップ S 4 : C モード画像生成]

次に、画像生成ユニット 2 1 は、各時相における任意断面に属するデータ (任意断面データ) を投影面に投影し、超音波画像 (C モード画像) を生成する (ステップ S 4)。各々の追跡方法における任意断面データの投影の仕方としては、上記実施例 1 又は実施例 2 に係る追跡方法を用いた場合には、追跡された任意断面 (いずれの方法も平面) と投影面とを等しくしておくのが好適である。

30

【0063】

一方、実施例 3 に係る手法の場合には、追跡された任意断面は必ずしも平面にならない。従って、図 8 に示すように、追跡された任意断面内の心筋の微少な各局所位置 (追跡処理において追跡した各位置  $p_j(x, y, z)$ ) に関する回帰平面を求め、この回帰平面を投影面として超音波画像 (C モード像) を再構成するのが好適である。或いは、回帰平面上の各位置でのデータそのものを用いて、当該回帰平面に関する C モード像を生成する

40

【0064】

[ステップ S 5 : 運動情報の演算]

次に、運動情報演算ユニット 2 1 は、各時相の任意断面に関する運動情報を演算する (ステップ S 5)。運動情報の演算手法には拘泥されない。本実施形態では、例えば特開平 2 0 0 3 - 1 7 5 0 4 1 号に説明されている組織歪みイメージング法を用いるものとする。

【0065】

なお、組織歪みイメージング法では、複数の時相に関する速度分布画像が必要とされる。この速度分布画像は、B モード等によって収集された複数の時相に関する複数の 2 次元

50

又は三次元組織画像に対してパターンマッチング処理を施すことで得ることができる。

【 0 0 6 6 】

[ ステップ S 6 : 画像表示 ]

次に、任意断面追跡処理によって追跡された任意断面に関する運動情報画像を表示する (ステップ S 6)。すなわち、画像生成ユニット 2 1 は、ステップ S 5 において生成された任意断面内の各位置での運動情報を、ステップ S 4 での投影面に投影することで運動情報画像を生成する。また、投影面を回帰平面とする場合には、回帰平面上の各位置で運動情報を求めて、ステップ S 4 において生成された C モード像上へ重畳させることで、運動情報画像を生成する。表示ユニット 2 3 は、生成された運動情報画像を、時相順に従って連続的に表示 (追跡表示) する。

10

【 0 0 6 7 】

なお、運動情報画像を表示する場合、運動情報画像と同時に、当該運動情報画像と直交する断層像 (今の場合、長軸像) を表示しておき、当該長軸像に運動情報画像に対応する位置をマーカ表示することも可能である。

【 0 0 6 8 】

図 9 は、長軸像上における運動情報画像に対応する位置のマーカ表示の一例を示した図である。同図において、4 C 像、2 C 像の各長軸像上の破線は B 面、M 面、A 面のそれぞれに対応する運動情報画像の位置のマーカ表示を示している。また、B 面、M 面、A 面の各運動情報画像 (短軸像) 上の破線は、4 C 像、2 C 像のそれぞれに対応する位置のマーカ表示を示している。

20

【 0 0 6 9 】

この様なマーカ表示により、動的に追跡する B 面、M 面、A 面の位置の把握が可能となると共に、心筋虚血等により長軸方向への伸縮が局所的に低下している部位の把握も可能となる。この様子は、例えば図 9 の左側の長軸像において、B 面、M 面、A 面に対応する 3 つの短軸像の位置が平行であれば、左右の心壁において Basal/Mid/Apical の全領域が均等に移動していることを表すのに対し、同図の様に、M 面に対応する短軸像だけ他の断面に対して左下に斜めになっているような場合は、右側心筋の Basal 部位よりも、相対的に左側心筋の Basal 部位の方が、局所的に shortening が小さいことを表すこととして理解されよう。

【 0 0 7 0 】

また、追跡された任意断面に関する運動情報を、三次元的なサーフェスレンダリング表示することもできる。

30

【 0 0 7 1 】

図 10 は、追跡された任意断面に関する運動情報を、三次元的なサーフェスレンダリング表示した場合の一例を示した図である。同図では、形状が心筋の横断面が位置を変えながら変形していく様子を示しており、カラーマップに従って、壁運動パラメータ (例えば radial-strain: 壁厚変化率) の程度を異なる色彩が割り付けられている。

【 0 0 7 2 】

( 効果 )

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

40

【 0 0 7 3 】

本超音波診断装置によれば、各時相における移動ベクトルを算出し、当該移動ベクトルを用いて次時相における任意断面を検出し、これを逐次繰り返すことで、任意断面の空間的な変動を追跡している。追跡によって得られた各時相における任意断面上のデータを用いて、C モード像、運動情報画像を生成し、これを例えば時系列で連続的に表示することができる。この様な表示により、心筋の断面が心時相に応じて経時的にどのように変形していく様子を直感的かつ定量的に把握することが可能となる。その結果、動きのある心筋の同一部位に関する三次元運動情報を正確且つ迅速に取得することができる。

【 0 0 7 4 】

また、例えば shortening がある場合であっても、常に同一の局所セグメントにおける心

50

筋の壁厚変化を一例とした運動情報が観察可能となる。さらに、A S E が推奨する、臨床的に左心室全体を解析するのに必要な3領域に対応した3つのCモード像のみを用いているため、従来の装置を用いた観察に比して同時把握がし易くなる。

#### 【0075】

##### (第2の実施形態)

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、短軸像に対応するB面、M面、A面に含まれる心臓領域を追跡する場合について説明した。これに対し、本実施形態に係る任意断面追跡処理は、臨床的に意義の高い長軸像に対応する心尖四腔断面(4C断面)、心尖三腔断面(3C断面)、心尖二腔断面(2C断面)を用いて行うものである。本実施形態に係る手法は、単独で、或いは第1の実施形態で述べた手法と組み合わせて実施することができる。

10

#### 【0076】

なお、以下においては、説明を具体的にするため、長軸像に対応する任意断面を4C断面及び2C断面とした場合を例とする。しかしながら、これに拘泥する趣旨ではなく、4C断面、3C断面、2C断面のうちのいずれの組み合わせを用いてもよく、また、3断面全て、或いはいずれか一断面のみを用いるようにしてもよい。

#### 【0077】

図11は、第2の実施形態に係る任意断面追跡処理の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップにおける処理の内容について説明する。

#### 【0078】

同図に示すように、第1の実施形態の場合と同様に、診断対象である心臓について、期間Tに亘るボリュームスキャンにより、 $t_0$ 、 $t_1$ 、 $\dots$ 、 $t_n$ の各心時相に関するボリュームデータが取得され(ステップS31)、初期時相に関するボリュームデータに対して、4C断面、2C断面を任意断面として設定する(ステップS32)。

20

#### 【0079】

次に、追跡処理ユニット33は、ステップS2において断面が設定されなかった残りの時相(すなわち、期間T内の初期時相 $t_0$ 以外の各時相)のボリュームデータにおいて、初期時相 $t_0$ において設定された4C断面、2C断面に対応する領域をスペックルトラッキングすることで、任意断面追跡を実行する(ステップS33)。当然ながら、この任意断面の追跡方法については、実施形態において述べた手法を用いることができる。

30

#### 【0080】

次に、画像生成ユニット21は、追跡された各時相における4C断面、2C断面を投影し4C像及び2C像を生成する(ステップS34)。また、運動情報演算ユニット37は、追跡された各時相における4C断面、2C断面上で定義される任意の運動情報を演算する。演算された運動情報は、4C像及び2C像に重畳させて運動情報画像として表示ユニット23に表示される(ステップS35、S36)。

#### 【0081】

このとき、運動情報画像は、例えば第1の実施形態と同様に、複数の短軸像と同時に、且つ各短軸像において長軸像に対応する位置をマーカ表示することで、長軸像の断面位置や、追跡位置の把握を支援する。このようなマーカ表示について、実施例3において述べて追跡方法によって得られる回帰平面に投影した場合の好適な表示例(運動情報画像の心時相は収縮末期の例)を図12に示した。各短軸像に表示した、二つの破線のマーカが各々拡張末期時相での4C像と2C像の位置に対応し、実線が各々の収縮末期時相での各長軸像のマーカを示す。このような表示により、例えばApicalレベルでの短軸像中の長軸像マーカが左向きに回転し、Basalレベルでの短軸像中の長軸像マーカがApicalレベルと逆方向である右向きに回転していれば、心筋壁の捻れ運動の様子や程度が把握可能となる。

40

#### 【0082】

また、上記表示例では追跡後の長軸像についても二元的な断面図として投影させたが、形状変化の様子を把握し易くするために、これを図13に一例を示したように、三次元的にサーフェスレンダリング表示しても良い。本図の例では、追跡開始を拡張末期とし、拡

50

張末期での長軸像位置を破線でガイド表示するとともに、収縮末期での追跡後の長軸像位置を実線で示している。このような表示形態を採用すれば、捻れ運動があるような場合には把握が容易となる。

【0083】

以上述べた構成によっても、第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。一般に、健康な左心室では、雑巾を絞るように心筋壁が捻れ運動をすることで血液を全身に駆出していることが知られている。上述の長軸像を見ることで、このような捻れ運動があっても常に同一の局所セグメントにおける心筋の長軸方向における心筋収縮率の変化を一例とした運動情報が観察可能となる。

【0084】

(第3の実施形態)

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。第1及び第2の実施形態では任意断面を追跡するために三次元的な移動ベクトルを求め、これを用いて三元的トラッキングを行った。これに対し、本実施形態では、三次元的トラッキングよりも演算が高速な二次元的トラッキングの手法を用いて、同様な効果を簡易に得ることができる例について説明する。

【0085】

図14は、第3の実施形態に係る任意断面追跡処理の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップにおける処理の内容について説明する。

【0086】

同図に示すように、まず、診断対象である心臓について、期間Tに亘るボリュームスキャンにより、 $t_0$ 、 $t_1$ 、・・・、 $t_n$ の各心時相に関するボリュームデータが取得され、4C像と2C像による長軸2断面、或いは4C像、2C像、3C像による長軸3断面が描出される(ステップS41)。

【0087】

次に、描出された各長軸断面に基づいて、操作者から指定される追跡を開始する初期時相(拡張末期時相ないし収縮末期時相が好適)を受け付けると、追跡処理ユニット33は、当該初期時相での長軸断面1つ当たり左右の2つの弁輪位置を、予め登録しておいた弁輪形状辞書をテンプレートとして二次元的なパターンマッチングの手法によって探索する(ステップS42)。なお、パターンマッチングによる手法の他、操作ユニット41を介した操作者からの入力に従って、各弁輪位置をマニュアル的に指定しても良い。

【0088】

次に、各時相における心尖部の位置指定が指定されると、追跡処理ユニット33は、当該指定された心尖部の位置とステップS42において探索された2つの弁輪位置とに基づいて、初期時相における全弁輪を抽出する(ステップS43)。各時相における心尖部の位置指定は、まず、操作ユニット41を介した操作者からの指定に基づいて、所定の時相における長軸断面像に心尖部の位置を指定し、この位置を他の残りの時相の長軸断面像で共有することで実行される。しかしながら、心尖部の位置指定は、この手法に拘泥されない。例えば、全長軸断面像に対して所定の方法により個別に心尖部の位置を指定し、全長軸断面像間での平均位置を新たな心尖部の位置として指定するようにしてもよい。一般的に、心尖部の動きは少ないので、このような心尖位置の指定は、ある時相で設定した結果を他の全ての時相でも共有するのが好適である。

【0089】

次に、残りの時相について、二次元的にパターンマッチング手法を用いた追跡をすることで、全弁輪の位置を少なくとも1心周期に関して各長軸像内で追跡する(ステップS44)。

【0090】

次に、追跡処理ユニット33は、Cモード画像レベルを設定する(ステップS45)。すなわち、各時相の長軸像において、4点ないし6点の弁輪位置の重心位置を求め、本重心と心尖位置とを結ぶ中心軸を各時相で定義する。そして、中心軸を3つに分割し、各領

10

20

30

40

50

域における短軸断面のレベル（すなわち、B面、M面、A面のレベル）を指定する。最も単純には、中心軸上での各領域の中央の位置を各短軸断面のレベルとしても良い。中心軸を放線ベクトルとして、各レベルにおける断面が定義できるので、これを短軸断面（B面、M面、A面）として設定する。

【0091】

次に、設定された短軸断面に関するCモード画像を再構成する（ステップS46）。Cモード画像の再構成については、既述の通りである。

【0092】

次に、このようにして中心軸方向へ追跡された短軸像中で二次元的なトラッキングを行うことにより、壁厚変化率等の任意の壁運動パラメータを演算し（ステップS47）、前記Cモード像に重畳して表示する（ステップS48）。本実施例に基づく表示の好適な一例を図15に示した。

10

【0093】

以上述べた構成によれば、例えばshorteningしてもほぼ同じセグメント心筋の壁厚等の運動情報を観察可能なだけでなく、これらのCモード像内で二次元トラッキングすることで壁運動算出における、実質的な三次元的トラッキング効果が期待され、演算時間が短縮された擬似的な三次元的トラッキングによる局所的な壁運動解析を達成することができる。

【0094】

（第4の実施形態）

20

次に、第4の実施形態について説明する。本実施形態は、第3の実施形態の変形例であり、長軸像に関する追跡の対象位置について、上記した弁輪位置ではなく、長軸像での各短軸像の心筋との交差位置を用いるものである。

【0095】

図16は、第4の実施形態に係る任意断面追跡処理の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップにおける処理の内容について説明する。

【0096】

同図に示すように、まず、診断対象である心臓について、期間Tに亘るボリュームスキャンにより、 $t_0$ 、 $t_1$ 、・・・、 $t_n$ の各心時相に関するボリュームデータが取得され、4C像と2C像による長軸2断面（或いは4C像と3C像との組み合わせ、4C像、2C像、3C像の全てでもよい。）による長軸3断面像が描出される（ステップS51）。

30

【0097】

次に、操作ユニット41からの指示に基づいて、追跡を開始する初期時相（拡張末期時相ないし収縮末期時相が好適）が指定され、当該初期時相の長軸断面像に短軸断面のレベル（すなわち、B面、M面、A面のレベル）が設定される（ステップS52）

次に、各時相における心尖部の位置指定が指定されると、初期時相における各短軸断面と心筋との交差位置を公知のエッジ検出技術を適用して検出する（ステップS53）。各時相における心尖部の位置指定は、既述の通りである。

【0098】

次に、残りの時相について、二次元的にパターンマッチング手法を用いた追跡をする。ことで、各短軸断面の各交差位置を少なくとも1心周期に関して各長軸像内で追跡する（ステップS54）。追跡処理ユニット33は、各短軸断面の交差位置にと付いて、Cモード画像レベルを設定する（ステップS55）。

40

【0099】

次に、画像生成ユニット21は、設定された短軸断面に関するCモード画像を再構成する（ステップS56）。Cモード画像の再構成については、既述の通りである。

【0100】

次に、このようにして中心軸方向へ追跡された短軸像中で二次元的なトラッキングを行うことにより、壁厚変化率等の任意の壁運動パラメータを演算し（ステップS57）、前記Cモード像に重畳して表示する（ステップS58）。本実施例に基づく表示の好適な一

50



例を図 17 に示した。

【0101】

以上述べた構成によっても、第3の実施形態と同様の効果を実現することができる。

【0102】

(第5の実施形態)

次に、第5の実施形態について説明する。本実施形態に係る装置は、壁厚方向の壁運動情報(例えば、壁厚変化率(Radila Strain)やその時間変化(Radila Strain Rate)、壁厚等の内外膜間の三次元的な距離を用いて定義される物理量)を先ず三次元空間上で定義して演算し、任意断面に投影しカラーで重畳表示するものである。これにより、三次元的に正確に演算された壁厚方向の壁運動情報について、従来から検者が慣れ親しんでいる2次元断層像上での評価を可能にすることができる。

10

【0103】

なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、三次元空間上で定義された壁厚方向の壁運動情報を投影する断面として、第1乃至第4の実施形態のいずれかの手法によって時間的に追跡し取得された任意断面とする。しかしながら、本実施形態の技術的思想はこれに拘泥されない。例えば、時間的に変動しない位置に設定された断面を観察する場合等、第1乃至第4の実施形態のいずれの手法も利用しないで取得された断面を用いる場合であっても、三次元的に正確に演算された壁厚方向の壁運動情報について、2次元断層像上での評価を可能とする。

20

【0104】

[運動情報の演算]

運動情報演算ユニット37は、ボリュームデータ生成ユニット35において生成された時相毎の組織変位に関するボリュームデータと、断面追跡ユニット33によって取得された時相毎の任意断面とを用いて、各時相における壁厚方向の壁運動情報を三次元空間上で演算する。すなわち、運動情報演算ユニット37は、各ボリュームデータに設定される任意断面によって定義される(当該任意断面上に存在する)内膜上の各位置に対応する外膜の各位置を特定し、壁厚、壁厚変化率等の運動情報(壁厚方向の壁運動情報)を演算する。

【0105】

なお、本壁厚方向の壁運動情報の演算処理は、例えば図2のステップS5、図11のステップS35、図4のステップS47、図16のステップS57において実行される。

30

【0106】

[画像表示]

次に、画像生成ユニット21は、各時相について、演算された壁厚方向の壁運動情報を各投影面に投影する。例えば投影面を図19に示すようにC-mode面1、C-mode面2とした場合には、画像生成ユニット21は、内膜の位置を基準として長軸方向(直線L方向)に垂直に定義された外膜の位置を、対応するC-mode面1、C-mode面2の位置成分へ投影する。表示ユニット23は、C-mode像(白黒像)に壁厚方向の壁運動情報が投影された重畳画像を、例えば図20に示す形態で表示する。

40

【0107】

なお、本画像表示処理は、例えば図2のステップS6、図11のステップS36、図14のステップS48、図16のステップS58において実行される。

【0108】

図20に示す壁厚方向の壁運動情報の表示形態は、図19に示したように、運動情報を投影する領域とC-mode像による心壁領域との位置関係を正確に表現している。しかしながら、当該表示形態においては、投影されたC-mode像上の外膜位置と外膜の投影位置成分とがずれる場合(図19では、C-mode面1の場合)には、壁厚方向の壁運動情報の表示領域とC-mode像上の心壁領域とが一致しない。このため、観察時には、ユーザに逆に不自然な印象を与える可能性がある。

50

【0109】

図 2 1 は、この様な不自然な印象を与えないための、壁厚方向の壁運動情報の表示形態の他の例を示している。この表示形態では、壁厚方向の壁運動情報の表示領域のサイズと C - m o d e 像上の心壁領域のサイズとを対応させて重畳表示している。係る表示形態は、運動情報を投影する領域と C - m o d e 像による心壁領域との位置関係という点では、不正確な表現である一方、先に挙げたユーザが受ける不自然な印象を軽減させることができる。なお、図 2 0 に示した表示形態と図 2 1 に示した表示形態とは、例えば操作ユニット 4 1 からの所定の操作により、任意のタイミングで変更することが可能である。

【 0 1 1 0 】

以上述べた構成によれば、三次元的に正確に壁厚方向の壁運動情報を演算し、その演算結果を、壁厚方向の壁運動情報を C - m o d e 面等の所定の断面に投影することができる。従って、ユーザは、従来から慣れ親しんでいる二次元断層像上で、正確な壁厚方向の壁運動情報を評価することが可能となる。

【 0 1 1 1 】

また、C - m o d e 像に壁厚方向の壁運動情報が投影された重畳画像を表示する場合、壁厚方向の壁運動情報の表示領域のサイズと C - m o d e 像上の心壁領域のサイズとを対応させて表示することも可能である。従って、壁厚方向の壁運動情報の表示領域と C - m o d e 像上の心壁領域とが一致しないため、ユーザが不自然な印象を受けた場合であっても、その表示形態を変更することにより、自然な印象による画像観察を実現することができる。

【 0 1 1 2 】

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。

【 0 1 1 3 】

( 1 ) 各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 - 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 1 1 4 】

( 2 ) 各実施形態において、任意断面追跡処理によって取得される任意断面に関する運動情報を、所定の M P R 断面像に投影表示する代わりに、あるいは投影表示すると同時に、例えば図 1 8 に示すように、Polar-mapに座標変換して表示しても良い。なお、図 1 8 においては、右下の表示がPolar-map表示に該当する。壁運動情報をカラー変換する際のカラーバーと共に示した。このようにすれば、局所的に正確に演算された壁運動情報を用いて、左心室全体における壁運動情報の拡がりの様子が一覧性良く把握できる。

【 0 1 1 5 】

( 3 ) 上記各実施形態においては、各組織の移動ベクトル又は組織の変位に関する時空間分布データを、スペックルトラッキングを用いた手法によって取得する場合を例示した。しかしながら、これに拘泥されず、組織ドブラ法によって収集された複数の時相に関する二次元又は三次元画像データに基づいて生成するようにしてもよい。

【 0 1 1 6 】

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】

【 0 1 1 7 】

以上本発明によれば、三次元的壁運動解析の際に、常にほぼ同じ位置での壁運動情報が得られ、M P R 表示を行う際に局所的に正確な出力が可能となる一方で、出力するオブジ

10

20

30

40

50

エクトの数は必要最小限で済み、壁運動情報の把握や観察が容易となる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0118】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る任意断面追跡機能に従う処理（任意断面追跡処理）の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、任意断面追跡処理における各心時相に関するボリュームデータの取得を説明するための図である。

【図4】図4は、図2のステップS3における任意断面追跡処理の流れを示したフローチャートである。

【図5】図5は、実施例1に係る追跡方法を説明するための図である。

【図6】図6は、実施例2に係る追跡方法を説明するための図である。

【図7】図7は、実施例3に係る追跡方法を説明するための図である。

【図8】図8は、実施例3に係る追跡方法を用いた場合の画像再構成を説明するための図である。

【図9】図9は、第1の実施形態に係る追跡処理によって得られる運動情報の表示形態の一例を示した図である。

【図10】図10は、第1の実施形態に係る追跡処理によって得られる運動情報、三次元的なサーフェスレンダリング表示した場合の一例を示した図である。

【図11】図11は、第2の実施形態に係る任意断面追跡処理の流れを示したフローチャートである。

【図12】図12は、第2の実施形態に係る追跡処理によって得られる運動情報の表示形態の一例を示した図である。

【図13】図13は、第2の実施形態に係る追跡処理によって得られる運動情報、三次元的なサーフェスレンダリング表示した場合の一例を示した図である。

【図14】図14は、第3の実施形態に係る任意断面追跡処理の流れを示したフローチャートである。

【図15】図15は、第3の実施形態に係る追跡処理によって得られる運動情報の表示形態の一例を示した図である。

【図16】図16は、第4の実施形態に係る任意断面追跡処理の流れを示したフローチャートである。

【図17】図17は、第4の実施形態に係る追跡処理によって得られる運動情報の表示形態の一例を示した図である。

【図18】図18は、各実施形態に係る追跡処理によって得られる運動情報の表示形態の変形例を示した図である。

【図19】図19は、C-mode面に対する壁厚方向の壁運動情報の投影を説明するための図である。

【図20】図20は、C-mode像に壁厚方向の壁運動情報が投影された重畳画像の表示形態の一例を示した図である。

【図21】図21は、C-mode像に壁厚方向の壁運動情報が投影された重畳画像の表示形態の他の例を示した図である。

【符号の説明】

【0119】

10...超音波診断装置、11...超音波プローブ、12...送信ユニット、13...受信ユニット、14...Bモード処理ユニット、15...組織ドプラ処理ユニット、17...表示制御ユニット、18...表示ユニット、20...TSI処理ユニット、21...ボリュームデータ生成ユニット、22...記憶部、23...制御ユニット(CPU)、24...マッピング処理ユニット、25...入力ユニット

10

20

30

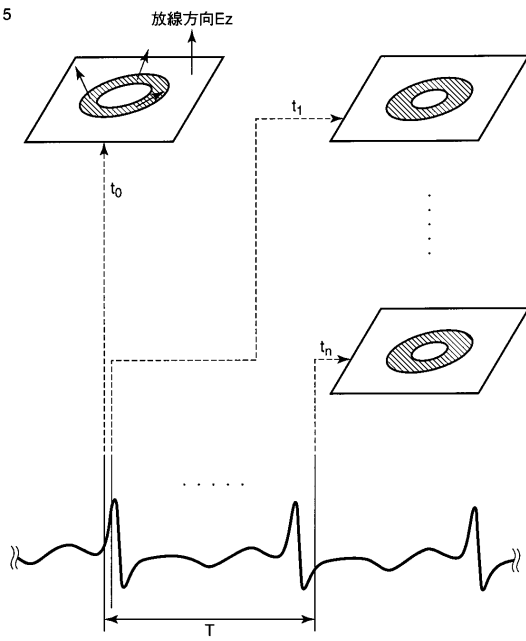
40

50



【図 5】

図 5

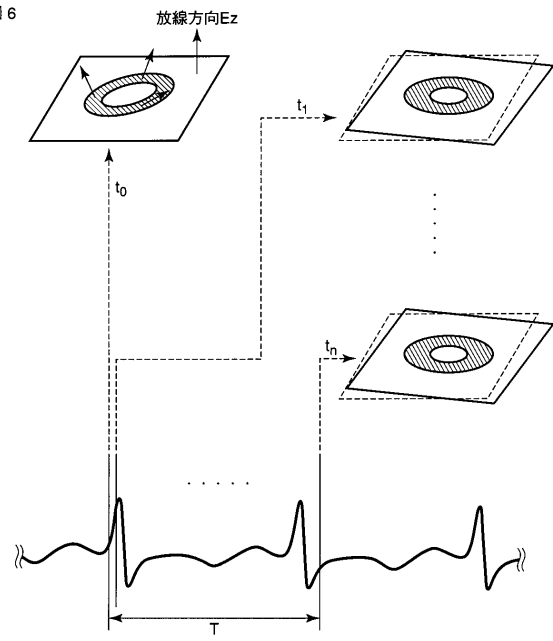


$$V_z, \text{mean}(t) = \frac{1}{m} \sum_j^m \{V(j, t) \text{ の } Ez \text{ 方向への射影成分}\}$$

$m$ : 面上に存在する心筋組織の位置の数

【図 6】

図 6

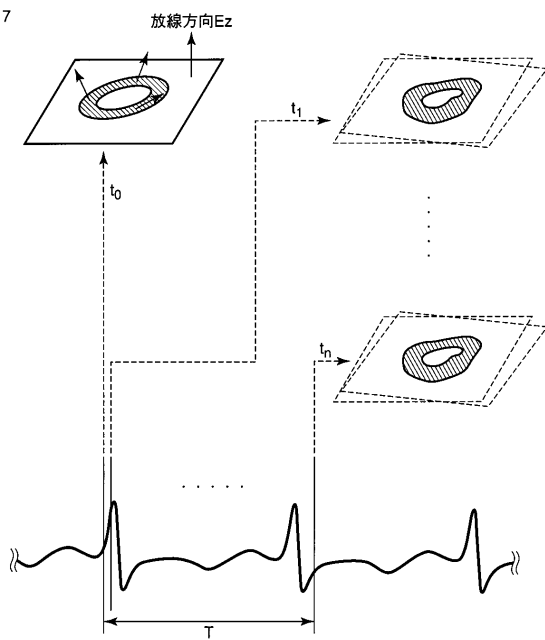


$$V_{\text{men}}(t) = \frac{1}{m} \sum_j^m V(j, t)$$

$m$ : 面上に存在する心筋組織の位置の数

【図 7】

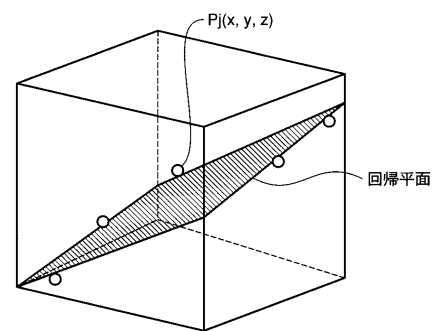
図 7



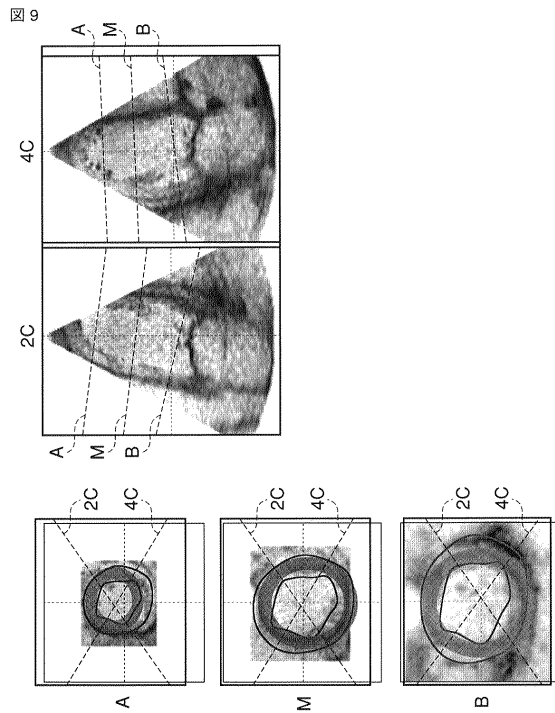
$$\text{心筋組織の各位置の移動ベクトル} = V(j, t) \quad (1 \leq j \leq m)$$

【図 8】

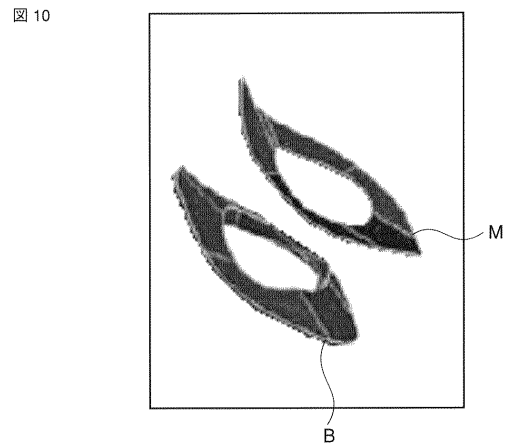
図 8



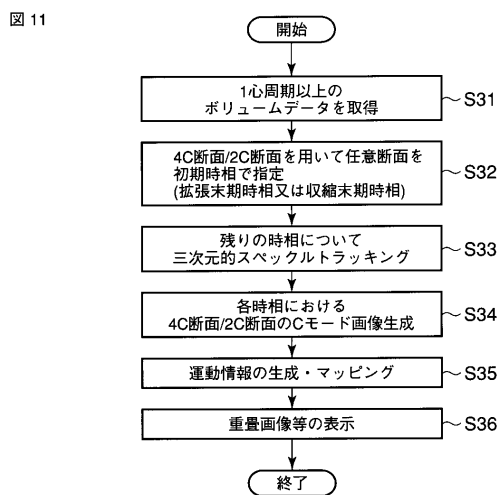
【図 9】



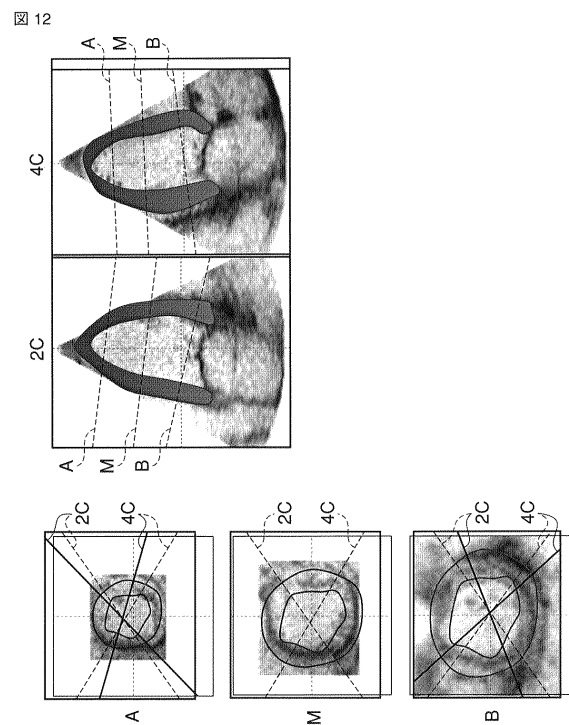
【図 10】



【図 11】

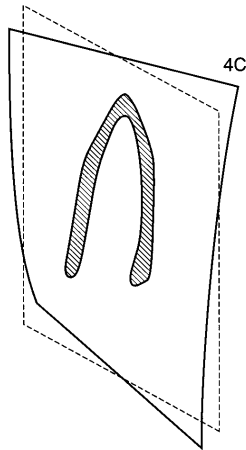


【図 12】



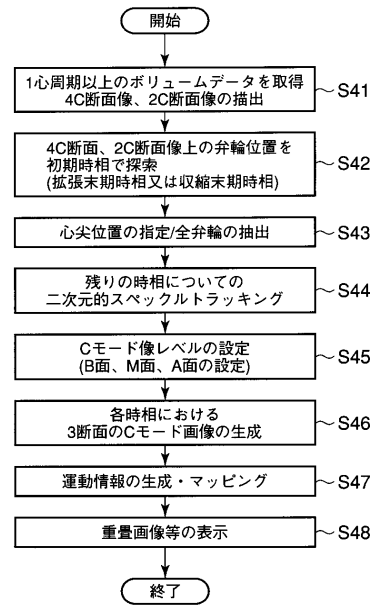
【図 13】

図 13



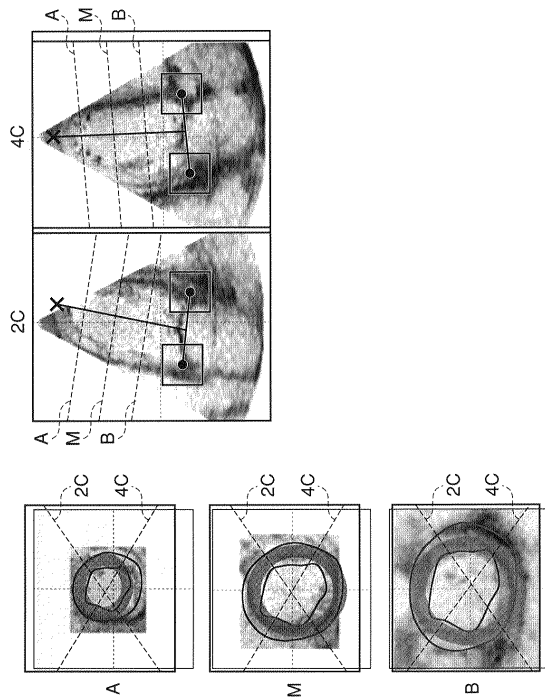
【図 14】

図 14



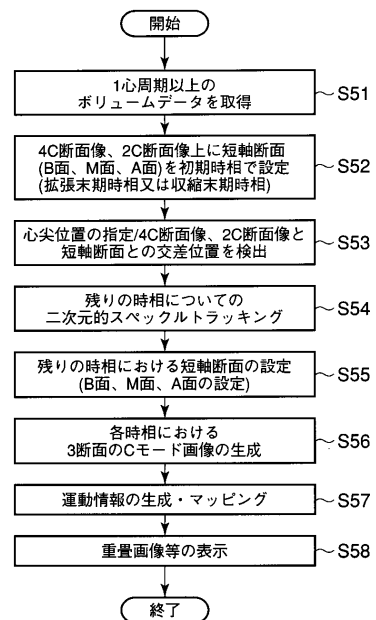
【図 15】

図 15



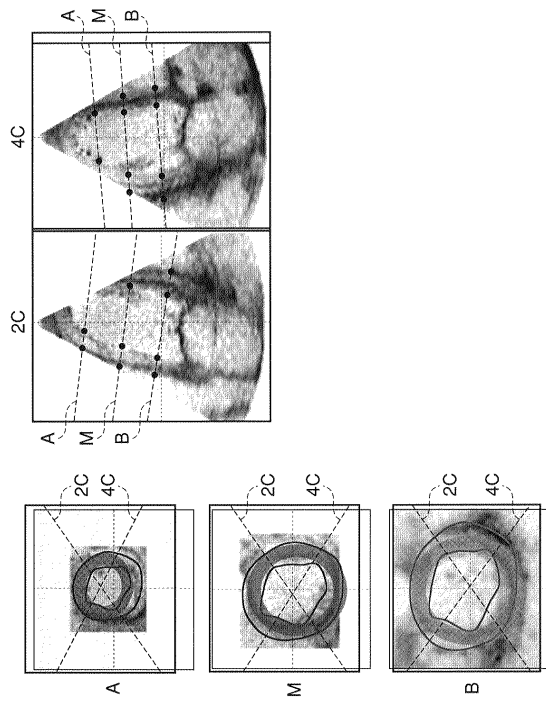
【図 16】

図 16



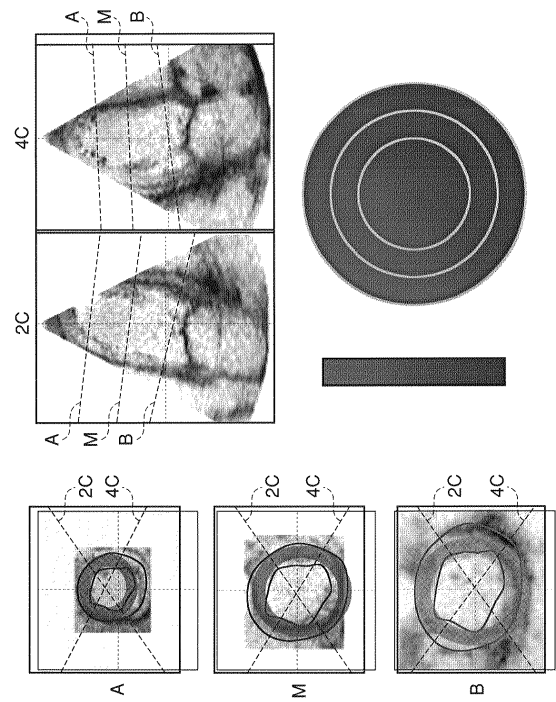
【図 17】

図 17



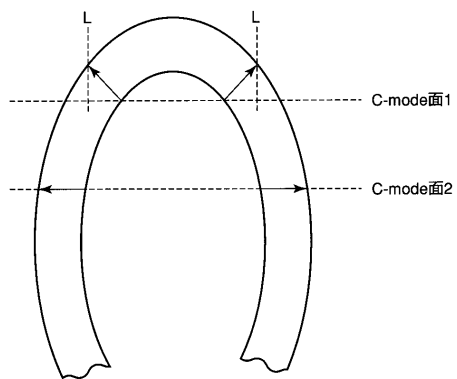
【図 18】

図 18



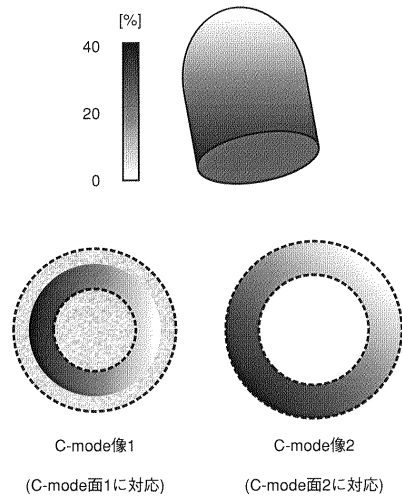
【図 19】

図 19



【図 20】

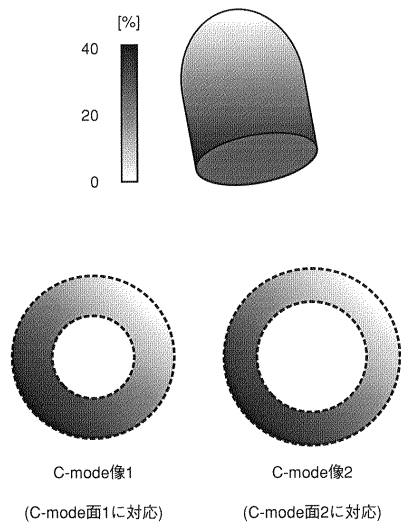
図 20





## 【図 2 1】

図 21



---

フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(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本社内

(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本社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD09 DD15 EE09 FF08 JC07 JC27 JC33 KK02 KK12

KK15 KK24 KK25 KK31 LL38

5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB13 CB16 CC02 CD14

CE11 DA04 DA16 DB02 DB09 DC02 DC33

5L096 BA06 CA04 HA04 HA05

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="#">JP2008272087A</a>	公开(公告)日	2008-11-13
申请号	JP2007117314	申请日	2007-04-26
[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		
[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 G06T1/00 G06T7/20		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/523 A61B8/5246		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T7/20.B A61B8/14 G06T7/00.612 G06T7/20 G06T7/231		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC07 4C601/JC27 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CC02 5B057/CD14 5B057/CE11 5B057/DA04 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC02 5B057/DC33 5L096/BA06 5L096/CA04 5L096/HA04 5L096/HA05		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP5624258B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备等，其能够准确且迅速地获取关于具有运动的诊断目标的相同部位的三维运动信息。解决方案：与临床上有用的ASE划分相对应的基础/中/心尖3个横截面由初始时间阶段指定，其余时间阶段在三维斑点跟踪中确定3个横截面的位置。跟随至少一个心动周期。重建跟踪位置的三个C模式投影图像。此外，计算跟踪位置处的任意壁运动参数，并将其叠加在C模式下，并显示或投影并显示在Polar地图上。作为C模式下的投影图像方法，仅检测和投影与初始阶段中定义的横截面垂直的运动分量，检测和投影每个壁的平均运动分量，并跟踪和投影每个心肌位置。可以采用任何一种方法。将所获得的C模式图像与长轴图像和指示C模式图像的位置的标记同时显示。[选型图]图

1

