(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5624258号
(P5624258)
(45)発行日　平成26年11月12日(2014.11.12)　(24)登録日　平成26年10月3日(2014.10.3)

(51)Int.Cl.			F I		
A61B	8/08	(2006.01)	A61B	8/08	
G06T	1/00	(2006.01)	G06T	1/00	290D
G06T	7/20	(2006.01)	G06T	7/20	B

請求項の数 20　(全 25 頁)

(21)出願番号　特願2007-117314(P2007-117314)
(22)出願日　平成19年4月26日(2007.4.26)
(65)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)
審査請求日　平成22年3月26日(2010.3.26)
審判番号　不服2013-5127(P2013-5127/J1)
審判請求日　平成25年3月18日(2013.3.18)

(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　100108855
弁理士　蔵田　昌俊
(74)代理人　100109830
弁理士　福原　淑弘
(74)代理人　100088683
弁理士　中村　誠
(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の心臓を超音波で走査し、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に含まれる心筋組織に対応する領域に三次元移動ベクトルを算出するための複数の関心領域を設定し、前記各関心領域における三次元移動ベクトルを時相毎に算出する移動ベクトル算出手段と、

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、

前記任意断面上の各関心領域について算出された複数の三次元移動ベクトルに基づいて、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、前記所定の時相以外における前記任意断面の位置を追跡する追跡手段と、

前記ボリュームデータのうち、追跡された任意断面に相当する面の位置に基づいて、前記所定の時相以外における第１の超音波画像を生成する画像生成手段と、

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。

【請求項２】

前記追跡手段は、前記任意断面上の各関心領域について算出された複数の三次元移動ベクトルを平均化した三次元移動ベクトルを、前記所定の時相以外における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】

前記追跡手段は、前記任意断面上の各関心領域について算出された複数の三次元移動ベクトルに基づいて、前記所定の時相以外において前記任意断面が変形した任意曲面の位置を追跡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４】

前記追跡手段は、前記任意断面上の各関心領域について算出された複数の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、前記所定の時相以外における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５】

周期的に運動する被検体の心臓を超音波で走査し、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に含まれる三次元移動ベクトルを算出するための複数の関心領域を設定し、前記各関心領域における三次元移動ベクトルを時相毎に算出する移動ベクトル算出手段と、

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、

前記各関心領域において算出された複数の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に基づいて、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、前記所定の時相以外における前記任意断面の位置を追跡する追跡手段と、

前記ボリュームデータのうち、追跡された任意断面に相当する面の位置に基づいて、前記所定の時相以外における第１の超音波画像を生成する画像生成手段と、

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。

【請求項６】

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７】

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。

【請求項８】

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。

【請求項９】

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８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１０】

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９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１１】

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１０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１０記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項１３】

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１２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】

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１３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１５】

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１４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１６】

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１５記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項１７】

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１５記載の超音波診断装置又は超音波画像処理装置。

【請求項１８】

前記追跡手段は、前記任意断面に存在する心筋の各位置の時間的変化を追跡し、

前記画像生成手段は、前記ボリュームデータのうち、前記追跡された心筋の各位置に基づいて、前記所定の時相以外における第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１７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１９】

コンピュータに、

周期的に運動する被検体の心臓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に、三次元移動ベクトルを算出するための複数の関心領域を設定させ、前記各関心領域における三次元移動ベクトルを時相毎に算出させる移動ベクトル算

出機能と、
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させる設定機能と、
前記任意断面上の各関心領域について算出された複数の三次元移動ベクトルに基づいて、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させることで、前記所定の時相以外における前記任意断面の位置を追跡させる追跡機能と、
前記ボリュームデータのうち、追跡された任意断面に相当する面の位置に基づいて、前記所定の時相以外における第１の超音波画像を生成させる画像生成機能と、
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２０】
コンピュータに、
周期的に運動する被検体の心臓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に、心筋組織に対応する領域に三次元移動ベクトルを算出するための複数の関心領域を設定させ、前記各関心領域における三次元移動ベクトルを時相毎に算出させる移動ベクトル算出機能と、
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させる設定機能と、
前記各関心領域において算出された複数の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に基づいて、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させることで、前記所定の時相以外における前記任意断面の位置を追跡させる追跡機能と、
前記ボリュームデータのうち、追跡された任意断面に相当する面の位置に基づいて、前記所定の時相以外における第１の超音波画像を生成させる画像生成機能と、
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。
【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ＭＰＲ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、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て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】
この様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。

【０００４】
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）。

【０００５】
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)

【発明の開示】
【発明が解決しようとする課題】
【０００６】
しかしながら、従来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。
【０００７】
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。
【０００８】
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。
【０００９】
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】
【００１０】
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。
【００１１】
一実施形態に係る超音波診断装置又は超音波画像処理装置は、周期的に運動する被検体の心臓を超音波で走査し、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に含まれる心筋組織に対応する領域に三次元移動ベクトルを算出するための複数の関心領域を設定し、前記各関心領域における三次元移動ベクトルを時相毎に算出する移動ベクトル算出手段と、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、前記任意断面上の各関心領域について算出された複数の三次元移動ベクトルに基づいて、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、前記所定の時相以外における前記任意断面の位置を追跡する追跡手段と、前記ボリュームデータのうち、追跡された任意断面に相当する面の位置に基づいて、前記所定の時相以外における第１の超音波画像を生成する画像生成手段と、前記第１の超音波画像を表示する表示手段と、を具備するものである。
他の実施形態に係る超音波診断装置又は超音波画像処理装置は、周期的に運動する被検

体の心臓を超音波で走査し、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に含まれる三次元移動ベクトルを算出するための複数の関心領域を設定し、前記各関心領域における三次元移動ベクトルを時相毎に算出する移動ベクトル算出手段と、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、前記各関心領域において算出された複数の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に基づいて、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、前記所定の時相以外における前記任意断面の位置を追跡する追跡手段と、前記ボリュームデータのうち、追跡された任意断面に相当する面の位置に基づいて、前記所定の時相以外における第１の超音波画像を生成する画像生成手段と、前記第１の超音波画像を表示する表示手段と、を具備するものである。

一実施形態に係る超音波画像処理プログラムは、コンピュータに、周期的に運動する被検体の心臓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に、三次元移動ベクトルを算出するための複数の関心領域を設定させ、前記各関心領域における三次元移動ベクトルを時相毎に算出させる移動ベクトル算出機能と、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させる設定機能と、前記任意断面上の各関心領域について算出された複数の三次元移動ベクトルに基づいて、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させることで、前記所定の時相以外における前記任意断面の位置を追跡させる追跡機能と、前記ボリュームデータのうち、追跡された任意断面に相当する面の位置に基づいて、前記所定の時相以外における第１の超音波画像を生成させる画像生成機能と、前記第１の超音波画像を表示させる表示機能と、を実現させるものである。

他の実施形態に係る超音波画像処理プログラムは、コンピュータに、周期的に運動する被検体の心臓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に、心筋組織に対応する領域に三次元移動ベクトルを算出するための複数の関心領域を設定させ、前記各関心領域における三次元移動ベクトルを時相毎に算出させる移動ベクトル算出機能と、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させる設定機能と、前記各関心領域において算出された複数の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に基づいて、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させることで、前記所定の時相以外における前記任意断面の位置を追跡させる追跡機能と、前記ボリュームデータのうち、追跡された任意断面に相当する面の位置に基づいて、前記所定の時相以外における第１の超音波画像を生成させる画像生成機能と、前記第１の超音波画像を表示させる表示機能と、を実現させるものである。

【発明の効果】

【００１５】

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】

【００１６】

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。

【００１７】

（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１０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、図１の点線内がその構成要素となる。

【００１８】

超音波プローブ１１は、送信ユニット１２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キング材等を有している。当該超音波プローブ１１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１１に受信される。

【００１９】

送信ユニット１３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ｆｒ　Ｈｚ（周期；１／ｆｒ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１２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。

【００２０】

受信ユニット１５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。

【００２１】

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。

【００２２】

移動ベクトル処理ユニット１９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バ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。

【００２３】

画像生成ユニット２１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２１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。

【００２４】

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、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２３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。

【００２５】

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、後述する任意断面追跡機能を実現する。

【００２６】

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。

【００２７】

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。

【００２８】

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。

【００２９】

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。

【００３０】

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。

【００３１】

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。

【００３２】

（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。

【００３３】

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。

【００３４】
［ステップＳ１：ボリュームデータの取得］
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、ｔ０、ｔ１、・・・、ｔｎの各心時相毎に取得する（ステップＳ１）。
【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。
【００３６】
［ステップＳ２：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Ｓ２）。本実施形態では、期間Ｔの初期時相ｔ０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。
【００３８】
［ステップＳ３：任意断面追跡処理］
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ｔ０以外の各時相）のボリュームデータにおいて、初期時相ｔ０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Ｓ３）。
【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。
【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。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ｔ０における移動成分$V = V_{z,meant}(t0)$を算出する（ステップＳ３１）。
【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$V = V_{z,meant}(t0)$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ｔ１における任意断面として設定する（ステップＳ３２）。
【００４３】

次に、時相ｔ１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ｔｉ（ただし、ｉは２≦ｉ≦ｎを示す整数）における移動成分Ｖ＝$V_{z,meant}$（ｔｉ）を算出する（ステップＳ３３）。

【００４４】

次に、時相ｔｉ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＝$V_{z,meant}$（ｔｉ）だけ平行移動させ、時相ｔｉにおけるＢ面、Ｍ面、Ａ面を設定する（ステップＳ３４）。

【００４５】

以下、時系列に上記ステップ３３、３４の処理を時相ｔｎ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。

【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ｔ０における移動成分Ｖ＝V_{meant}（ｔ０）を算出する（ステップＳ３１）。

【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_{meant}（ｔ０）だけ平行移動させ、時相ｔ１におけるＢ面、Ｍ面、Ａ面を設定する（ステップＳ３２）。

【００５０】

次に、時相ｔ１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ｔｉ（ただし、ｉは２≦ｉ≦ｎを示す整数）における移動成分Ｖ＝V_{meant}（ｔｉ）を算出する（ステップＳ３３）。

【００５１】

次に、時相ｔｉ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_{meant}（ｔｉ）だけ平行移動させ、時相ｔｉにおけるＢ面、Ｍ面、Ａ面を設定する（ステップＳ３４）。

【００５２】

以下、時系列に上記ステップ３３、３４の処理を時相ｔｎ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。

【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ｔ０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位置ｐｊ（ｘ，ｙ，ｚ）（ただし、ｊは１≦ｊ≦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，ｔ０）を算出する（ステップＳ３１）。
【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，ｔ０）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ｔ１におけるＢ面、Ｍ面、Ａ面とする（ステップＳ３２）。
【００５７】
次に、時相ｔ１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，ｔ１）を算出する（ステップＳ３３）。
【００５８】
次に、時相ｔ１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，ｔ１）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ｔｉ（ただし、ｉは２≦ｉ≦ｎを示す整数）におけるＢ面、Ｍ面、Ａ面とする（ステップＳ３４）。
【００５９】
以下、時系列に上記ステップ３３、３４の処理を時相ｔｎ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。
【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Ｓ４：Ｃモード画像生成］
次に、画像生成ユニット２１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Ｓ４）。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。
【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ｐｊ（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ようにしてもよい。
【００６４】
［ステップＳ５：運動情報の演算］
次に、運動情報演算ユニット２１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Ｓ５）。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２００３－１７５０４１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。

【００６６】

［ステップＳ６：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Ｓ６）。すなわち、画像生成ユニット２１は、ステップＳ５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Ｓ４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Ｓ４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２３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。

【００６７】

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。

【００６８】

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、４Ｃ像、２Ｃ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、４Ｃ像、２Ｃ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。

【００６９】

この様なマーカ表示により、動的に追随する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。

【００７０】

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。

【００７１】

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。

【００７２】

（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。

【００７３】

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。

【００７４】
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、ＡＳＥ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。
【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、ｔ０、ｔ１、・・・、ｔｎ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）。
【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ｔ０以外の各時相）のボリュームデータにおいて、初期時相ｔ０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。
【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。
【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。この様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、ｔ０、ｔ１、・・・、ｔｎ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２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。

【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）

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、ｔ０、ｔ１、・・・、ｔｎ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）。

【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）。

【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。

【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。

【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。

【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、内膜の位置から外膜に向かって（すなわち、同図矢印に示すような壁厚方向に向かって）垂線を引き、その交点を基準として長軸方向に沿って引かれた垂線（直線Ｌ）によって、外膜の位置を、対応するＣ－ｍｏｄｅ面１、Ｃ－ｍｏｄｅ面２上の位置として投影する。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。

【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に示したように三次元上の外膜位置から引かれた垂線ＬによってＣ－ｍｏｄｅ面１、Ｃ－ｍｏｄｅ面２上に外膜位置を投影しているため、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の様に壁厚方向とＣ－ｍｏｄｅ面１による心壁のスライス方向がずれる場合）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、観察時においては、ユーザに逆に不自然な印象を与える可能性がある。

【０１０９】

図２１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、図２０と比較してわかる様に、図２０において示された運動情報を投影する領域（円領域）を同一中心にて拡大することで、壁厚方向の壁運動情報の表示領域のサイズとＣ－ｍｏｄｅ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－ｍｏｄｅ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２０に示した表示形態と図２１に示した表示形態とは、例えば操作ユニット４１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。

【０１１０】

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－ｍｏｄｅ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。

【０１１１】

また、Ｃ－ｍｏｄｅ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－ｍｏｄｅ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－ｍｏｄｅ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。

【０１１２】

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。

【０１１３】

（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－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。

【０１１４】

（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ＭＰＲ断面像に投影表示する代わりに、あるいは投影表示するのと同時に、例えば図１８に示すように、心尖部を極点とするPoler-mapに座標変換して表示しても良い。なお、図１８においては、右下の表示がPoler-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。

【０１１５】

（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、組織ドプ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。

【０１１６】

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】

【０１１７】

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、ＭＰＲ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、出力するオブジェ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。

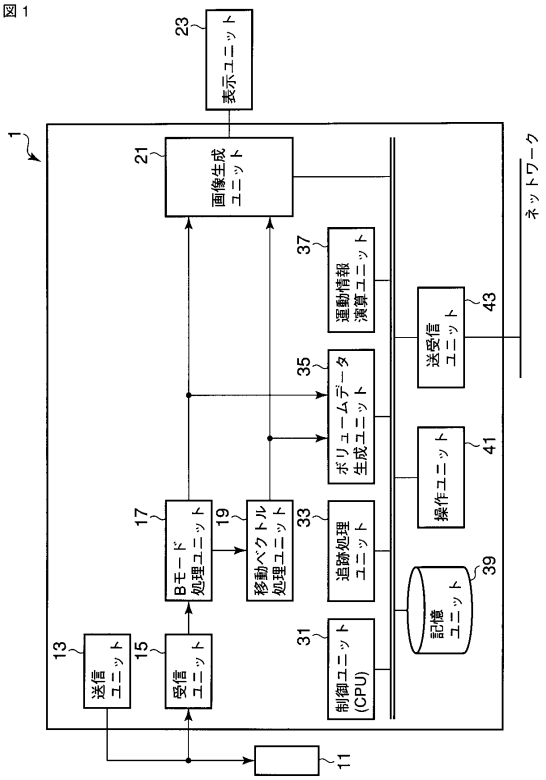
【図２１】図２１は、Ｃ－ｍｏｄｅ像に壁厚方向の壁運動情報が投影された重畳画像の表示形態の他の例を示した図である。

【符号の説明】

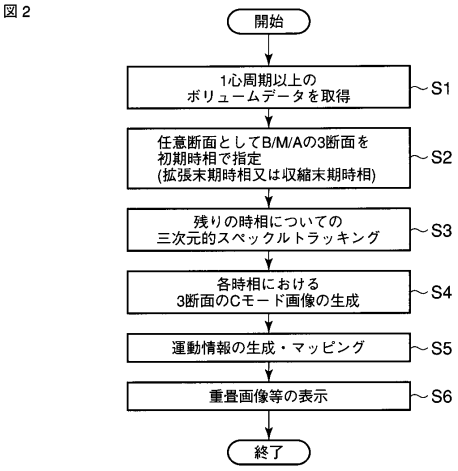
【０１１９】

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２５

【図１】

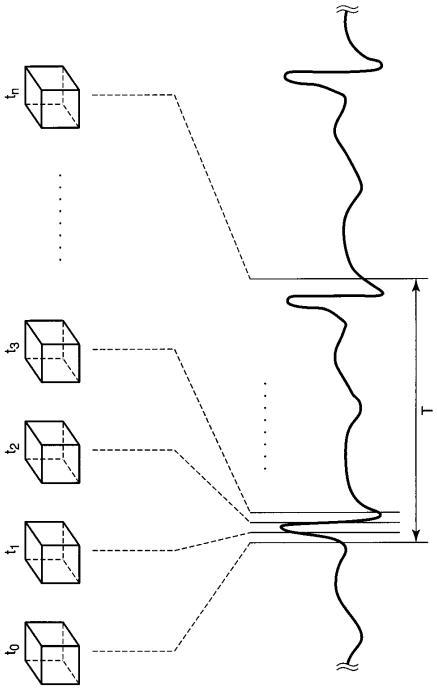


【図２】



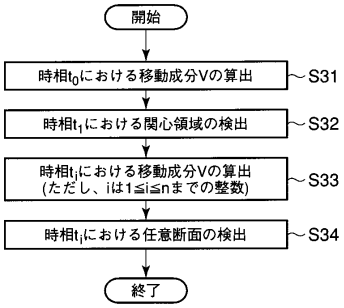
【図３】

図３



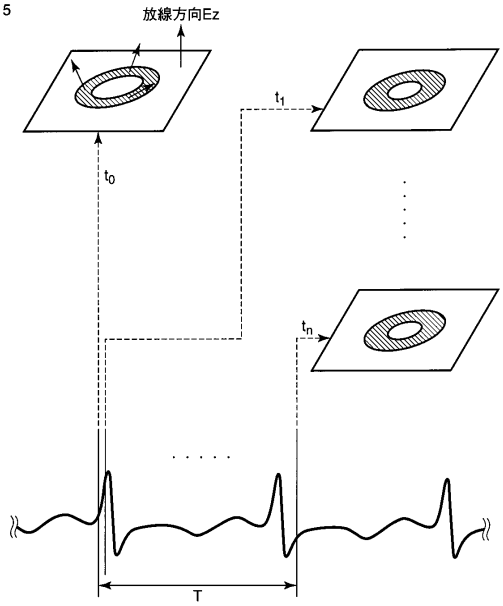
【図４】

図４



【図５】

図５

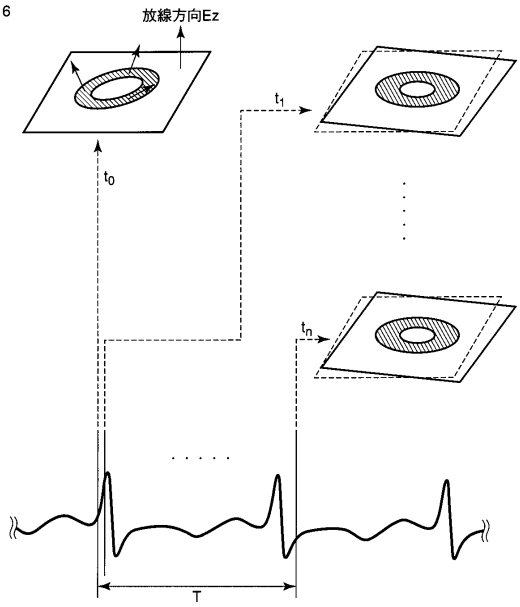


$$Vz, mean(t) = \frac{1}{m}\sum_{j}^{m}\{V(j, t)\text{のEz方向への射影成分}\}$$

m：面上に存在する心筋組織の位置の数

【図６】

図６

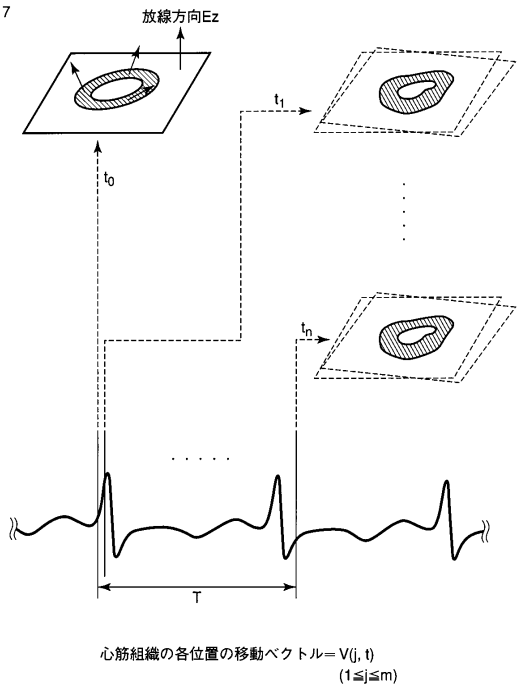


$$Vmen(t) = \frac{1}{m}\sum_{j}^{m}V(j, t)$$

m：面上に存在する心筋組織の位置の数

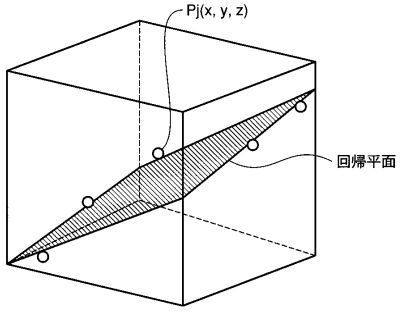
【図７】

図 7



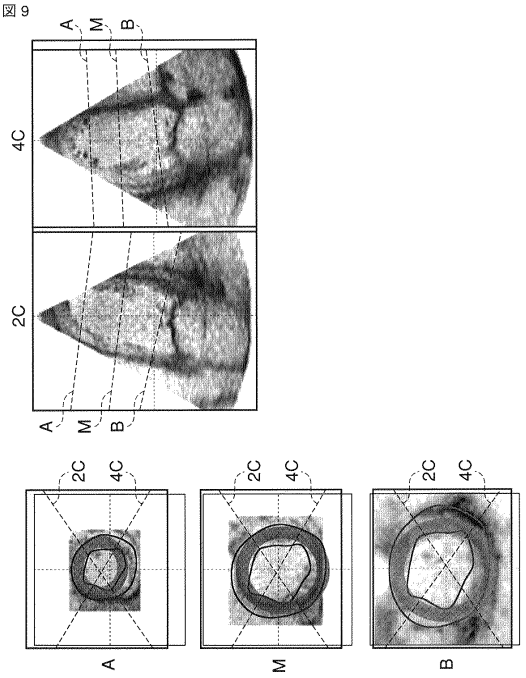
【図８】

図 8



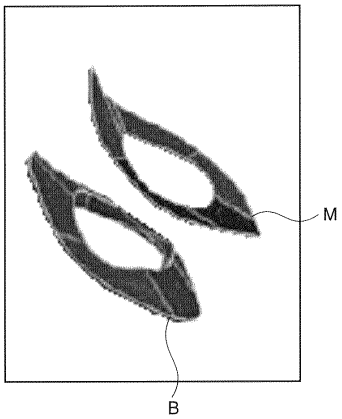
【図９】

図 9



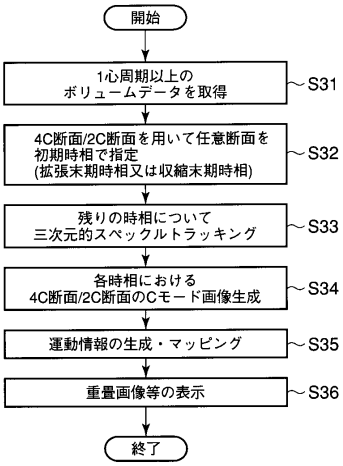
【図１０】

図 10



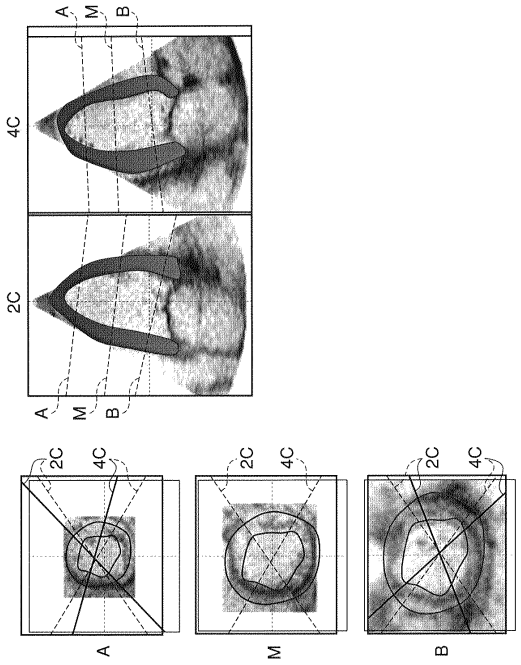
【図１１】

図 11



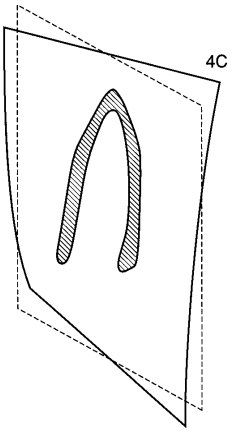
【図１２】

図 12



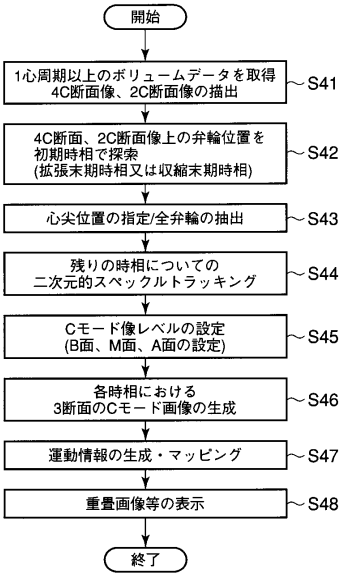
【図１３】

図 13



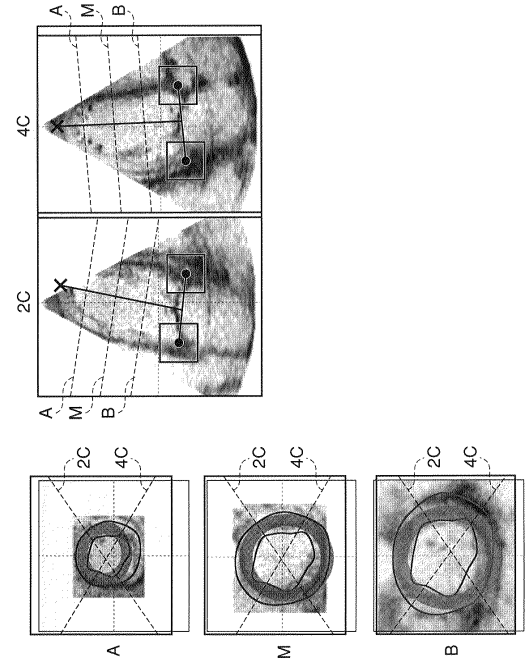
【図１４】

図 14



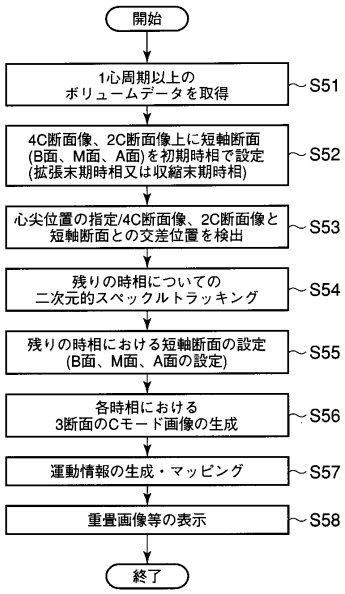
【図１５】

図 15



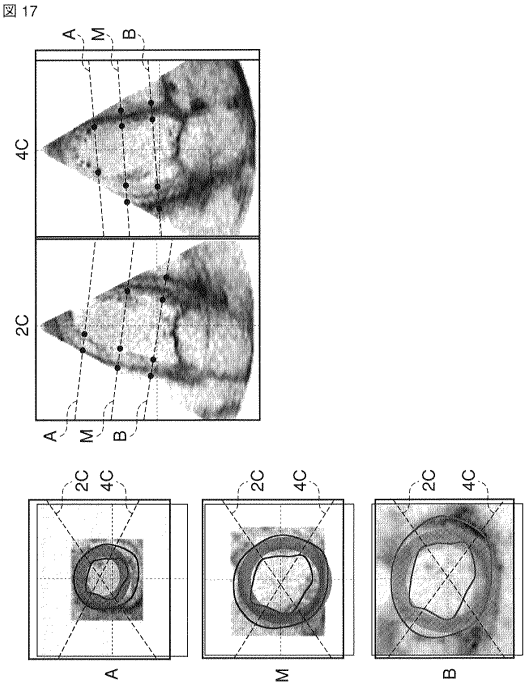
【図１６】

図 16



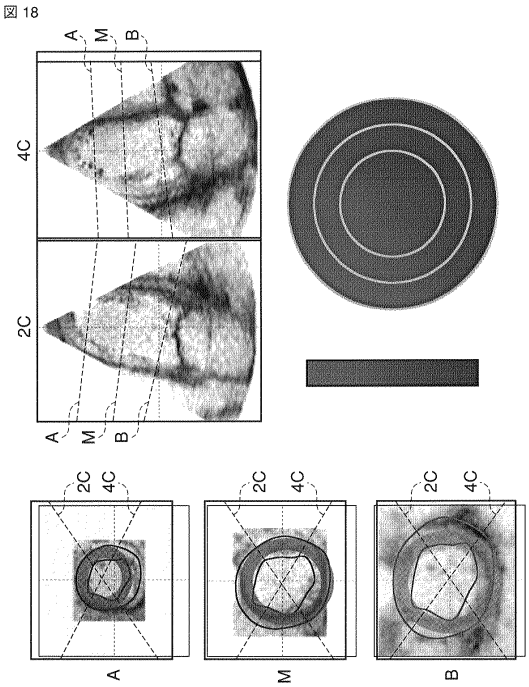
【図１７】

図 17



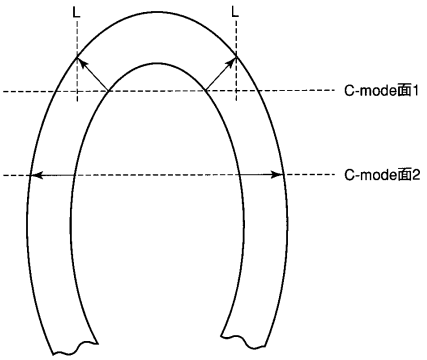
【図１８】

図 18



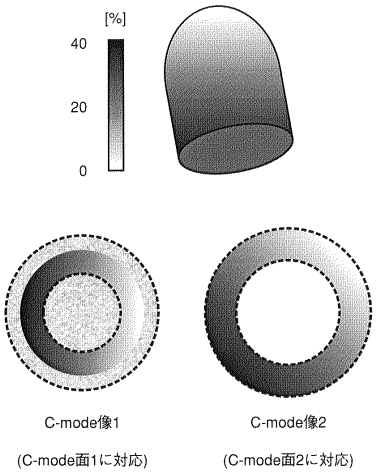
【図１９】

図 19



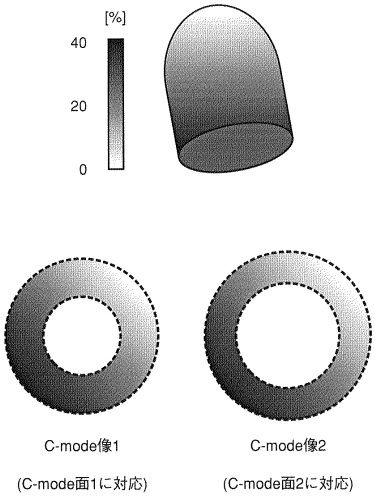
【図２０】

図 20



【図２１】

図 21



フロントページの続き

(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本社内
(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本社内

合議体
審判長　森林　克郎
審判官　三崎　仁
審判官　渡戸　正義

(56)参考文献　国際公開第２００６／０３８１８８（WO，Ａ１）
特開２００６－３１４７９０（ＪＰ，Ａ）
特表２００５－５１１１２９（ＪＰ，Ａ）
特開２００７－４４４９９（ＪＰ，Ａ）
特開２００２－３０６４８３（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－７９６２０（ＪＰ，Ａ）
特開２００３－３２５５１９（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B8/08,G06T1/00,G06T7/20

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	JP5624258B2	公开(公告)日	2014-11-12
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		
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 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)	中村诚		
助理审查员(译)	仁美咲		
其他公开文献	JP2008272087A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备等，其准确且快速地获取移动诊断对象中的相同区域的三维运动的信息。 ŽSOLUTION：对应于临床有用的ASE分裂系统的基底，中间和顶端的三个部分在初始时间阶段指定，并且这三个部分的位置通过三维斑点追踪追踪，至少关于心脏周期的三维斑点追踪。剩余时间阶段。为这些跟踪位置重建三个C模式投影图像。此外，通过放置在C模式投影图像的顶部或投影在极坐标图上来计算和显示跟踪位置处的任意壁运动的参数。对于C模式投影图像方法，可以从以下方法中选择一种方法：仅检测和投射垂直于在初始时间阶段确定的部分的传递分量;检测和投射各壁上的平均传递分量;并追踪和投射各自的心肌位置。所获取的C模式图像与表示长轴图像和C模式图像的位置的标记一起显示。 Ž

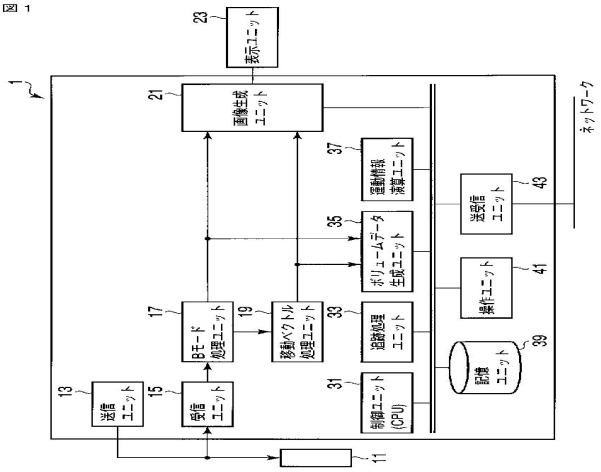



図 1 】