

(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2010-42151

(P2010-42151A)

(43) 公開日 平成22年2月25日(2010.2.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2008-208633 (P2008-208633)
(22) 出願日 平成20年8月13日 (2008.8.13)(71) 出願人 000003078
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 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像表示装置及び超音波画像表示プログラム

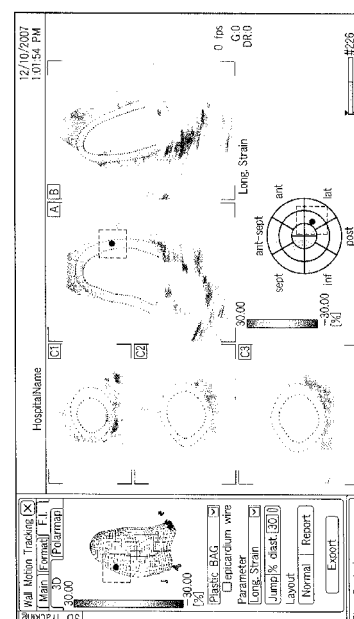
(57) 【要約】

【課題】 心壁運動に代表される組織運動情報に関して、形態の異なる複数の画像を表示する場合において、画像間の相対的な位置対応関係を迅速且つ容易に視認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】 心壁運動に代表される組織運動情報に関して、形態の異なる複数の画像を表示する場合において、M P R画像、ポーラマップ画像、三次元画像の間の相対的な位置対応関係を迅速且つ容易に視認するための支援情報を生成し表示する。必要に応じて、所望の局所的な位置を示すためのマーカーを設定し表示する。さらに、設定又は変更されたマーカーに対応する位置がM P R画像上に存在しない場合がある。係る場合にM P R断面の位置を自動調整することで、常に設定又は変更されたマーカーに対応する位置を含むM P R画像を生成し表示する。

【選択図】 図4

図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

運動する組織について所定期間に亘って収集された複数のボリュームデータであるボリュームデータ群を用いて、前記所定期間に亘る組織運動情報を生成する運動情報生成ユニットと、

前記ボリュームデータ群と前記所定期間に亘る組織運動情報とを用いて、前記組織運動情報がマッピングされた表示形態の異なる複数の画像と、前記複数の画像間の位置対応関係を示す支援情報と、を生成する画像生成手段と、

前記複数の画像と前記支援情報と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。

10

【請求項 2】

前記表示形態の異なる複数の画像は、M P R 画像、ポーラマッピング画像、三次元画像を含むことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像生成手段は、

前記ボリュームデータ群をセグメンテーションし、

前記支援情報として、前記複数の画像のそれぞれにおいてセグメント毎に割り当てられる色彩情報及び前記複数の画像のそれぞれにおいて各セグメントの境界を示す枠情報を生成すること、

を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記画像生成手段は、前記支援情報として、前記複数の画像間において対応する位置を表すマーカーを生成することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像生成手段は、操作者によりポーラマッピング画像及び三次元画像の少なくとも一方において指定された所望の位置が M P R 画像上に存在しない場合には、前記指定された所望の位置を含むように、前記ボリュームデータ群における前記 M P R 画像の位置を移動させることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

運動する組織について所定期間に亘って収集された複数のボリュームデータであるボリュームデータ群を用いて、前記所定期間に亘る組織運動情報を生成する運動情報生成ユニットと、

前記ボリュームデータ群と前記所定期間に亘る組織運動情報とを用いて、前記組織運動情報がマッピングされた表示形態の異なる複数の画像と、前記複数の画像間の位置対応関係を示す支援情報と、を生成する画像生成手段と、

前記複数の画像と前記支援情報と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画像表示装置。

30

【請求項 7】

コンピュータに、

運動する組織について所定期間に亘って収集された複数のボリュームデータであるボリュームデータ群を用いて、前記所定期間に亘る組織運動情報を生成させる運動情報生成機能と、

前記ボリュームデータ群と前記所定期間に亘る組織運動情報とを用いて、前記組織運動情報がマッピングされた表示形態の異なる複数の画像と、前記複数の画像間の位置対応関係を示す支援情報と、を生成させる画像生成機能と、

前記複数の画像と前記支援情報と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表示プログラム。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、心壁運動に代表される組織運動情報に関する画像を生成し表示することができる超音波診断装置、超音波画像表示装置及び超音波画像表示プログラムに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

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

10

【 0 0 0 3 】

この様な超音波診断装置を用いて、例えば心臓組織の運動情報に関する動画像を生成し表示する技術がある。この技術では、例えば、まず一列に配列された複数の超音波振動子を揺動させて超音波走査を行うプローブ（揺動プローブ）、複数の超音波振動子が二次元マトリックス状に配列されたプローブ（二次元アレイプローブ）等を用いて心臓の時系列ボリュームデータを取得する。そして、取得した時系列ボリュームデータに対してパターンマッチングなどを用いて心筋の局所部位の追跡を行い、追跡結果から組織運動情報（例えば心筋の移動ベクトルやストレイン（歪み）など）を算出し、これを心臓のボリュームデータから再構成されるMPR画像、ポーラマップ画像、三次元画像（ボリュームレンダリング画像等）の対応する位置に重畳させて動画表示する。医師は、動画的に表示されるMPR画像等を観察することにより、心臓の組織運動の動態を観察することができる。

20

【 0 0 0 4 】

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2007-044499号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

30

しかしながら、従来の超音波診断装置を用いた組織運動情報に関する画像の表示手法には、次の様な問題がある。

【 0 0 0 6 】

すなわち、MPR画像、ポーラマップ画像、三次元画像の間において、位置の対応関係がわかり難い。例えば、ポーラマップ画像上の任意の位置が、MPR画像や三次元画像上のいずれの位置に対応するのかを判定することは容易ではない。また、ポーラマップ画像の所定の位置が、現在表示されているMPR画像上に存在しない場合もある。係る場合に複数の画像間の相対的な位置関係を把握することは、さらに大きな困難を伴う。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、心壁運動に代表される組織運動情報に関して、形態の異なる複数の画像を表示する場合において、画像間の相対的な位置対応関係を迅速且つ容易に視認することができる超音波診断装置、超音波画像表示装置及び超音波画像表示プログラムを提供することを目的としている。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

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 0 9 】

請求項1に記載の発明は、運動する組織について所定期間に亘って収集された複数のボリュームデータであるボリュームデータ群を用いて、前記所定期間に亘る組織運動情報を生成する運動情報生成ユニットと、前記ボリュームデータ群と前記所定期間に亘る組織運

50

動情報とを用いて、前記組織運動情報がマッピングされた表示形態の異なる複数の画像と、前記複数の画像間の位置対応関係を示す支援情報と、を生成する画像生成手段と、前記複数の画像と前記支援情報と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である。

【 0 0 1 0 】

請求項 6 に記載の発明は、運動する組織について所定期間に亘って収集された複数のボリュームデータであるボリュームデータ群を用いて、前記所定期間に亘る組織運動情報を生成する運動情報生成ユニットと、前記ボリュームデータ群と前記所定期間に亘る組織運動情報とを用いて、前記組織運動情報がマッピングされた表示形態の異なる複数の画像と、前記複数の画像間の位置対応関係を示す支援情報と、を生成する画像生成手段と、前記複数の画像と前記支援情報と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画像表示装置である。

10

【 0 0 1 1 】

請求項 7 に記載の発明は、コンピュータに、運動する組織について所定期間に亘って収集された複数のボリュームデータであるボリュームデータ群を用いて、前記所定期間に亘る組織運動情報を生成させる運動情報生成機能と、前記ボリュームデータ群と前記所定期間に亘る組織運動情報とを用いて、前記組織運動情報がマッピングされた表示形態の異なる複数の画像と、前記複数の画像間の位置対応関係を示す支援情報と、を生成させる画像生成機能と、前記複数の画像と前記支援情報と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表示プログラムである。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

以上本発明によれば、心壁運動に代表される組織運動情報に関して、形態の異なる複数の画像を表示する場合において、画像間の相対的な位置対応関係を迅速且つ容易に視認することができる超音波診断装置、超音波画像表示装置及び超音波画像表示プログラム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 3 】

以下、本発明の第 1 実施形態及び第 2 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。

30

【 0 0 1 4 】

(第 1 実施形態)

図 1 は、第 1 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、ボリュームデータ生成 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、移動ベクトル処理ユニット 3 2、運動情報演算ユニット 3 3、記憶ユニット 3 9、操作ユニット 4 1、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表示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。

40

【 0 0 1 5 】

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 1 6 】

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 (H z) (周期 ; $1 / f_r$ 秒) で、送信超音波を形成する

50

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 13 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。

【0017】

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。

10

【0018】

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。

【0019】

ボリュームデータ生成ユニット 19 は、揺動走査や三次元走査によって得られる被検体の所定領域に関する時相毎の超音波画像データを用いて、各時相に対応するボリュームデータを生成する。なお、ここでは、ボリュームデータを、三次元的な位置情報を有する受信信号の集合（すなわち、空間的な情報を持つ受信信号の集合）であると定義する。

【0020】

20

画像生成ユニット 21 は、Bモード信号の所定断層に係る二次元分布を表した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、演算された組織運動情報をボリュームレンダリング、サーフェスレンダリング、ポラーマッピング画像、MPR処理等の種々の画像にマッピングすることで、組織運動情報に関する二次元画像又は三次元画像を生成する。また、画像生成ユニット 21 は、形態の異なる複数の画像を表示する場合において、各画像間の位置対応関係の把握を容易にするための支援情報を生成し、各種画像と共に表示する。

【0021】

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、後述するように組織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ー(marker)を表示する。

30

【0022】

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、後述する組織運動情報表示機能を実現する。

【0023】

移動ベクトル処理ユニット 32 は、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追跡し、得られた時相毎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、一方のボリュームデータ内の関心領域について、最も類似性の高い他方のボリュームデータ内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、この移動量をボリュ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。この処理をボリューム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、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。

40

【0024】

運動情報演算ユニット 33 は、移動ベクトル処理ユニット 32 の出力した時空間分布データに基づいて、組織運動情報を時相毎に生成する。ここで、組織運動情報とは、例えば

50

心壁等の所定組織の所定方向に関する変位、変位率、歪み、歪み率、移動距離、速度、速度勾配その他組織運動に関して取得可能な物理情報である。

【 0 0 2 5 】

記憶ユニット 3 9 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 3 7 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、移動ベクトルに関する時空間分布データ、後述する組織運動情報表示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。

10

【 0 0 2 6 】

操作ユニット 4 1 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、後述する組織運動情報表示機能においてマーカー設定をする位置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。

【 0 0 2 7 】

送受信ユニット 4 3 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 4 3 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。

20

【 0 0 2 8 】

（組織運動情報表示機能）

次に、本超音波診断装置 1 が具備する組織運動情報表示機能について説明する。この機能は、心壁運動に代表される組織運動情報に関して、形態の異なる複数の画像を表示する場合において、MPR 画像、ポーラマップ画像、三次元画像（ボリュームレンダリング画像、サーフェスレンダリング画像等）の間の相対的な位置対応関係を迅速且つ容易に視認するための支援情報を生成し、表示するものである。なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、診断対象としての組織運動情報が心壁運動である場合を例に説明する。しかしながら、本組織運動情報表示機能の対象が心壁運動に限定されないことは、言うまでもない。

30

【 0 0 2 9 】

図 2 は、本実施形態に係る組織運動情報表示機能に従う処理（組織運動情報表示処理）において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。以下、各処理について説明する。

【 0 0 3 0 】

〔時系列ボリュームデータの収集：ステップ S 1 〕

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亘る時系列のボリュームデータ（以下、「時系列ボリュームデータ群」と呼ぶ。）が収集される（ステップ S 1）。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、心尖アプローチから二次元アレイプローブを用いて、時系列（少なくとも 1 心拍分）のボリュームデータが収集される。

40

【 0 0 3 1 】

〔組織運動情報の生成：ステップ S 2 〕

次に、各組織運動情報が生成される（ステップ S 2）。すなわち、移動ベクトル処理ユニット 3 2 は、収集された時系列ボリュームデータ群を構成する 1 心拍以上の各時相に対応するボリュームデータのうち、所定の時相におけるボリュームデータにおいてユーザからの指示等に基づいて心筋部位を抽出し、抽出した局所的な心筋部位を三次元的なパターンマッチング処理により時間的に追跡することで、時空間的な移動ベクトル情報を演算する。運動情報演算ユニット 3 3 は、演算された時空間的な移動ベクトル情報を用いて心壁運動情報を三次元的に演算し、1 心拍以上の三次元的な運動情報から構成される組織運動

50

情報群を生成する。

【 0 0 3 2 】

本実施形態では、説明を具体的にするため、本ステップ S 2 において例えばRadial-strainに関する組織運動情報群が生成されたものとする。しかしながら、これは例示であり、この例に拘泥されない。生成対象となる心壁運動情報としては、例えば壁厚方向への変化に関する運動情報 (Radial-displacement、Radial-displacement rate、Radial-strain、Radial-strain rate)、長軸方向 (例えば長軸の接線方向) への変化に関する運動情報 (Longitudinal-displacement、Longitudinal-displacement rate、Longitudinal-strain、Longitudinal-strain rate)、円周方向への変化に関する運動情報 (Circumferential-displacement、Circumferential-displacement rate、Circumferential-strain、Circumferential-strain rate)、短軸面内での面積重心に関する運動情報 (RotationやRotation rate)、異なる短軸面間の回転の差分である運動情報 (TwistやTwist rate)、短軸面間の距離でTwist情報を規格化した運動情報 (TorsionやTorsion rate)、移動速度に関する運動情報 (Velocity) 等を挙げることができる。上述した心壁運動情報のいずれを生成するかは、初期設定、或いは操作ユニット 4 1 からの選択操作により決定される。また、移動ベクトル処理ユニット 1 9 は、診断目的に応じて、壁厚方向、長軸方向、円周方向等の各成分に分離された運動情報を生成するようにしてもよい。

10

【 0 0 3 3 】

[ステップ S 3 : 各時相毎の組織運動情報のセグメンテーション]

次に、制御ユニット 3 1 は、A S E 1 6 分割法、A H A 1 7 分割法等に従って、各時相に関するボリュームデータをセグメンテーションする (ステップ S 3)。なお、セグメンテーションの手法については、特に限定はない。例えば閾値処理を用いる手法、予め準備された心臓モデルから位置対応関係を推測する手法等を利用することができる。

20

【 0 0 3 4 】

[ステップ S 4 : 支援情報を含む各種運動情報画像の生成]

次に、画像生成ユニット 2 1 は、組織運動情報群を用いて、運動情報がマッピングされた時系列なマッピング画像を生成する (ステップ S 4)。例えば、画像生成ユニット 2 1 は、組織運動情報群を用いて、生成された壁厚方向への変化に関するRadial-strainをカラーコード化し、形態画像上の心筋の該当部位にマッピングすることで、M P R 画像、ポーラマッピング画像、三次元画像を、各時相毎に作成する。

30

【 0 0 3 5 】

また、画像生成ユニット 2 1 は、ステップ S 3 において実行されたセグメンテーションの結果に従って、M P R 画像、ポーラマッピング画像、三次元画像の心壁の各セグメント毎に、支援情報として異なる色彩を割り当てると共に各セグメントの境界を示す枠を生成する。

【 0 0 3 6 】

[ステップ S 5 : 各種画像の表示]

次に、表示ユニット 2 3 は、組織運動情報がマッピングされM P R 画像、ポーラマッピング画像、三次元画像に、ステップ S 4 において生成された支援情報 (すなわち、セグメント毎に割り当てられた色彩情報、各セグメントの境界を示す枠情報) を含めて表示する (ステップ S 5)。

40

【 0 0 3 7 】

図 3 は、本ステップにおいて表示されるM P R 画像、ポーラマッピング画像、三次元画像の表示形態の一例を示した図である。同図において、左上の立体像が3次元表示、右下の環状図がポーラマップ、右側の5つの二次元断面がM P R 画像 (A 面画像、B 面画像、C 1 面画像、C 2 面画像、C 3 面画像) である。各M P R 画像、ポーラマップ、三次元表示上にある様々な色の枠は、A S E 1 6 セグメントに準じたセグメントを枠で表示したものであり、1 6 のセグメントそれぞれに特定の色を割り付けている。

【 0 0 3 8 】

なお、セグメント及びセグメント枠の形状や位置は、心筋壁の追跡結果に従って時系列

50

に変動する。操作者は、各セグメントをより観察し易くするために、操作ユニット４１からの操作によってセグメント枠の位置、形状（大きさ）を任意に変更できる。また、セグメントの境界を示す枠は、各セグメント毎に表示／非表示を設定することができる。従って、操作者が見たい局所部位の位置だけを表示したり、全てのセグメント表示を非表示にすることで従来と同じ形式で表示したりするようにできる。さらに、操作者が１つ以上のセグメントを指定した場合、指定されたセグメントのみの壁運動情報（たとえば歪みの時間変化曲線）を表示することができる。

【００３９】

以上述べた本超音波診断装置によれば、組織運動情報がマッピングされＭＰＲ画像、ポーラマッピング画像、三次元画像に、セグメント毎に割り当てられた色彩情報、各セグメントの境界を示す枠情報を含めて表示する。従って、医師等の観察者は、表示された各画像における色彩の対応関係や枠の位置・形状に基づいて、ＭＰＲ画像、ポーラマッピング画像、三次元画像間の位置の対応関係を迅速且つ容易に把握することができる。

10

【００４０】

（変形例１）

次に、本実施形態に係る超音波診断装置１の変形例について説明する。本変形例に係る超音波診断装置１は、組織運動情報表示機能において、ＭＰＲ画像、ポーラマップ画像、三次元画像の間の相対的な位置対応関係を迅速且つ容易に視認するための支援情報として、所望の局所的な位置を示すためのマーカーを設定し、表示するものである。

20

【００４１】

例えば、ステップＳ５において表示された各種画像の所望の部位を、操作ユニット４１を介して操作者が指定した場合を想定する。係る場合、制御ユニット３１は、各時相のボリュームデータ上において、操作者からの指定された部位に対応する位置を設定する。画像生成ユニット２１は、判定結果に基づいて、ＭＰＲ画像、ポーラマップ画像、三次元画像上に、操作者からの指定された部位を示すマーカーを設定する。表示ユニット２３は、支援情報としてのマーカーが重畳されたＭＰＲ画像、ポーラマッピング画像、三次元画像を所定の形態で表示する。

【００４２】

図４は、マーカーが設定されたＭＰＲ画像、ポーラマッピング画像、三次元画像の一例を示した図である。各画像上に設定されたマーカーは、心壁上の同一部位を示している。医師等の観察者は、表示された各画像におけるマーカー位置を観察することで、ＭＰＲ画像、ポーラマッピング画像、三次元画像間の位置の対応関係を迅速且つ容易に把握することができる。

30

【００４３】

なお、同図では、マーカー表示を強調する観点から、セグメント枠を表示していない場合を例示した。しかしながら、当該例に拘泥されず、マーカーと共に、セグメント枠を表示することも可能である。また、マーカーは、心筋壁の追跡結果に従って時系列に変動する。操作者は、マーカーの位置、大きさを任意に変更できる。また、マーカーは、一つのセグメント内に複数設定することができ、また、複数のセグメントに亘って複数設定することができる。表示／非表示はマーカー毎に設定することができ、さらに、操作者が１つ以上のマーカーを指定した場合、指定されたセグメントのみの壁運動情報（たとえば歪みの時間変化曲線）を表示することも可能である。

40

【００４４】

（変形例２）

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の他の変形例について説明する。既述の変形例１に係るマーカーをポーラマッピング画像或いは三次元画像上で設定又は変更した場合に、設定又は変更されたマーカーに対応する位置がＭＰＲ画像上に存在しない場合がある。本変形例に係る超音波診断装置は、係る場合にＭＰＲ断面の位置を自動調整することで、常に設定又は変更されたマーカーに対応する位置を含むＭＰＲ画像を生成し表示するものである。

50

【 0 0 4 5 】

図 5 は、本変形例に係る組織運動情報表示処理の流れを示したフローチャートである。同図において、例えば、ステップ S 5 において表示されたポーラマッピング画像に対して、操作ユニット 4 1 を介して操作者が所望のマーカ設定位置を指定した場合を想定する。係る場合、制御ユニット 3 1 は、各時相のポリウムデータ上において、操作者からの指定された部位に対応する位置を設定する（ステップ S 1 6）。また、制御ユニット 3 1 は、判定した位置が現在のいずれかの M P R 画像上に存在するか否かを判定する（ステップ S 1 7）。

【 0 0 4 6 】

上記判定の結果、いずれの M P R 画像上にも存在しないと判定した場合には、制御ユニット 3 1 は、ポリウムデータ上に設定されたマーカ位置に基づいて、マーカ位置を含むようにいずれかの M P R 断面の位置を変更する。例えば、制御ユニット 3 1 は、ポリウムデータ上において、設定されたマーカの座標が B 面よりも A 面に近い場合には、A 面を平行移動させ、マーカ座標を含む断面に変更する。また、制御ユニット 3 1 は、A 面との角度、距離が A 面の変更前の状態と同じになるように、B 面の位置を変更する。

【 0 0 4 7 】

また、M P R 画像の 3 つの C 断面（C 1、C 2、C 3）についても同様である。例えば、ポーラマップ上のマーカの座標が C 3 面に最も近い場合、制御ユニット 3 1 は、まず C 3 面を平行移動させ、マーカ座標を含む断面に変更する。また、制御ユニット 3 1 は、C 3 面との角度、距離が A 面の変更前の状態と同じになるように、残りの C 1 面と C 2 面の位置を変更する。

【 0 0 4 8 】

画像生成ユニット 2 1 は、変更後の M P R 断面に基づいて、支援情報としてのマーカを含む M P R 画像、ポーラマップ画像、三次元画像を生成する（ステップ S 1 9）。表示ユニット 2 3 は、マーカが重畳された M P R 画像、ポーラマッピング画像、三次元画像を所定の形態で表示する（ステップ S 2 0）。

【 0 0 4 9 】

以上述べた構成によれば、任意の位置に設定されたマーカを、M P R 画像、ポーラマッピング画像、三次元画像の全てに置いて、位置対応関係を迅速且つ容易に視認しながら観察することができる。

【 0 0 5 0 】

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。例えば、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（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 5 1 】

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 0 5 2 】

以上本発明によれば、心壁運動に代表される組織運動情報に関して、形態の異なる複数の画像を表示する場合において、画像間の相対的な位置対応関係を迅速且つ容易に視認することができる超音波診断装置、超音波画像表示装置及び超音波画像表示プログラムを実現することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 3 】

10

20

30

40

50

【図 1】図 1 は、第 1 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、組織運動情報表示機能に従う処理（組織運動情報表示処理）において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図 3】図 3 は、ステップ 5 において表示される M P R 画像、ポーラマッピング画像、三次元画像の表示形態の一例を示した図である。

【図 4】図 4 は、マーカーが設定された M P R 画像、ポーラマッピング画像、三次元画像の一例を示した図である。

【図 5】図 5 は、本変形例に係る組織運動情報表示処理の流れを示したフローチャートである。

【符号の説明】

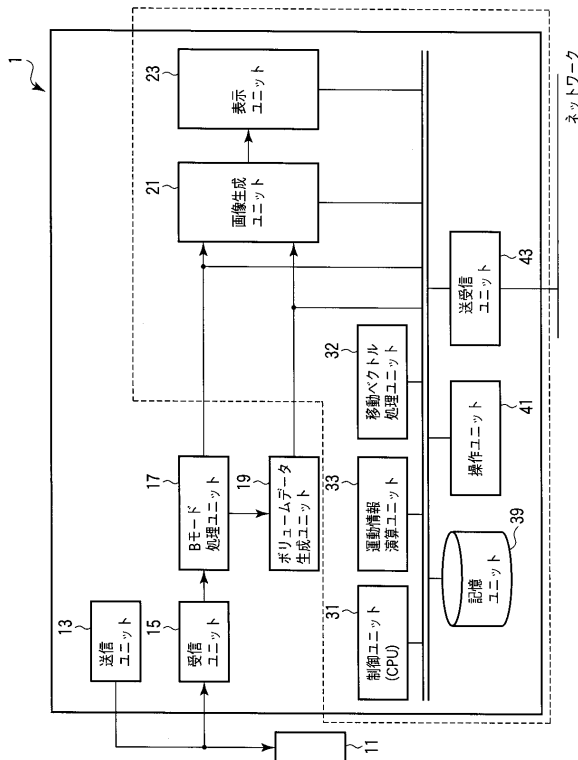
10

【 0 0 5 4 】

1 ... 超音波診断装置、 1 2 ... 超音波プローブ、 1 3 ... 入力装置、 1 4 ... モニター、 2 1 ... 超音波送信ユニット、 2 2 ... 超音波受信ユニット、 2 3 ... B モード処理ユニット、 2 4 ... ドプラ処理ユニット、 2 5 ... 画像生成ユニット、 2 6 ... ボリュームデータ生成ユニット、 2 7 ... 画像合成ユニット、 2 8 ... 制御プロセッサ（CPU）、 2 9 ... 揺動走査条件決定ユニット、 3 1 ... 内部記憶装置、 3 3 ... インターフェースユニット、 4 0 ... E C G 波形取得ユニット

【図 1】

図 1



【図 2】

図 2

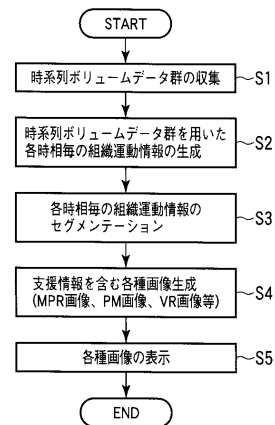


图 3

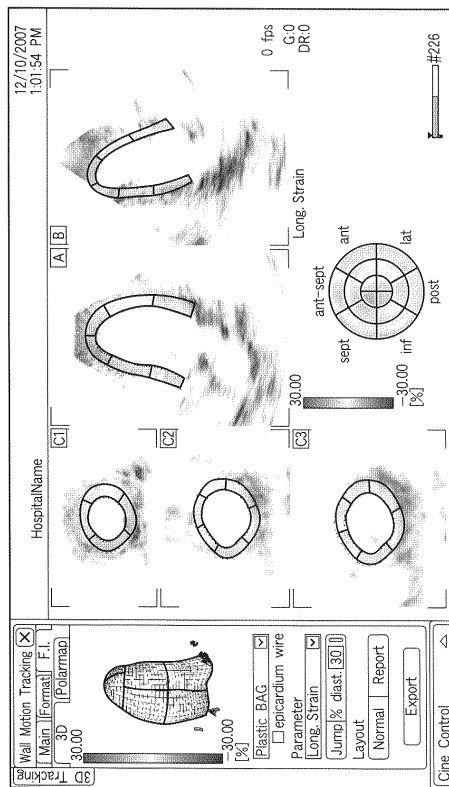


図 4

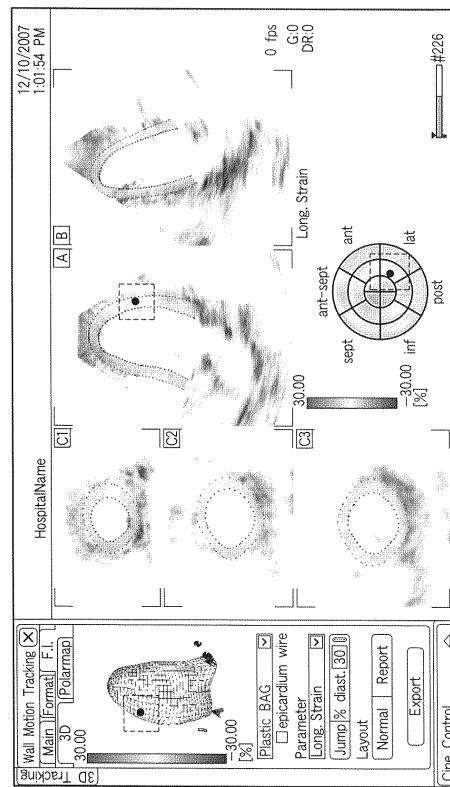
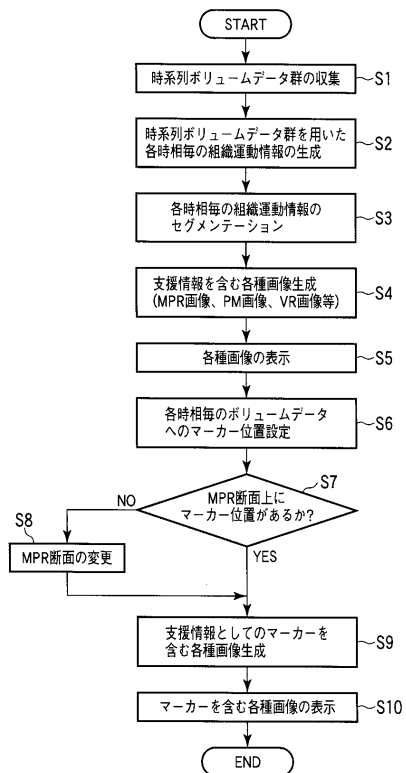


图 5



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (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 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (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 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 大内 啓之
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 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
- (72)発明者 橋本 新一
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 DD15 DD27 EE11 JC16 JC25 JC33 KK02 KK12 KK19
KK22 KK25 KK31 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像显示装置和超声波图像显示程序		
公开(公告)号	JP2010042151A	公开(公告)日	2010-02-25
申请号	JP2008208633	申请日	2008-08-13
[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	大内啓之 阿部康彦 川岸哲也 橋本新一		
发明人	大内 啓之 阿部 康彦 川岸 哲也 橋本 新一		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B6/503 A61B8/0858 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE11 4C601/JC16 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP5454844B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声诊断设备，当显示相对于由心脏壁运动表示的组织运动信息具有不同形式的多个图像时，能够快速且容易地在视觉上观察图像之间的相对位置对应。等等 解决方案：关于以心脏壁运动表示的组织运动信息，当显示多个具有不同形态的图像时，可以快速，快速地在MPR图像，极坐标图图像和三维图像之间建立相对位置对应关系。生成并显示支持信息，以便于视觉识别。如有必要，设置并显示用于指示所需局部位置的标记。此外，在MPR图像上可能不存在与设置或改变的标记相对应的位置。在这种情况下，通过自动调节MPR横截面的位置，生成并显示包括与设置或改变的标记相对应的位置的MPR图像。[选择图]图4

