

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5390081号
(P5390081)

(45) 発行日 平成26年1月15日(2014.1.15)

(24) 登録日 平成25年10月18日(2013.10.18)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 17 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2007-193689 (P2007-193689)	(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
(22) 出願日	平成19年7月25日(2007.7.25)	(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
(65) 公開番号	特開2009-28167 (P2009-28167A)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
(43) 公開日	平成21年2月12日(2009.2.12)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
審査請求日	平成22年6月25日(2010.6.25)	(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘

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】

周期的に運動する組織について、第1の時刻を基準とする第1の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第1のボリュームデータ群を用いて、第1の運動方向に関する第1の組織運動情報と前記第1の運動方向とは異なる第2の運動方向に関する第2の組織運動情報とを時系列に生成すると共に、前記組織について、第2の時刻を基準とする第2の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第2のボリュームデータ群を用いて、前記第1の運動方向に関する第3の組織運動情報と前記第2の運動方向に関する第4の組織運動情報とを時系列に生成する運動情報生成手段と、

前記関心領域の各点について前記第1の組織運動情報及び第2の組織運動情報を識別可能に写像することで時系列な第1の画像を生成すると共に、前記関心領域の各点について前記第3の組織運動情報及び第4の組織運動情報を識別可能に写像することで時系列な第2の画像を生成する画像生成手段と、

前記時系列な第1の画像及び前記時系列な第2の画像を用いて、前記第1の組織運動情報及び前記第2の組織運動情報の組み合わせと、前記第3の組織運動情報及び前記第4の組織運動情報の組み合わせとを、時系列に同期させて同時に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】

周期的に運動する組織について、第1の時刻を基準とする第1の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第1のボリュームデータ群を用いて、第1の運動方向に

関する第 1 の組織運動情報と前記第 1 の運動方向とは異なる第 2 の運動情報に関する第 2 の組織運動情報とを時系列に生成する運動情報生成手段と、

前記第 1 の組織運動情報と前記第 2 の組織運動情報との組み合わせを、それぞれを識別可能に写像することで時系列な画像を生成する画像生成手段と、

前記時系列な画像を用いて、前記第 1 の組織運動情報と前記第 2 の組織運動情報との組み合わせを時系列に同期して同時に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 3】

前記各組織運動情報は、前記周期的運動に関する運動情報であ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又は超音波画像処理装置。

10

【請求項 4】

前記表示手段は、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像に関する表示スケール、見込み位置、時相の同期のうち少なくとも一つを同一とすることで、前記第 1 の組織運動情報と前記第 2 の組織運動情報とを同一条件で表示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又は超音波画像処理装置。

【請求項 5】

前記表示手段は、前記第 1 の組織運動情報及び前記第 2 の組織運動情報と共に、前記組織に関する解剖学的セグメントの方位の対応付けを把握するための支援情報を表示することを特徴とする請求項 1 乃至 4 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】

20

前記画像生成手段は、サーフェスレンダリング処理、ワイヤフレーム処理、ボリュームレンダリング処理のいずれかの手法を用いて前記写像を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 5 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】

前記運動情報生成手段は、前記複数のボリュームデータを用いて、前記所定時相における前記関心領域を抽出し、当該関心領域の時間的変化を追跡する追跡処理を実行することで、前記関心領域の時空間的な移動ベクトルを演算すると共に、前記関心領域の時空間的な移動ベクトルに基づいて、前記各組織運動情報を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 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 8】

30

前記第 1 の時刻を基準とする前記第 1 の期間とは、前記組織に対する治療前に関するものであり、

前記第 2 の時刻を基準とする前記第 2 の期間とは、前記組織に対する治療後に関するものであること、

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 9】

前記周期的に運動する組織とは心臓であ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】

前記周期的に運動する組織とは心臓であり、前記第 1 の時刻を基準とする前記第 1 の期間及び前記第 2 の時刻を基準とする前記第 2 の期間とは、ストレスエコーにおいて互いに異なる任意の期間であ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。

40

【請求項 11】

前記前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像はサーフェスレンダリング画像であり、

前記表示手段は、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像のうち一方のサーフェスレンダリング画像にマーカ指定処理を行った場合には、他方のサーフェスレンダリング画像の同一位置に前記マーカを同期表示させる前記マーカ指定処理を自動的に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 12】

50

前記前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像はサーフェスレンダリング画像であり、

前記表示手段は、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像のうちの一方のサーフェスレンダリング画像上においてカーソルを移動させた場合には、他方のサーフェスレンダリング画像の同一位置に前記マーカを同期表示させる前記カーソルを連動させて移動させ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 1 3】

前記画像生成手段は、前記運動方向が異なる各組織運動情報について、互いに異なる色を割り当てる写像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又は超音波画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記周期的に運動する組織とは心臓であり、

前記各組織運動情報の組み合わせは、運動方向を長軸方向とする組織運動情報、運動方向を短軸方向とする組織運動情報、運動方向を回転方向とする組織運動情報のいずれかの組み合わせであること、

を特徴とする請求項 1 乃至 1 3 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 5】

前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像の少なくともいずれか一方に関する観察方向及び画像スケールのうちの少なくとも一方を入力するための入力手段をさらに具備し、

前記表示手段は、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像の一方につき、前記入力に従って観察方向及び画像スケールのうちの少なくとも一方を変更すると共に、当該変更に関連して、前記第 1 の画像及び前記第 2 の画像の他方につき、観察方向及び画像スケールのうちの少なくとも一方を変更すること、

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 1 6】

コンピュータに、

周期的に運動する組織について、第 1 の時刻を基準とする第 1 の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第 1 のボリュームデータ群を用いて、第 1 の運動方向に関する第 1 の組織運動情報と前記第 1 の運動方向とは異なる第 2 の運動方向に関する第 2 の組織運動情報とを時系列に生成させると共に、前記組織について、第 2 の時刻を基準とする第 2 の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第 2 のボリュームデータ群を用いて、前記第 1 の運動方向に関する第 3 の組織運動情報と前記第 2 の運動方向に関する第 4 の組織運動情報とを時系列に生成させる運動情報生成機能と、

前記関心領域の各点について前記第 1 の組織運動情報及び第 2 の組織運動情報を識別可能に写像することで時系列な第 1 の画像を生成させると共に、前記関心領域の各点について前記第 3 の組織運動情報及び第 4 の組織運動情報を識別可能に写像することで時系列な第 2 の画像を生成させる画像生成機能と、

前記時系列な第 1 の画像及び前記時系列な第 2 の画像を用いて、前記第 1 の組織運動情報及び前記第 2 の組織運動情報の組み合わせと、前記第 3 の組織運動情報及び前記第 4 の組織運動情報の組み合わせとを、時系列に同期させて同時に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 1 7】

コンピュータに、

周期的に運動する組織について、第 1 の時刻を基準とする第 1 の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第 1 のボリュームデータ群を用いて、第 1 の運動方向に関する第 1 の組織運動情報と前記第 1 の運動方向とは異なる第 2 の運動情報に関する第 2 の組織運動情報とを時系列に生成させる運動情報生成機能と、

前記第 1 の組織運動情報と前記第 2 の組織運動情報との組み合わせを、それぞれが識別可能に写像することで、時系列な画像を生成させる画像生成機能と、

前記時系列な画像を用いて、前記第 1 の組織運動情報と前記第 2 の組織運動情報との組

10

20

30

40

50

み合わせを時系列に同期させて同時に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、三次元的に解析された壁運動情報をサーフェスレンダリング表示等を用いて出力する場合において、主に虚血性心疾患などの診断を支援、或いは腫瘍の性状診断を支援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】

心筋等の生体組織に関する運動や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。超音波画像処理装置を使用した画像診断においても、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、正常な心筋は収縮期に壁厚方向（短軸）へは厚みが増し（thickening）、長軸方向へは長さが縮む（shortening）ことがわかっている。一般に、このthickeningとshorteningは、その運動方向が互いに直交し異なる起序を呈すると言われている一方、これらの運動を観察し心筋壁運動を評価することで、例えば心筋梗塞等の心臓疾患に関する診断支援の可能性が示唆されている。

【0003】

三次元サーフェスレンダリング表示は一般的に知られている表示法であり、本表示法により、例えば心臓の内膜面の動きを表示する技術が提供されている。また、任意の断層像上に異なる二つの壁運動情報を同時に表示する技術も提供されている。

【0004】

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】

【0005】

しかしながら、従来の壁運動情報等の表示法においては、例えば次のような問題がある。

【0006】

まず、異なる二つの三次元的サーフェスレンダリング表示を同時に表示し、比較することはできない。

【0007】

また、例えば上記特許文献1に記載されている技術での表示法は、任意の断層像に限定されており、異なる複数の壁運動情報に関する三次元的な分布の様子を一回の観察作業で把握することはできない。

【0008】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、異なる二つの三次元的サーフェスレンダリング像等を同時に比較でき、或いは、異なる複数の壁運動情報に関する三次元的な分布の様子を一度に観察することができる超音波診断装置、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】

【0009】

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。

【0010】

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、周期的に運動する組織について、第1の時刻を基準とする第1の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第1のボリュームデータ群を用いて、第1の運動方向に関する第1の組織運動情報と前記第1の運動方向とは異なる第2の運動方向に関する第2の組織運動情報とを時系列

10

20

30

40

50

に生成すると共に、前記組織について、第2の時刻を基準とする第2の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第2のボリュームデータ群を用いて、前記第1の運動方向に関する第3の組織運動情報と前記第2の運動方向に関する第4の組織運動情報とを時系列に生成する運動情報生成手段と、前記関心領域の各点について前記第1の組織運動情報及び第2の組織運動情報を識別可能に写像することで時系列な第1の画像を生成すると共に、前記関心領域の各点について前記第3の組織運動情報及び第4の組織運動情報を識別可能に写像することで時系列な第2の画像を生成する画像生成手段と、前記時系列な第1の画像及び前記時系列な第2の画像を用いて、前記第1の組織運動情報及び前記第2の組織運動情報の組み合わせと、前記第3の組織運動情報及び前記第4の組織運動情報の組み合わせとを、時系列に同期させて同時に表示する表示手段と、を具備することを特徴とするものである。

10

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、周期的に運動する組織について、第1の時刻を基準とする第1の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第1のボリュームデータ群を用いて、第1の運動方向に関する第1の組織運動情報と前記第1の運動方向とは異なる第2の運動情報に関する第2の組織運動情報とを時系列に生成する運動情報生成手段と、前記第1の組織運動情報と前記第2の組織運動情報との組み合わせを、それぞれを識別可能に写像することで時系列な画像を生成する画像生成手段と、前記時系列な画像を用いて、前記第1の組織運動情報と前記第2の組織運動情報との組み合わせを時系列に同期して同時に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、周期的に運動する組織について、第1の時刻を基準とする第1の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第1のボリュームデータ群を用いて、第1の運動方向に関する第1の組織運動情報と前記第1の運動方向とは異なる第2の運動方向に関する第2の組織運動情報とを時系列に生成させると共に、前記組織について、第2の時刻を基準とする第2の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第2のボリュームデータ群を用いて、前記第1の運動方向に関する第3の組織運動情報と前記第2の運動方向に関する第4の組織運動情報とを時系列に生成させる運動情報生成機能と、前記関心領域の各点について前記第1の組織運動情報及び第2の組織運動情報を識別可能に写像することで時系列な第1の画像を生成させると共に、前記関心領域の各点について前記第3の組織運動情報及び第4の組織運動情報を識別可能に写像することで時系列な第2の画像を生成させる画像生成機能と、前記時系列な第1の画像及び前記時系列な第2の画像を用いて、前記第1の組織運動情報及び前記第2の組織運動情報の組み合わせと、前記第3の組織運動情報及び前記第4の組織運動情報の組み合わせとを、時系列に同期させて同時に表示させる表示機能と、を実現させるものである。

20

30

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、周期的に運動する組織について、第1の時刻を基準とする第1の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第1のボリュームデータ群を用いて、第1の運動方向に関する第1の組織運動情報と前記第1の運動方向とは異なる第2の運動情報に関する第2の組織運動情報とを時系列に生成させる運動情報生成機能と、前記第1の組織運動情報と前記第2の組織運動情報との組み合わせを、それぞれが識別可能に写像することで、時系列な画像を生成させる画像生成機能と、前記時系列な画像を用いて、前記第1の組織運動情報と前記第2の組織運動情報との組み合わせを時系列に同期させて同時に表示させる表示機能と、を実現させるものである。

40

【発明の効果】

【0018】

以上本発明によれば、異なる二つの三次元的サーフェスレンダリング像等を同時に比較でき、或いは、異なる複数の壁運動情報に関する三次元的な分布の様子を一度に観察することができる超音波診断装置、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。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 9 】

以下、本発明の第1実施形態乃至第5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 0 】

なお、以下の各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の超音波画像処理装置についても適用可能である。

【 0 0 2 1 】

また、各実施形態に係る各構成要素、特に後述する移動ベクトル処理ユニット19、追跡処理ユニット27、運動情報演算ユニット37(図1参照)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(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。

【 0 0 2 2 】

(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。

【 0 0 2 3 】

超音波プローブ11は、送信ユニット13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11に受信される。

【 0 0 2 4 】

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 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。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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

10

20

30

40

50

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。

【0027】

移動ベクトル処理ユニット19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。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。

10

【0028】

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に基づいて、ワイヤフレーム/サーフェスレンダリング/ボリュームレンダリング等の手法を用いて当該運動情報がマッピングされた二次元画像又は三次元画像を生成する。

【0029】

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(marker)を表示する。

20

【0030】

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。

【0031】

運動情報演算ユニット37は、移動ベクトル処理ユニット19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、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。

30

【0032】

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、組織ドブラモード、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。

40

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

50

(組織情報表示機能)

次に、本超音波診断装置 1 が具備する組織情報表示機能について説明する。この機能は、三次元的に解析された任意の組織情報を含む、異なる二つの三次元サーフェスレンダリング表示等について、表示スケールを同一にし、互いの見込み位置を常に同一に保ち、時相も同期させて左右に並べて表示するものである。この際、解剖学的セグメント (segment) とのオリエンテーション把握を支援するマーカ (marker) 表示を付加する。あるいは、三次元的に解析された、異なる二つの組織運動 (例：壁厚変化の情報と回転や捻れの情報等。) を同時に三次元サーフェスレンダリング画像等にマッピング (mapping) して表示することも可能である。

【0036】

10

なお、以下の説明においては、周期的に運動する心壁に関する組織情報を取得し、これを三次元画像にマッピングして映像化する場合を例とする。しかしながら、これらは例示であり、映像化の対象となる組織は、心壁に拘泥されない。また、組織情報として、心壁の周期的運動 (すなわち、心拍運動) に関する運動情報を例とする。しかしながら、これに拘泥されず、例えば組織情報として組織の形態情報 (例えば、Bモード情報等) を採用することも可能である。

【0037】

図 2 は、本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) の流れを示したフローチャートである。以下、同図に従って説明する。

【0038】

20

[ステップ S 1 : データ収集]

まず、ある患者に関する心臓の所望の観察部位について、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。) であって基準とする収集時刻が異なるものを、少なくとも二つ以上収集する (ステップ S 1)。

【0039】

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 t_i 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を収集する。また、同じ患者の心臓につき、時刻 t_i とは異なる時刻 t_j を基準として、同じく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) の三次元的な受信信号 (すなわち、少なくとも 1 心拍分以上のボリュームデータ) を収集する。

30

【0040】

ここで、基準とする時刻 t_i 及び時刻 t_j は、データ収集時刻を識別するための時間情報である。また、時刻 t_i と時刻 t_j とは、異なる時刻であれば、特に限定はない。典型的な例としては、一方を治療前のある時刻とし他方を治療後のある時刻とする場合、ストレスエコーでの異なる時相 (例えば、ストレス前とストレス後等) を比較する場合等を挙げることができる。

【0041】

なお、説明の便宜上、以下の説明において、時刻 t_i を基準として収集された 1 心拍分以上のボリュームデータ群を「第 1 の時系列ボリュームデータ群」と呼び、時刻 t_j を基準として収集された 1 心拍分以上のボリュームデータ群を「第 2 の時系列ボリュームデータ群」と呼ぶ。

40

【0042】

[ステップ S 2 : 組織運動情報の生成]

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 19 は、収集された第 1 の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

50

演算する（ステップS 2 a）。運動情報演算ユニット37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第1の組織運動情報群を生成する（ステップS 2 b）。

【0043】

なお、生成対象となる心壁運動情報は種々存在し、例えば壁厚方向への変化に関する運動情報（Radial-strainやRadial-strain rate）、長軸方向への変化に関する運動情報（Longitudinal-strainやLongitudinal-strain rate）、円周方向への変化に関する運動情報（Circumferential-strainや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）等を挙げることができる。なお、壁厚方向、長軸方向、円周方向については、図3に例示した。

10

【0044】

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41からの選択操作により決定される。また、必要に応じて、複数の組織運動情報を生成するようにしてもよい。本実施形態では、説明を具体的にするため、壁厚方向への変化に関するRadial-strainが選択され、これに関する第1の組織運動情報群が生成されたものとする。

【0045】

また、第2の時系列ボリュームデータを用いて同様の処理が実行され、第2の組織運動情報群として第1と同じ組織運動情報（Radial-strain）が生成される（ステップS 2 a、ステップS b）。

20

【0046】

[ステップS 3：三次元サーフェスレンダリング像の生成]

次に、画像生成ユニット21は、第1の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心筋の該当部位にマッピングすることで、第1のサーフェスレンダリング像を、各時相毎に作成する。同様に、画像生成ユニット21は、第2の組織運動情報群を用いて、生成されたRadial-strainをカラーコード化し心筋の該当部位にマッピングすることで、第2のサーフェスレンダリング像を、各時相毎に作成する（ステップS 3）。

30

【0047】

なお、組織運動情報をマッピングする手法は、サーフェスレンダリング処理に拘泥されない。例えば、ワイヤフレーム処理、ボリュームレンダリング処理を用いることも可能である。

【0048】

[ステップS 4：二つのサーフェスレンダリング像の同一条件・マーカ表示]

次に、制御ユニット31は、収集時刻の異なる第1及び第2のサーフェスレンダリング像を同一条件で（すなわち、表示スケールを同一にし、互いの見込み位置を常に同一に保ち、心時相も同期させて）左右に並べて表示するように、表示ユニット23を制御する。

【0049】

40

図4は、表示ユニット23において表示される第1及び第2のサーフェスレンダリング像の一例を示した図である。同図に示すように、第1及び第2のサーフェスレンダリング画像は、同一条件表示によって時空間的な対応付けがなされている。従って、例えば操作ユニット41からの所定の操作により、一方の画像の観察方向や画像スケールを変更した場合には、これらの操作に連動して、他方の画像の観察方向や画像スケールが自動的に変更されることになる。

【0050】

また、図4においては、各画像の心筋部位に関する解剖学的セグメント（segment）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）が、対応する心臓壁位置に割り付けてマーカ表示されている。

50

【0051】

このオリエンテーションのための画像と解剖学的セグメントとの対応付けは、例えば、データ収集時に予め規定された断面（心尖四腔像や心尖二腔像など）を表示書式として割り付けておき、その表示書式に合わせてユーザがプローブ位置を調整することで、実現することができる。このようなマーカ表示を行うことで、表示スケールの変更や、見込み位置を変更（表示オブジェクトの回転表示に相当）した場合でも、左右の表示を常に同一の条件かつ、解剖学的に心臓のどこを見ているのかを把握しながら比較することが可能となる。

【0052】

なお、以上述べた組織運動情報表示処理の例では、第1の時系列ボリュームデータ群及び第2の時系列ボリュームデータ群の収集を含むリアルタイム的な組織運動情報表示処理について説明した。しかしながら、これに拘泥されず、例えば、第1の時系列ボリュームデータ群及び第2の時系列ボリュームデータ群を予め記憶ユニット39に記憶しておき、これを利用して事後的に組織運動情報表示処理を行うようにしてもよい。さらに、例えば予め記憶ユニット39に記憶された第1の時系列ボリュームデータ群と、現在収集している第2の時系列ボリュームデータ群とを用いて、リアルタイムに本組織運動情報表示処理を行うようにしてもよい。この様に予め記憶ユニット39に記憶された時系列ボリュームデータ群を利用可能であることは、後述する各実施形態においても同様である。

【0053】

以上の述べた構成によれば、組織運動情報がカラーコード化された複数の三次元画像を、同一条件で観察することができる。このため、心壁運動情報の経時変化を、迅速且つ容易に視認することができ、その様子を三次元的に把握することが可能である。従って、観察者は、例えば心筋虚血の初期段階にあり、壁厚変化は保たれている患者の心臓において、ストレス後に壁厚変化が減少している部位の評価を行う等、左心室全体の中での傷害の箇所や程度を一度に把握できるようになる。すなわち、本超音波診断装置により、虚血性心疾患に代表される心筋壁運動に関する診断を支援することができる。

【0054】

（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。本実施形態では、一つの（同じ）時系列ボリュームデータ群（例えば、第1のボリュームデータ群）から生成された、異なる組織運動情報の組み合わせ（好適な例としては、radial-strain及びLongitudinal-strainの組み合わせ、又はRotation及びtwistの組み合わせ等。）を、それぞれ異なる三次元画像にマッピングし、これらを同一条件表示・マーカ表示する場合の例である。以下においては、説明を具体的にするため、異なる組織運動情報の組み合わせとして、Rotation及びLongitudinal-strainの組み合わせを用いる場合を例とする。

【0055】

図5は、本実施形態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。以下、同図に従って説明する。

【0056】

[ステップS21：データ収集]

まず、ある患者に関する心臓の所望の観察部位について、少なくとも一心拍分以上の期間に亘る時系列ボリュームデータであって時刻 t_i を基準とする第1の時系列ボリュームデータ群を収集する（ステップS21）。

【0057】

[ステップS22：壁運動情報の生成]

次に、各組織運動情報が生成される（ステップS22）。すなわち、移動ベクトル処理ユニット19は、収集された第1の時系列ボリュームデータ群を用いて、既述の手法により、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37は、時空間的な移動ベクトル情報を用いて、例えば壁運動情報としてのRotationを三次元的に演算し、1心拍以上の三次元的なRotationから構成される第1の組織運動情報群を生成する。また、

運動情報演算ユニット37は、時空間的な移動ベクトル情報を用いて、例えば壁運動情報としてのLongitudinal-strainを三次元的に演算し、1心拍以上の三次元的なLongitudinal-strainから構成される第2の組織運動情報群を生成する。

【0058】

[ステップS23：三次元サーフェスレンダリング像の生成]

次に、画像生成ユニット21は、第1の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Rotationをカラーコード化し心筋の該当部位にマッピングすることで、第1のサーフェスレンダリング像を、各時相毎に作成する。同様に、画像生成ユニット21は、第1の組織運動情報群を用いて、生成された長軸方向への変化に関するLongitudinal-strainをカラーコード化し心筋の該当部位にマッピングすることで、第2のサーフェスレンダリング像を、各時相毎に作成する(ステップ23)。

10

【0059】

[ステップS24：二つのサーフェスレンダリング像の同一条件表示・マーカ表示]

次に、制御ユニット31は、図6に示すように、収集時刻の異なる第1及び第2のサーフェスレンダリング像が同一条件表示、及びマーカ表示されるように、表示ユニット23を制御する(ステップS24)。

【0060】

以上述べた構成によれば、複数の異なる心壁運動情報を、迅速且つ容易に視認することができ、その複合的な様子を三次元的に把握することが可能である。従って、観察者は、例えば心筋虚血の初期段階にあり、長軸方向の伸縮変化は保たれている患者の心臓において、回転や捻れが減少している部位の評価を行う等、左心室全体の中での障害の箇所や程度を一度に把握できるようになる。

20

【0061】

(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。本実施形態では、一つの時系列ボリュームデータ群(例えば、第1のボリュームデータ群)から生成された、異なる心壁運動情報の組み合わせを、一つの(すなわち、共通の)三次元画像にマッピングし同期表示・標識表示等する場合の例である。以下においては、説明を具体的にするため、異なる壁運動情報の組み合わせとして、radial-strain及びrotationの組み合わせを用いる場合を例とする。

30

【0062】

図7は、第3の実施形態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。以下、同図に従って説明する。

【0063】

[ステップS31：データ収集]

まず、ある患者に関する心臓の所望の観察部位について、少なくとも一心拍分以上の期間に亘る時系列ボリュームデータであって時刻 t_i を基準とする第1の時系列ボリュームデータ群を収集する(ステップS31)。

【0064】

[ステップS32：心壁運動情報の生成]

次に、例えば第2の実施形態と同様の手法により、各組織運動情報(すなわち、1心拍以上の三次元的なradial-strainから構成される第1の組織運動情報群、1心拍以上の三次元的なrotationから構成される第2の組織運動情報)が生成される(ステップS32)。

40

【0065】

[ステップS33：三次元サーフェスレンダリング像の生成]

次に、画像生成ユニット21は、第1の組織運動情報群及び第2の組織運動情報群を用いて、radial-strain及びrotationを異なる色彩によりカラーコード化し心筋の該当部位にマッピングすることで、サーフェスレンダリング像を各時相毎に作成する(ステップS33)。

50

【 0 0 6 6 】

[ステップS 3 4 : 二つのサーフェスレンダリング像の同期・標識表示]

次に、制御ユニット3 1は、図8に示すように、異なる組織運動情報であるradial-strain及びrotationを異なる色彩にて表すサーフェスレンダリング像がマーカ表示されるように、表示ユニット2 3を制御する(ステップS 3 4)。

【 0 0 6 7 】

以上述べた構成によれば、一つのサーフェスレンダリング像によっても、異なる複数の心壁運動情報に関する三次元的な分布の様子を一度に観察することが可能となる。

【 0 0 6 8 】

(第4の実施形態)

次に、本発明の第4の実施形態について説明する。本実施形態では、第1の実施形態と第3の実施形態の組み合わせに係るものである。

【 0 0 6 9 】

図9は、第4の実施形態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。以下、同図に従って説明する。

【 0 0 7 0 】

[ステップS 4 1 : データ収集]

ある患者に関する心臓の所望の観察部位について、少なくとも一心拍分以上の期間に亘る時系列ボリュームデータであって基準とする収集時刻が異なるものを、少なくとも二つ以上収集する(ステップS 4 1)。ここでは、第1の時系列ボリュームデータ群及び第2の時系列ボリュームデータ群が収集されたものとする。

【 0 0 7 1 】

[ステップS 4 2 a : 心壁運動情報の生成]

次に、第1及び第2の時系列ボリュームデータ群を用いて、異なる2種類の組織運動情報が各々の時系列ボリュームデータ毎に生成される(ステップS 4 2 a、S 4 2 b)。すなわち、移動ベクトル処理ユニット1 9は、収集された第1の時系列ボリュームデータ群を用いて、既述の手法により、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 7は、時空間的な移動ベクトル情報を用いて、例えば壁運動情報としてのradial-strainを三次元的に演算し、1心拍以上の三次元的なradial-strainから構成される第1の組織運動情報群を生成する。また、運動情報演算ユニット3 7は、時空間的な移動ベクトル情報を用いて、例えば壁運動情報としてのRotationを三次元的に演算し、1心拍以上の三次元的なRotationから構成される第2の組織運動情報群を生成する。

【 0 0 7 2 】

さらに、移動ベクトル処理ユニット1 9は、収集された第2の時系列ボリュームデータ群を用いて、既述の手法により、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 7は、時空間的な移動ベクトル情報を用いて、壁運動情報としての第1時系列の一方と同じradial-strainを三次元的に演算し、1心拍以上の三次元的なradial-strainから構成される第3の組織運動情報群を生成する。また、運動情報演算ユニット3 7は、時空間的な移動ベクトル情報を用いて、第1時系列の一方と同じRotationを三次元的に演算し、1心拍以上の三次元的なRotationから構成される第4の組織運動情報群を生成する。

【 0 0 7 3 】

なお、本実施形態では、第1の組織運動情報群を時刻 t_i を基準とする1心拍以上の三次元的なradial-strainとし、第2の組織運動情報群を時刻 t_i を基準とする1心拍以上の三次元的なRotationとした。当然ながらこれらは例示であり、運動情報の組み合わせは、この例に限定されない。

【 0 0 7 4 】

[ステップS 4 3 : 三次元サーフェスレンダリング像の生成]

次に、画像生成ユニット2 1は、第1の組織運動情報群及び第2の組織運動情報群を用いて、時刻 t_i を基準とするradial-strainに関する運動情報及びRotationに関する運動情

10

20

30

40

50

報を互いに異なる色彩を用いてコード化し、これを三次元画像にマッピングすることで、第1のサーフェスレンダリング像を各時相毎に作成する。また、画像生成ユニット21は、第3の運動情報群及び第4の運動情報群を用いて、時刻 t_j を基準とするradial-strainに関する運動情報及びRotationに関する運動情報を互いに異なる色彩を用いてコード化し、これを三次元画像にマッピングすることで、第2のサーフェスレンダリング像を各時相毎に作成する(ステップS43)。

【0075】

[ステップS44:二つのサーフェスレンダリング像の同期・標識表示]

次に、制御ユニット31は、図10に示すように、収集時刻の異なる第1及び第2のサーフェスレンダリング像が同一条件表示、及びマーカ表示されるように、表示ユニット23を制御する(ステップS44)。

【0076】

以上述べた構成においても、既述の各実施形態と同様の効果を実現することができる。

【0077】

なお、本実施形態では、第1及び第2の時系列ボリュームデータ群を用いて異なる4つの組織運動情報を生成し、これを第1及び第2のサーフェスレンダリング像によって同一条件表示・マーカ表示した。これに対し、例えば第1及び第2の時系列ボリュームデータ群を用いて異なる3つの組織運動情報(例えば、時刻 t_i を基準とするradial-strain及びLongitudinal-strain、時刻 t_j を基準とするradial-strain)を生成し、第1のサーフェスレンダリング像によって時刻 t_i を基準とするradial-strain及びLongitudinal-strainを、第2のサーフェスレンダリング像によって時刻 t_j を基準とするradial-strainを同一条件表示・マーカ表示するようにしてもよい。

【0078】

なお、本発明は上記各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。

【0079】

(1)組織運動情報に関する二つのサーフェスレンダリング像を表示する場合、表示における条件を同一にするだけでなく、画像処理等を施す場合の条件や実施の有無についても同一とする構成であってもよい。例えば、図11に示すように、一方のサーフェスレンダリング像に対してマーキングを一例とする加工等の画像処理を行った場合には、他方のサーフェスレンダリング像についても、同一位置に同一内容の加工等が自動的に実施される。

【0080】

また、例えば、図12に示すように、カーソルのポインター表示を一方のサーフェスレンダリング像に合わせた場合に、他方のサーフェスレンダリング像の対応する同一位置に自動的に移動したカーソルのポインターが表示される。そして、カーソルを一方のサーフェスレンダリング像上で動かしながら病変(例:虚血領域)と思われる関心領域をマーキングして、マーキングされた領域をグラフィカルに表示する。この際、他方のサーフェスレンダリング像の対応する同一位置にもマーキングされた領域が自動的にグラフィカルに表示されるようにする。

【0081】

(2)組織運動情報に関する二つのサーフェスレンダリング像を表示する場合、二つのサーフェスレンダリング像を左右に並べて表示する場合を最も好適な例として示した。しかしながら、この例に拘泥されず、例えば上下に並べる表示例や、3つ以上のサーフェスレンダリング像を並べて表示する構成を採用することもできる。

【0082】

(3)上記各実施形態においては、各組織情報を三次元画像に写像する手法としてカラーコード化を採用する場合を例示した。当然ながら、組織情報を三次元画像に写像する手法はこれに拘泥されず、組織情報毎の数値そのものを表示する等、各組織情報が識別可能

10

20

30

40

50

なものであれば、どのような手法であってもよい。

【0083】

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、異なる二つの三次元的サーフェスレンダリング像等を同時に比較でき、或いは、異なる複数の壁運動情報に関する三次元的な分布の様子を一度に観察することができる超音波診断装置、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。

10

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置10の構成図である。

【図2】図2は、第1の実施形態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。

【図3】図3は、心臓の壁厚方向、長軸方向、円周方向を説明するための図である。

【図4】図4は、壁運動情報がマッピングされた二つのサーフェスレンダリング像の第1の実施形態に係る表示例を示した図である。

【図5】図5は、第2の実施形態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。

20

【図6】図6は、第2の実施形態に係るサーフェスレンダリング像の表示形態の一例を示した図である。

【図7】図7は、第3の実施形態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。

【図8】図8は、第3の実施形態に係るサーフェスレンダリング像の表示形態の一例を示した図である。

【図9】図9は、第4の実施形態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。

【図10】図10は、第4の実施形態に係るサーフェスレンダリング像の表示形態の一例を示した図である。

30

【図11】図11は、組織運動情報表示処理において、一方の画像に施されたマーキングを他方の画像に連動させる例を示した図である。

【図12】図12は、組織運動情報表示処理において、一方の画像のカーソルのポインター表示を他方の画像に連動させる例を示した図である。

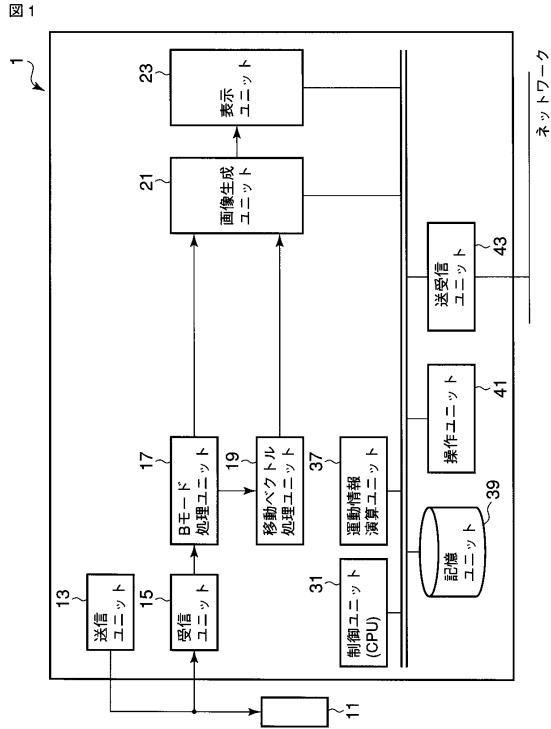
【符号の説明】

【0086】

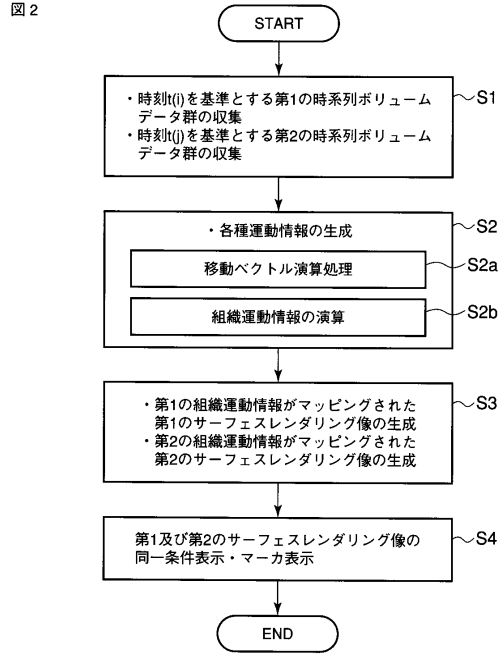
1...超音波診断装置、11...超音波プローブ、13...送信ユニット、15...受信ユニット、17...Bモード処理ユニット、19...移動ベクトル処理ユニット、21...画像生成ユニット、23...表示ユニット、31...制御ユニット(CPU)、37...運動情報演算ユニット、39...記憶ユニット、41...操作ユニット、43...送受信ユニット

40

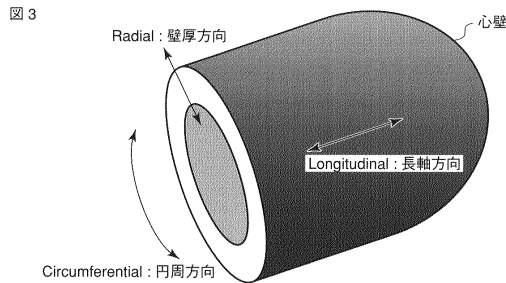
【図1】



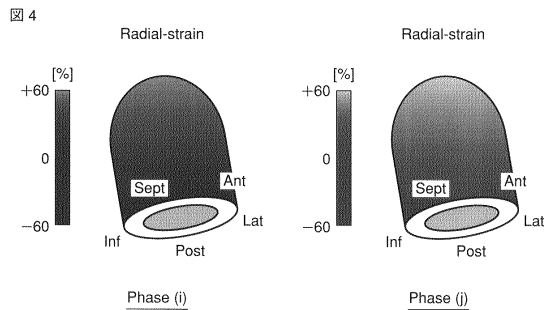
【図2】



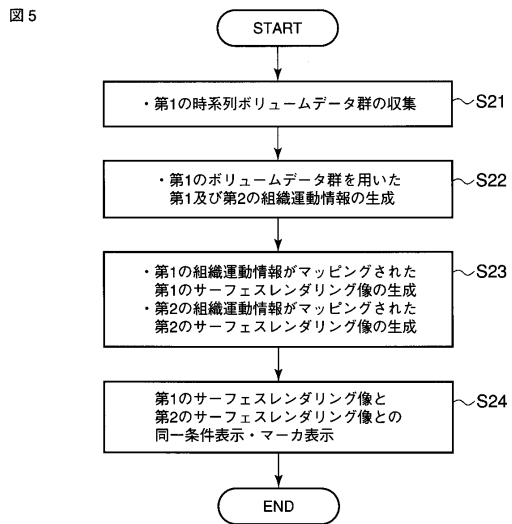
【図3】



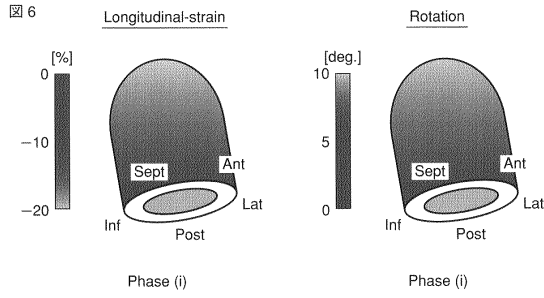
【図4】



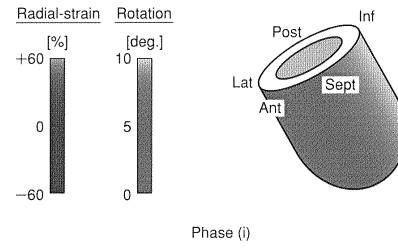
【図5】



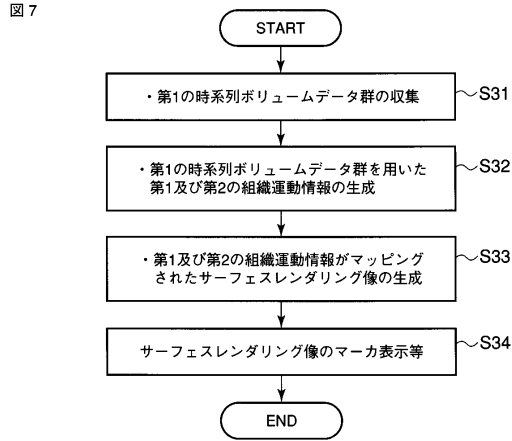
【 図 6 】



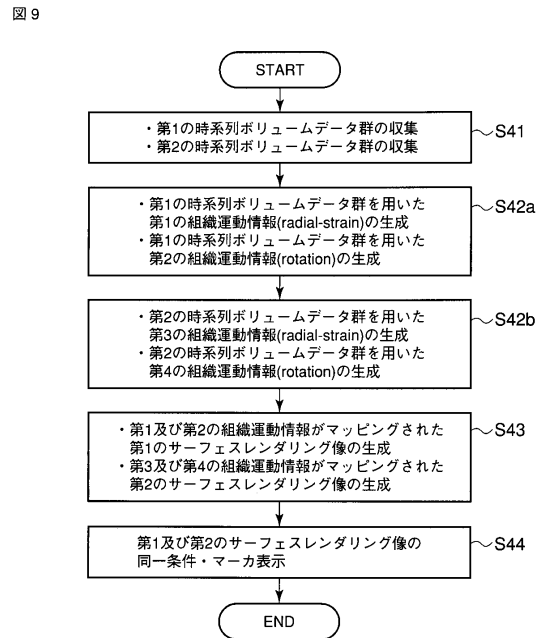
【 図 8 】



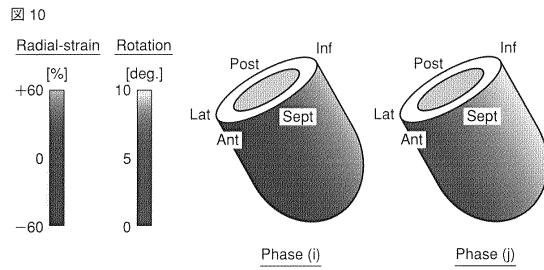
【 図 7 】



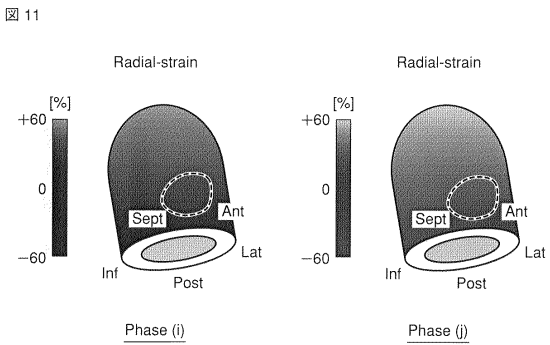
【 図 9 】



【 図 10 】

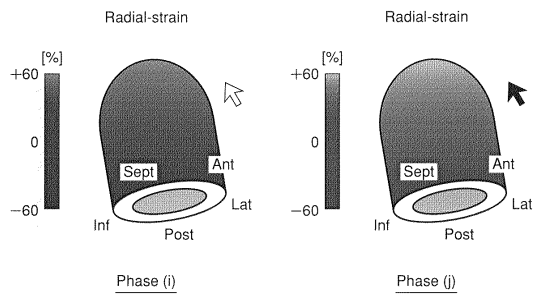


【 図 11 】



【 1 2 】

図 12



フロントページの続き

(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1385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1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 五閑 統一郎

(56)参考文献 特開平11-155862(JP,A)

特開2002-306483(JP,A)

国際公開第2005/001769(WO,A1)

特開平06-274582(JP,A)

特開2007-135994(JP,A)

特開平04-176447(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

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	JP5390081B2	公开(公告)日	2014-01-15
申请号	JP2007193689	申请日	2007-07-25
[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		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/GB06 4C601/JB42 4C601/JC27 4C601/JC29 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL02 4C601/LL38		
代理人(译)	中村诚		
其他公开文献	JP2009028167A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够同时比较两个不同的三维表面绘制图像等或者一次观察不同壁运动信息的三维分布的超声诊断设备等。它。解决方案：对于包括三维分析的墙运动信息的两个不同的3D表面渲染显示，使比例相同，相互预期的位置始终保持相同，并且时间相位也同步并排并排。显示量。此时，添加制造商显示以支持解剖部分的取向理解。作为不同的两条信息，相同的参数显示在同一患者的两个时间上不同的数据中（压力，治疗前后）。在同一数据中显示两个不同参数的两个例子是优选的。通过这些显示方法，可以三维地掌握三维壁运动信息的时间变化的状态，不同壁运动信息的分布及其复合状态。 [选图]图1

】

