

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5438936号
(P5438936)

(45) 発行日 平成26年3月12日(2014.3.12)

(24) 登録日 平成25年12月20日(2013.12.20)

(51) Int.CI.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)
G 0 6 T 1/00 (2006.01)A 6 1 B 8/08
G 0 6 T 1/00 2 9 O D

請求項の数 15 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-222648 (P2008-222648)
 (22) 出願日 平成20年8月29日 (2008.8.29)
 (65) 公開番号 特開2010-51731 (P2010-51731A)
 (43) 公開日 平成22年3月11日 (2010.3.11)
 審査請求日 平成23年8月5日 (2011.8.5)

(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 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (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、画像処理装置及び画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

心臓を超音波で走査して得られる受信信号を少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータとして取得するデータ取得手段と、

前記ボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面を設定する設定手段と、
 前記ボリュームデータを用いて、前記短軸面上の組織における三次元的な位置情報を時系列で取得する追跡手段と、

前記取得された位置情報に基づいて、前記設定された短軸面の回帰平面上の回転となるように補正された、前記関心領域の回転角を演算する回転角演算手段と、

前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得する運動情報取得手段と、

前記組織運動情報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。

【請求項2】

心臓を超音波で走査して得られる受信信号を少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータとして取得するデータ取得手段と、

前記ボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面及び前記短軸面上の関心領域を設定する設定手段と、

前記ボリュームデータを用いて、前記心筋の関心領域に関する局所的な三次元移動ベクトル情報を演算する演算手段と、

前記局所的な三次元移動ベクトル情報を用いて、前記所定の心時相以外における前記心

10

20

筋の関心領域の三次元的な位置を追跡することで、前記心筋の関心領域の三次元的な位置情報を取得する追跡手段と、

前記所定の心時相における短軸面が平面にとどまらない場合の長軸方向の動き成分の影響、及び前記心臓の長軸方向の動き成分が一様でない場合の前記長軸方向の動き成分の影響、の少なくとも一方が除去された、前記所定の心時相における短軸面の回帰平面における局所的な位置の回転角を演算する回転角演算手段と、

前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得する運動情報取得手段と、

前記組織運動情報を所定の形態で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。

【請求項 3】

10

前記運動情報取得手段は、前記心臓の長軸方向に複数に分割された各々の円周方向に関する曲面上において演算された前記回転角を用いて、二つの円周方向における前記回転角の差分により捻れ角に関する前記組織運動情報を取得し、

前記捻れ角に関する前記組織運動情報を所定の形態で表示する表示手段をさらに具備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。

【請求項 4】

前記運動情報取得手段は、前記心臓の長軸方向に複数に分割された各々の円周方向に関する曲面上において演算された前記回転角と前記心筋の関心領域三次元的な位置情報を用いて、二つの円周方向における捻れ勾配に関する前記組織運動情報を取得し、

前記捻れ勾配に関する前記組織運動情報を所定の形態で表示する表示手段をさらに具備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。

【請求項 5】

前記二つの円周方向における前記回転角の一方の長軸方向の位置が、前記心臓の弁輪部位に設定されていることを特徴とする請求項 3 又は 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記二つの円周方向における前記回転角のペアを取る前記長軸方向における互いの位置が近傍に設定されていることを特徴とする請求項 3 又は 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記回転角演算手段は、

各心時相における前記円周方向に関する曲面に対する回転の中心位置を求め、

30

基準となる所定心時相において前記回帰平面の法線ベクトルを計算し、

各心時相において前記回転角を求めるための前記曲面上の任意の 1 点と前記回転の中心位置とを結ぶ線のベクトルを計算し、

前記法線ベクトルを用いて前記線のベクトルの前記回帰平面への直交射影成分ベクトルを計算し、

前記基準となる時相での前記直交射影成分ベクトルと各心時相での前記直交射影成分ベクトルとのなす角を計算すること、

を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記回転角演算手段は、

40

各心時相における前記円周方向に関する曲面に対する回転の中心位置を求め、

基準となる所定心時相において前記回帰平面の法線ベクトルを計算し、

各心時相において前記回転角を求めるための前記曲面上の任意の 1 点と前記回転の中心位置とを結ぶ線のベクトルを計算し、

前記基準となる所定心時相での前記線のベクトルと各時相での前記線のベクトルとの外積ベクトルを計算し、

前記法線ベクトルと前記外積ベクトルとのなす角に応じて、前記円周方向に関する曲面の局所的な位置の回転角を演算すること、

を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

50

前記回帰平面の法線ベクトルは、前記円周方向に関する曲面上の複数の点の位置を用いた最小二乗法を用いて推定することを特徴とする請求項7又は8記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記運動情報取得手段は、前記円周方向に関する曲面上の複数の点上で演算された回転角に基づいて、前記回転に関する組織運動情報に関する前記円周方向での平均値を演算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。

【請求項11】

前記回転角演算手段は、各心時相における前記円周方向に関する曲面上の各頂点の位置を用いて、最小二乗法によって前記回帰平面の法線ベクトルを計算すること、を特徴とする請求項1又は2記載の超音波診断装置。

10

【請求項12】

心臓を超音波で走査して得られる少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面を設定する設定手段と、

前記ボリュームデータを用いて、前記短軸面上の組織における三次元的な位置情報を時系列で取得する追跡手段と、

前記取得された位置情報に基づいて、前記設定された短軸面の回帰平面上の回転となるように補正された、前記関心領域の回転角を演算する回転角演算手段と、

前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得する運動情報取得手段と、

前記組織運動情報を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする画像処理装置。

20

【請求項13】

心臓を超音波で走査して得られる少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面及び前記短軸面上の関心領域を設定する設定手段と、

前記ボリュームデータを用いて、前記心筋の関心領域に関する局所的な三次元移動ベクトル情報を演算する演算手段と、

前記局所的な三次元移動ベクトル情報を用いて、前記所定の心時相以外における前記心筋の関心領域の三次元的な位置を追跡することで、前記心筋の関心領域の三次元的な位置情報を取得する追跡手段と、

前記所定の心時相における短軸面が平面にとどまらない場合の長軸方向の動き成分の影響、及び前記心臓の長軸方向の動き成分が一様でない場合の前記長軸方向の動き成分の影響、の少なくとも一方が除去された、前記所定の心時相における短軸面の回帰平面上における局所的な位置の回転角を演算する回転角演算手段と、

30

前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得する運動情報取得手段と、

前記組織運動情報を所定の形態で表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする画像処理装置。

【請求項14】

コンピュータに、

心臓を超音波で走査して得られる少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面を設定させる設定機能と、

前記ボリュームデータを用いて、前記短軸面上の組織における三次元的な位置情報を時系列で取得させる追跡機能と、

40

前記取得された位置情報に基づいて、前記設定された短軸面の回帰平面上の回転となるように補正された、前記関心領域の回転角を演算させる回転角演算機能と、

前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得させる運動情報取得機能と、

前記組織運動情報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画像処理プログラム。

【請求項15】

コンピュータに、

心臓を超音波で走査して得られる少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面及び前記短軸面上の関心領域を設定させる設定機能と

50

、
前記ボリュームデータを用いて、前記心筋の関心領域に関する局所的な三次元移動ベクトル情報を演算させる演算機能と、

前記局所的な三次元移動ベクトル情報を用いて、前記所定の心時相以外における前記心筋の関心領域の三次元的な位置を追跡することで、前記心筋の関心領域の三次元的な位置情報を取得させる追跡機能と、

前記所定の心時相における短軸面が平面にとどまらない場合の長軸方向の動き成分の影響、及び前記心臓の長軸方向の動き成分が一様でない場合の前記長軸方向の動き成分の影響、の少なくとも一方が除去された、前記所定の心時相における短軸面の回帰平面における局所的な位置の回転角を演算させる回転角演算機能と、

前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得させる運動情報取得機能と、

前記組織運動情報を所定の形態で表示させる表示機能と、

を実現させることを特徴とする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、超音波画像を用いて組織の回転に関する運動情報を観察する場合において、回転成分を従来に比して抽出するための超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

心筋等の生体組織に関して、その機能を客観的かつ定量的に評価することは、その組織の診断にとって非常に重要である。近年、主に心臓を例として、超音波診断装置等を用いた様々な定量的評価法が試みられている。例えば、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スペックルトラッキングと呼ばれる技術が実用化されている（例えば、特許文献1参照）。また、壁運動情報として三次元的な回転や捻れを、短軸断面内で求める手法も開示されている（例えば、特許文献2参照）。

【0003】

ところで、組織の回転運動を定量的に評価する際に、三次元的な位置の追跡を伴う空間内において、回転角の具体的な求め方は現在のところ確立されていない。例えば、既述の特許文献1、特許文献2においては、短軸断面内（二次元平面内）での回転角が定義されているのみである。

【特許文献1】特開2002-059160号公報

【特許文献2】特開2006-194794号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

三次元的な位置追跡を伴う空間内において回転角を計算する場合に、従来の手法では次のような問題がある。すなわち、三次元的な位置追跡を行う場合、回転角を定義するための面が必ずしも平面とは限らず、曲面形状となる場合がある。また、回転角を求める部位が回転角を定義するための面に対して垂直な方向へも移動する場合もある。これらの事情を考慮せずに組織の回転運動を定量的に評価しようとすれば、ショートニング（shortening）運動の円周方向への不均一性やシェア（shear）運動に伴って回転方向に垂直な一樣でない動き成分がある場合に、回転角を過大評価してしまう。

【0005】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、組織の回転に関する運動情報を観察する場合において、三次元空間内における回転成分を従来に比して正確に抽出することができる超音波診断装置、画像処理装置及び画像処理プログラムを提供することを目的としている。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0006】

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。

【0007】

請求項1に記載の発明は、心臓を超音波で走査して得られる受信信号を少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータとして取得するデータ取得手段と、前記ボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面を設定する設定手段と、前記ボリュームデータを用いて、前記短軸面上の組織における三次元的な位置情報を時系列で取得する追跡手段と、前記取得された位置情報に基づいて、前記設定された短軸面の回帰平面上の回転となるように補正された、前記関心領域の回転角を演算する回転角演算手段と、前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得する運動情報取得手段と、前記組織運動情報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。10

請求項2に記載の発明は、心臓を超音波で走査して得られる受信信号を少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータとして取得するデータ取得手段と、前記ボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面及び前記短軸面上の関心領域を設定する設定手段と、前記ボリュームデータを用いて、前記心筋の関心領域に関する局所的な三次元移動ベクトル情報を演算する演算手段と、前記局所的な三次元移動ベクトル情報を用いて、前記所定の心時相以外における前記心筋の関心領域の三次元的な位置を追跡することで、前記心筋の関心領域の三次元的な位置情報を取得する追跡手段と、前記所定の心時相における短軸面が平面にとどまらない場合の長軸方向の動き成分の影響、及び前記心臓の長軸方向の動き成分が一様でない場合の前記長軸方向の動き成分の影響、の少なくとも一方が除去された、前記所定の心時相における短軸面の回帰平面における局所的な位置の回転角を演算する回転角演算手段と、前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得する運動情報取得手段と、前記組織運動情報を所定の形態で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。20

請求項12に記載の発明は、心臓を超音波で走査して得られる少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面を設定する設定手段と、前記ボリュームデータを用いて、前記短軸面上の組織における三次元的な位置情報を時系列で取得する追跡手段と、前記取得された位置情報に基づいて、前記設定された短軸面の回帰平面上の回転となるように補正された、前記関心領域の回転角を演算する回転角演算手段と、前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得する運動情報取得手段と、前記組織運動情報を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする画像処理装置である。30

請求項13に記載の発明は、心臓を超音波で走査して得られる少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面及び前記短軸面上の関心領域を設定する設定手段と、前記ボリュームデータを用いて、前記心筋の関心領域に関する局所的な三次元移動ベクトル情報を演算する演算手段と、前記局所的な三次元移動ベクトル情報を用いて、前記所定の心時相以外における前記心筋の関心領域の三次元的な位置を追跡することで、前記心筋の関心領域の三次元的な位置情報を取得する追跡手段と、前記所定の心時相における短軸面が平面にとどまらない場合の長軸方向の動き成分の影響、及び前記心臓の長軸方向の動き成分が一様でない場合の前記長軸方向の動き成分の影響、の少なくとも一方が除去された、前記所定の心時相における短軸面の回帰平面における局所的な位置の回転角を演算する回転角演算手段と、前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得する運動情報取得手段と、前記組織運動情報を所定の形態で表示する表示手段と、を具備することを特徴とする画像処理装置である。40

請求項14に記載の発明は、コンピュータに、心臓を超音波で走査して得られる少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面を設定させる設定機能と、前記ボリュームデータを用いて、前記短軸面上の組織における三次元的な位置情報を時系列で取得させる追跡機能と、前記取得された位置情報に基づいて、前記設定された短軸面の回帰平面上の回転となるように補正された、前記関心領域の回転角50

を演算させる回転角演算機能と、前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得させる運動情報取得機能と、前記組織運動情報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画像処理プログラムである。

請求項 15 に記載の発明は、コンピュータに、心臓を超音波で走査して得られる少なくとも一心拍以上にわたるボリュームデータの所定の心時相において、心筋の短軸面及び前記短軸面上の関心領域を設定させる設定機能と、前記ボリュームデータを用いて、前記心筋の関心領域に関する局所的な三次元移動ベクトル情報を演算させる演算機能と、前記局所的な三次元移動ベクトル情報を用いて、前記所定の心時相以外における前記心筋の関心領域の三次元的な位置を追跡することで、前記心筋の関心領域の三次元的な位置情報を取得させる追跡機能と、前記所定の心時相における短軸面が平面にとどまらない場合の長軸方向の動き成分の影響、及び前記心臓の長軸方向の動き成分が一様でない場合の前記長軸方向の動き成分の影響、の少なくとも一方が除去された、前記所定の心時相における短軸面の回帰平面における局所的な位置の回転角を演算させる回転角演算機能と、前記回転角を用いて、回転に関する組織運動情報を取得させる運動情報取得機能と、前記組織運動情報を所定の形態で表示させる表示機能と、を実現させることを特徴とする画像処理プログラムである。

【発明の効果】

【0010】

以上本発明によれば、組織の回転に関する運動情報を観察する場合において、三次元空間内における回転成分を従来に比して正確に抽出することができる超音波診断装置、画像処理装置及び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】

【0011】

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

【0012】

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

【0013】

また、本実施形態に係る各構成要素によって実現される機能、特に後述する移動ベクトル処理ユニット 19、画像生成ユニット 21、運動情報演算ユニット 37 によって実現される機能については、当該各構成要素と同様の処理を実行するソフトウェアプログラムをワークステーション等のコンピュータ、コンピュータ機能を有する超音波診断装置等にインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（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。

【0014】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成図である。本超音波診断装置 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、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、例えば図 1 の点線内がその構成要素となる。

【0015】

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

10

20

30

40

50

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。

【0016】

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、所定のスキヤ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

【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、所定のスキヤンラインに対応した超音波エコー信号を生成する。

【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。

20

【0019】

移動ベクトル処理ユニット 19 は、時相の異なる二つの二次元画像データ間や時相の異なる二つのボリュームデータ間でパターンマッチング処理を用いて組織の移動位置を検出し、この移動位置に基づいて各組織の移動ベクトル（又は速度）を求める。具体的には、一方の二次元画像データ内の関心領域について、最も類似性の高い他方の二次元画像データ内の関心領域を求め、この関心領域間の距離を求ることで、組織の移動ベクトルを求めることができる。また、この移動ベクトルの大きさ（すなわち移動量）を二次元画像データのフレーム間の時間差（ボリュームデータ間の時間差）で除することにより、組織の移動速度を求めることができる。この処理を二次元画像データ上の各位置でフレームバイフレームにて（又は三次元画像データ上の各位置でボリュームバイボリュームにて）行うことにより、組織の変位（移動ベクトル）又は組織の速度に関する時空間分布データ（移動ベクトル情報）を取得することができる。

30

【0020】

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、運動情報演算ユニット 37 において生成された回転に関する運動情報を用いて、当該運動情報が超音波画像上の対応する位置に重畠された画像（組織運動情報画像）を生成する。

40

【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、後述するように超音波画像、組織運動情報画像、回転差情報等を所定の形態で表示する。また、表示部 23 は、画像上の解剖学的位置を示すためのマーカ（marker）や、カラーコード化された物理量の大きさを示すカラーバーを表示する。

【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、後述する運動情報生成機能を実行する。

【0023】

50

運動情報演算ユニット37は、後述する運動情報生成機能に従う処理（運動情報生成処理）において、回帰平面等を用いて、三次元空間内での組織の回転成分を抽出し、これを用いて回転に関する運動情報（例えば、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）を演算する。

【0024】

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

10

【0025】

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、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。

【0026】

20

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、ネットワーク送受信ユニット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。

【0027】

（運動情報生成機能）

次に、本超音波診断装置1が具備する運動情報生成機能について説明する。この機能は、心臓壁に代表される運動組織について、三次元空間内において回帰平面の法線ベクトルを定義し、当該回帰平面の法線ベクトルを用いて組織の回転成分を正確に抽出し、これを用いて回転に関する運動情報を生成するものである。

【0028】

30

なお、本実施形態では、説明を具体的にするため、診断対象が心臓である場合の運動情報生成機能を例とする。しかしながら、本運動情報生成機能の適用対象は、心臓に限定されず、実質的に回転運動を行う組織であれば、どの様な部位であってもよい。

【0029】

図2は、本運動情報生成機能に従う処理（運動情報生成処理）の流れを示したフローチャートである。以下、同図に従って説明する。

【0030】

〔時系列ボリュームデータの収集：ステップS1〕

まず、ある患者に関する心臓の所望の観察部位又は心臓全体等について、少なくとも一心拍分以上の期間にわたる時系列のボリュームデータ（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S1）。すなわち、ある患者に関する心臓の所望の観察部位を、ある時刻を基準として、心尖アプローチから二次元アレイプローブ等を用いて、時系列（少なくとも一心拍分）のボリュームデータが収集される。

40

【0031】

〔移動ベクトル情報の生成：ステップS2〕

次に、移動ベクトル情報が生成される（ステップS2）。すなわち、移動ベクトル処理ユニット32は、収集された時系列ボリュームデータ群を構成する一心拍以上の各時相に対応するボリュームデータのうち、規準時相 $t = t_0$ （例えば、P波、R波が発生する拡張末期が好適）におけるボリュームデータにおいてユーザーからの指示等に基づいて心筋部位（例えば、心臓内膜が好適）の境界面を設定する。移動ベクトル処理ユニット32は

50

、例えば図3に示すように設定した境界面をメッシュに区切ってメッシュの各頂点の位置を、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。

【0032】

[規準時相での曲面に関する回帰平面の法線ベクトルの演算：ステップS3]

次に、運動情報演算ユニット37は、規準時相での曲面に関する回帰平面の法線ベクトルを演算する（ステップS3）。すなわち、運動情報演算ユニット37は、図4に示すように、初期設定或いは操作者からの指示に従って、基準時相 $t = t_0$ にて短軸方向のメッシュから1つの曲面 $C_i(t_0)$ （ i は短軸のレベルを示す添え字）を選択し、曲面 $C_i(t_0)$ 上の各頂点 $P_{ij}(t_0)$ （ j は円周方向の位置を示す添え字）を用いて回帰平面 C'_i の単位法線ベクトル $n_{C'_i}$ を演算する。

10

【0033】

回帰平面 C'_i の単位法線ベクトル $n_{C'_i}$ は、該当の短軸曲面 $C_i(t_0)$ 上の m 個の点 $P_{ij}(t_0)$ の位置を用いて2変数の最小二乗法により推定するのが好適である。この様な計算手法は、後に定める m 個の $P_{ij}(t_0)$ の平均位置である中心位置 $G_i(t_0)$ と回帰平面 C'_i との距離が充分小さくなるため、中心位置 $G_i(t_0)$ がベクトル $V_{ij}(t_0)$ の基準位置となることを踏まえると好適であると言える。

【0034】

[回帰平面への直交射影ベクトルの演算：ステップS4]

次に、運動情報演算ユニット37は、各時相の各頂点 $P_{ij}(t)$ について、回帰平面 C'_i への直交射影ベクトルを演算する（ステップS4）。先ず、運動情報演算ユニット37は、次の式（1）に従って、曲面 $C_i(t)$ 上の各頂点 $P_{ij}(t)$ の平均座標により、中心位置 $G_i(t)$ を求める。

20

【0035】

$$G_i(t) = (1/m) \sum_{j=1}^m P_{ij}(t) \quad (1)$$

ただし、 \sum は $1 \leq j \leq m$ までの和を取るものとする。また、 m は円周方向の分割数である。

【0036】

次に、運動情報演算ユニット37は、各時相において、図5に示すように、各頂点 $P_{ij}(t)$ から回帰平面 C'_i へおろした垂線の足の位置 $P'_{ij}(t)$ に関する次の式（2）を用いて、各時相における回帰平面 C'_i への直交射影ベクトル $V'_{ij}(t)$ を演算する。

30

【0037】

$$V'_{ij}(t) = P'_{ij}(t) - G_i(t) \\ = V_{ij}(t) - \langle n_{C'_i}, V_{ij}(t) \rangle * n_{C'_i} \quad (2)$$

ここで、 $V_{ij}(t) = P_{ij}(t) - G_i(t)$ である。

【0038】

また、 $\langle n_{C'_i}, V_{ij}(t) \rangle$ は $n_{C'_i}$ と $V_{ij}(t)$ との内積を表す。

【0039】

[直交射影ベクトルを用いた回転角の計算：ステップS5]

40

次に、運動情報演算ユニット37は、図5に示すように、各時相における各頂点の射影成分ベクトル $V'_{ij}(t)$ 、規準時相における各頂点の射影成分ベクトル $V'_{ij}(t_0)$ を用いて、射影成分ベクトル同志のなす角 $\theta_{ij}(t)$ を演算し、各時相において、各頂点の規準時相に対する局所的な回転角（Rotation）を取得する（ステップS5）。

【0040】

[回転角を用いた組織運動情報の演算：ステップS6]

次に、運動情報演算ユニット37は、ステップ5において得られた局所的な回転角を用いて、組織の回転に関する運動情報を演算する（ステップS6）。

【0041】

例えば、捻れ角（Twist）は、2つの円周方向の曲面間での回転角の差分で定義さ

50

れる。従って、組織運動情報として捻れ角を演算する場合、一方の回転角の長軸方向のレベルを $i = 0$ の $C_{0j}(t)$ に固定し、他方の回転角の長軸方向のレベルを $C_{ij}(t)$ として、以下の式(3)により、局所的な捻れ角である $T_{w_{ij}}(t)$ を求める。なお、回転角の単位が [deg.] である場合、捻れ角の単位も [deg.] となる。

【0042】

$$T_{w_{ij}}(t) = i_j(t) - 0_j(t) \quad (3)$$

また、例えば、捻れ勾配 (Torsion: 捻れ率とも呼ばれる) は、2つの円周方向の曲面間での捻れ角を、捻れ角を演算した2つの曲面間の距離で割って定義される。従って、一方の捻れ角の長軸方向のレベルを $i = 0$ の $C_{0j}(t)$ に固定し、他方の回転角の長軸方向のレベルを $C_{ij}(t)$ として、以下の式(4)により、局所的な捻れ勾配である $T_{bN_{ij}}(t)$ を求める。

【0043】

$$\begin{aligned} T_{bN_{ij}}(t) &= [T_{w_{ij}}(t) - T_{w_{0j}}(t)] / D_{i0j}(t) \\ &= [i_j(t) - 0_j(t) - \{0_j(t) - 0_j(t)\}] / D_{i0j}(t) \\ &= [i_j(t) - 0_j(t)] / D_{i0j}(t) \end{aligned} \quad (4)$$

ただし、 $D_{i0j}(t)$ は $P_{ij}(t)$ と $P_{0j}(t)$ との間の距離を示す。 $D_{i0j}(t)$ の単位を [cm] とすると、捻れ勾配の単位は [deg./cm] で示される。また、上記式(4)から明らかなように、捻れ勾配は捻れ角および回転角のどちらからでも導出可能である。

【0044】

[組織運動情報画像の生成: ステップS7]

次に、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が生成される(ステップS7)。例えば、画像生成ユニット21は、生成された組織運動情報群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、ボリュームレンダリング像を、各時相毎に作成する。なお、組織運動情報をマッピングする手法はボリュームレンダリング処理に拘泥されない。例えば、サーフェスレンダリング像、ポーラーマップ(Polar-map)画像、MPR画像等の一覧性のある表示であれば、どの様なものであってもよい。

【0045】

[組織運動画像の表示: ステップS8]

次に、表示ユニット23は、組織運動画像を所定の形態にて表示する(ステップS8)。

【0046】

図6は、本実施形態に係る手法で計算された回転角に関する組織運動画像の表示形態の一例を示した図である。同図に示すように、C1、C2、C3はレベルの異なる左心室の短軸のMPR像を示し、Aは心尖四腔のMPR像を、BはAに直交する心尖(心尖二腔像に近い断面)のMPR像を示している。ここで、三次元空間の内膜上で得られた回転角は、図中のカラーコード(本例では時計回りがプラスで青色系、反時計回りがマイナスで赤色系に配色されている)に変換され、対応するMPR像の心筋の関心領域(内外膜境界を示す波線内部)の位置に重畳して表示されている。また、同図の左上にはポーラーマップ形式で回転情報をカラー変換して表示している。これらの局所的な回転情報はまた、局所的なノイズの影響を軽減するために、円周方向や長軸方向といった空間方向内でスムージング処理を行って空間的に滑らかな値にするのが好適である。

【0047】

そして、右下部の時間変化曲線は、ASEが推奨する16セグメント(領域の分割はポーラーマップ表示内に示してある)の各領域における局所的な回転角の平均値を16個のカーブとして表示している。同図は収縮末期時相を示すが、弁輪部位は赤色系(反時計回り)に、そして心尖部は青色系(時計回り)に回転していることが表現されており、左心室が収縮期に捻れるような運動をしていることが一目で解る。特にポーラーマップ表示に

10

20

30

40

50

よれば、左心室全体に渡る回転の様子が一度に把握可能である。なお回転角は [deg .] 単位で示した。

【 0 0 4 8 】

また、三次元的な回転情報の表示としてポーラーマップ形式を用いたが、これを三次元的にサーフェスレンダリング表示しても良い。この場合は図 7 に示すように、心筋の関心領域（本例では内膜）の形状を反映させた境界面に上記の例と同様に回転角をカラー変換して対応する位置上に割り付けて表示するのが好適である。この様な表示形態によれば、ポーラーマップ表示の様に左心室全体の様子を一度には観察できないが、心筋の境界面の形状を直感的に把握しつつ、対応した部位における回転の様子を同時に認識することが可能となる。また、本表示例では、表示している三次元オブジェクトを回転させることで隠れた部位を観察可能とすることが好適である。

10

【 0 0 4 9 】

また、図 8 に捻れ角の情報のポーラーマップによる表示例を示す。円周方向のセグメント別に絶対値に差はあるが、心尖部の方が弁輪部位よりも捻れ角が大きい様子が見て取れる。

【 0 0 5 0 】

（ 捻れの表示に関する変形例 ）

一般に、これまで 2 次元で検討されてきた臨床的な捻れの解析を行う上では、グローバル（平均的）な円周方向の捻れを評価する場合が多い。これは、図 8 にも認められるように同じレベルの短軸においても捻れ角が円周方向のセグメント別に不均一に観察されることに起因する。そこで、これまでの例に従い、局所的な捻れ角を円周方向に平均した結果を捻れ角の情報として表示した例を図 9 に示す。図 9 の表示形式は図 6 と同じであるが、表示されている壁運動指標が回転角から捻れ角に代わっている。このようにすると弁輪レベルから中間レベルおよび心尖レベルになるに従って、捻れ角が徐々に大きくなっていく様子がより明瞭に評価可能となるのが解る。

20

【 0 0 5 1 】

ユーザーはその評価用途に応じて、円周方向のセグメントに対して全体的な捻れを評価したい場合には後者の設定を用い、円周方向のセグメントに対して局所的な捻れを評価したい場合には前者の設定を用いれば良い。

【 0 0 5 2 】

30

（ 捻れ勾配の表示に関する例 ）

図 10 に捻れ勾配の情報の表示例を示す。同図は、円周方向に平均した捻れ角を用いて求めた例である。心尖部の方が弁輪部位よりも捻れ角が大きい様子が見て取れるのは捻れ角の図 9 と同等であるが、 $D_{i0j}(t)$ の値が円周方向の位置に応じて異なっているために捻れ角とは異なる分布の結果（時間変化曲線参照）となっている。これは捻れ角と捻れ率の定義の違いによる物理的な意味の違いを示している。すなわち、同じ捻れ角であっても、その 2 点（レベル）間の距離が異なれば、捻れ勾配は異なることを反映している。

【 0 0 5 3 】

（ 捻れ勾配の表示に関する変形例 ）

上記捻れ勾配の表示に関する例での捻れ勾配 $T_{bNij}(t)$ は、一方の捻れ角の長軸方向のレベルを $i = 0$ の $C_{0j}(t)$ に固定した言わば弁輪（ Basal ）基準の捻れ勾配である。そこで、本変形例では、2 つの円周方向の曲面間の距離を長軸方向のレベルに関する近傍の一定レベル（ $i - d$ から $i + d$ までの i 方向の $2d + 1$ の幅）として下記式により $T_{rNij}(t)$ を定義する。

40

【 0 0 5 4 】

$T_{rNij}(t) = \{ TW_{i+dj}(t) - TW_{i-dj}(t) \} / D_{idj}(t)$
ただし、 $D_{idj}(t)$ は $P_{i+dj}(t)$ と $P_{i-dj}(t)$ との間の距離

本定義による捻れ勾配 $T_{rNij}(t)$ は、先例である $T_{bNij}(t)$ よりも長軸方向に局所的（ Regional ）な捻れ勾配を評価したい場合に用いる。もし捻れ角の長軸方向への変化の仕方が一定（1 次線形）で、2 レベル間の距離も同一である場合には

50

、 $T r N i j (t)$ は $T b N i j (t)$ に等しくなる。しかし、一般的には捻れ角の長軸方向への変化の仕方は必ずしも 1 次線形ではないと考えられるため、その場合には $T r N i j (t)$ は $T b N i j (t)$ とは異なった分布になる。

【0055】

図 11 に上記式のようにして求めた局所的な捻れ勾配 $T r N i j (t)$ の情報の表示例を図 6 の表示形式を用いて示す。同図は実施例 3 の変形例で示したように、円周方向に平均した捻れ角を用いて求めた例である。上述したように、図 10 で示した $T b N i j (t)$ の結果とは異なる分布が出力されていることが解る。なお、本変形例の手法は、捻れ角を表示する場合にも適用可能である。

【0056】

10

(効果)

以上述べた本超音波診断装置によれば、心臓壁に代表される運動組織について、三次元空間内において規準時相に関する回帰平面の法線ベクトルを定義する。そして、各時相の各頂点 $P i j (t)$ の回帰平面への直交射影ベクトルを計算し、当該直交射影ベクトル同志のなす角を計算することで、各時相の各頂点 $P i j (t)$ の規準時相に対する局所的な回転角を取得する。この様に、回帰平面を利用して回転角を定義することで、短軸の曲面が平面に留まらない場合、曲面に垂直な方向へ不均一な動き成分がある場合等であっても、組織の回転成分を正確に抽出し、これを用いて回転に関する運動情報を生成するものである。

【0057】

20

一方、図 12 に示すような $V i j (t_0)$ 、 $V i j (t)$ の二つのベクトルのなす角度 $i j (t)$ は、例えば次の式 (5) に従って計算することができる。

【0058】

$$i j (t) = \sin^{-1} |V i j (t_0) \times V i j (t)| / |V i j (t_0)| \cdot |V i j (t)| \quad (5)$$

ここで、 \times はベクトルの外積を意味する。

【0059】

この式 (5) に従って組織の回転角を計算した場合、図 13 に示すように曲面 $C i (t)$ が時間経過と共に一様に中心軸方向へ運動 (shortening) すれば、断面に垂直な動きが存在していても図 14 (a)、(b) に示すように正確な回転角を得ることができる。しかしながら、図 15 に示すようにショートニング運動の円周方向への不均一性やシェア運動に伴って回転方向に垂直な一様でない動き成分がある場合には、図 16 (a)、(b) に示すように回転角を過大評価してしまうことになる。本超音波診断装置によれば、この様な円周方向への不均一的ショートニング運動等が発生した場合であっても、組織の回転成分を正確に計算することができる。

30

【0060】

(第 2 の実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態では、曲面形状の回転角を求めるべき部位が曲面に垂直な方向へ不均一な動きを有する場合に、曲面上の任意の 1 点で確からしい回転角を得る手法として、「基準時相 (例えば $t = t_0$) での曲面 $C i (t_0)$ に関する回帰平面 $C' i$ の法線ベクトルを回転軸として、回転を定義する 2 つのベクトル同志の外積ベクトルの方向が回転軸となす角に応じて補正された回転角」を求める。

40

【0061】

図 17 は、第 2 の実施形態に係る運動情報生成処理の流れを示したフローチャートである。なお、同図において、ステップ S1 ~ S3 までの処理、ステップ S6 ~ S8 までの処理は、図 2 の例と実質的に同じである。以下、ステップ S4'、S5' の処理の内容について説明する。

【0062】

[法線ベクトルと外積ベクトルとのなす角 $i j (t)$ の計算、 $i j (t)$ を用いた

50

回転角 $i j (t)$ の計算：ステップ S 4'、S 5']

図 18、図 19、図 20 はステップ S 4'、S 5' の処理の内容を説明するための図である。図 18、図 19 に示すように、ベクトル積の基本的性質により、ベクトル $V_{i j}(t_0)$ とベクトル $V_{i j}(t)$ との外積である $C P_{i j}(t)$ もベクトルとなり、ベクトル $V_{i j}(t_0)$ とベクトル $V_{i j}(t)$ の両者に直交な方向（図 18 は右手系の場合を示した）を有する。

【0063】

ここで、ベクトル $C P_{i j}(t)$ と回帰平面 $C'_{i j}$ の法線ベクトル $n_{C'_{i j}}$ （図 20 参照）とのなす角 $i j(t)$ を考える。すると、 $i j(t) = 0$ の場合には、問題としている曲面 $C_{i j}(t)$ に垂直な動き成分がない。従って、ベクトル $V_{i j}(t_0)$ とベクトル $V_{i j}(t)$ とのなす回転角 $i j(t) = i j(t)$ となることが解る。

【0064】

一方、 $i j(t) = 90$ 度の場合には、曲面 $C_{i j}(t)$ の点 $P_{i j}(t)$ が円周方向に動かず（回転せず）に曲面に垂直な方向にのみ動いたことを意味する。従ってこの場合には $i j(t) = 0$ となる。

【0065】

以上のことから、運動情報演算ユニット 37 は、ベクトル $C P_{i j}(t)$ とベクトル $n_{C'_{i j}}$ とのなす角 $i j(t)$ を計算する（ステップ S 4'）。次に、運動情報演算ユニット 37 は、一例として図 20 に示すように、 $n_{C'_{i j}}$ と $C P_{i j}(t)$ との内積から求まる $\cos(i j(t))$ を用いて、次の式（6）により、ベクトル $V_{i j}(t_0)$ とベクトル $V_{i j}(t)$ とのなす角 $i j(t)$ を補正することで、回転角 $i j(t)$ を推定する（ステップ S 5'）。

【0066】

$$i j(t) = i j(t) * \cos(i j(t)) \quad (6)$$

以下、図 2 に示したステップ S 6 ~ S 8 までの各処理が実行され、例えば図 6 等の形態にて組織運動情報画像が表示される。

【0067】

以上述べた本超音波診断装置によれば、心臓壁に代表される運動組織について、規準時相 t_0 におけるベクトル $V_{i j}(t_0)$ と任意時相 t におけるベクトル $V_{i j}(t)$ とのなす角 $i j(t)$ を、ベクトル $V_{i j}(t_0)$ 及び $V_{i j}(t)$ の外積ベクトルと、三次元空間内において規準時相 t_0 に関する回帰平面の法線ベクトル $n_{C'_{i j}}$ とのなす角 $i j(t)$ を利用して補正し、正確な回転角を取得する。従って、短軸の曲面が平面に留まらない場合、曲面に垂直な方向へ不均一な動き成分がある場合等であっても、組織の回転成分を正確に抽出し、これを用いて回転に関する運動情報を生成するものである。

【0068】

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、次のようなものがある。

【0069】

(1) 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。

【0070】

(2) 上記各実施形態においては、説明を分かり易くするため、超音波診断装置によって取得された心臓に関する超音波画像データを用いる場合を例として説明した。しかしながら、本発明の技術的思想は、超音波画像データを用いる場合に限定されない。例えば、磁気共鳴イメージング装置を用いて取得された心臓に関する磁気共鳴画像データ、或いは

10

20

30

40

50

、X線コンピュータ断層撮影装置（X線CT装置）を用いて取得された心臓に関するCT画像データを用いても、心臓組織について、三次元空間での局所的な回転情報を演算することができる。

【0071】

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】

【0072】

以上本発明によれば、組織の回転に関する運動情報を観察する場合において、三次元空間内における回転成分を従来に比して正確に抽出することができる超音波診断装置、画像処理装置及び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】

【0073】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の構成図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る運動情報生成処理の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、回転情報を演算する座標系を説明するための図である。

【図4】図4は、規準時相でのある曲面に関する回帰平面の法線ベクトルの定義を説明するための図である。

【図5】図5は、回帰平面への直交射影ベクトルと、直交射影ベクトルを用いた回転角の定義を説明するための図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る手法で計算された回転角に関する組織運動画像の表示形態の一例を示した図である。

【図7】図7は、回転角に関する組織運動画像の表示形態の他の例を示した図である。

【図8】図8は、回転角に関する組織運動画像の表示形態の他の例を示した図である。

【図9】図9は、第1の実施形態に係る手法で計算された回転角に由来して求めた捻れ角に関する組織運動画像の表示形態の一例を示した図である。

【図10】図10は、第1の実施形態に係る手法で計算された回転角に由来して求めた捻れ率に関する組織運動画像の表示形態の一例を示した図である。

【図11】図11は、捻れ率に関する組織運動画像の表示形態の他の例を示した図である。

【図12】図12は、実施形態に係る回転角に関する演算定義の一例を説明するための図である。

【図13】図13は、実施形態に係る超音波診断装置の作用効果を説明するための図である。

【図14】図14は、実施形態に係る超音波診断装置の作用効果を説明するための図である。

【図15】図15は、実施形態に係る超音波診断装置の作用効果を説明するための図である。

【図16】図16は、実施形態に係る超音波診断装置の作用効果を説明するための図である。

【図17】図17は、第2の実施形態に係る回転角生成処理の流れを示したフローチャートである。

【図18】図18は、第2の実施形態に係る回転角生成処理の概念を説明するための図である。

【図19】図19は、第2の実施形態に係る回転角生成処理の概念を説明するための図である。

【図20】図20は、第2の実施形態に係る回転角生成処理の概念を説明するための図である。

10

20

30

40

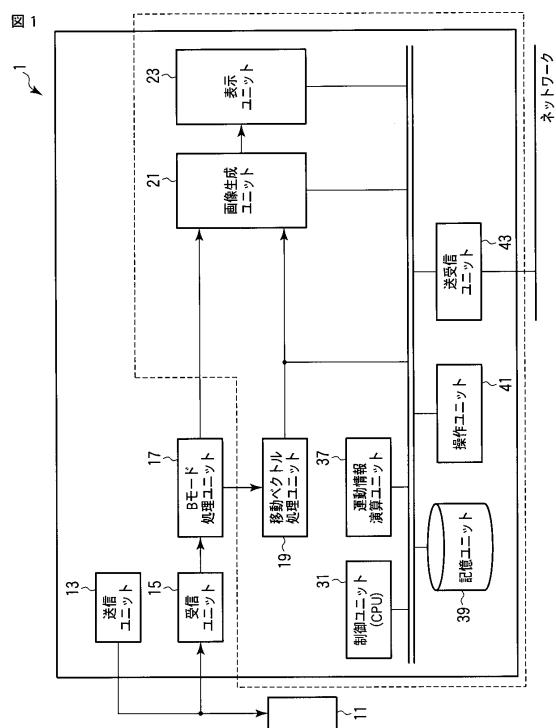
50

【符号の説明】

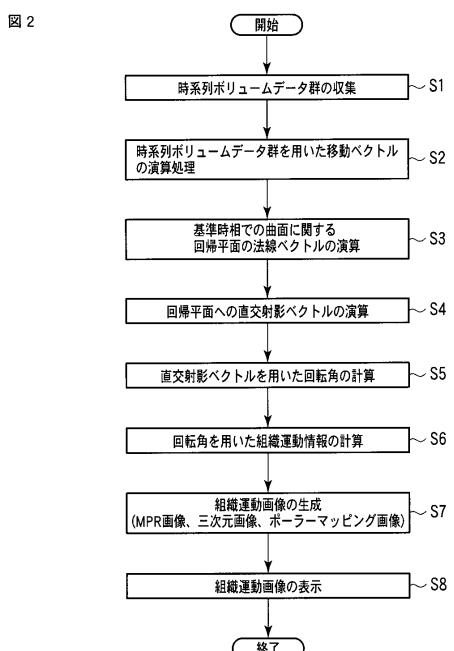
【0074】

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

【図1】

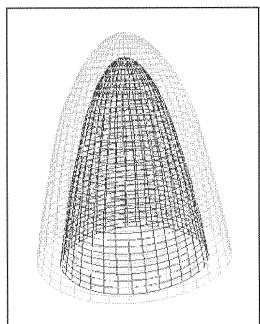


【図2】



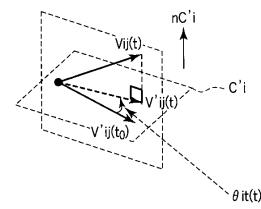
【図3】

図3



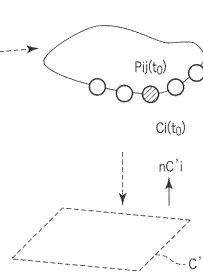
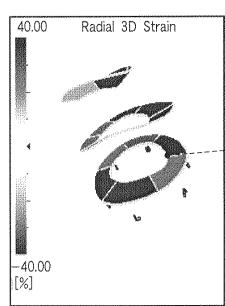
【図5】

図5



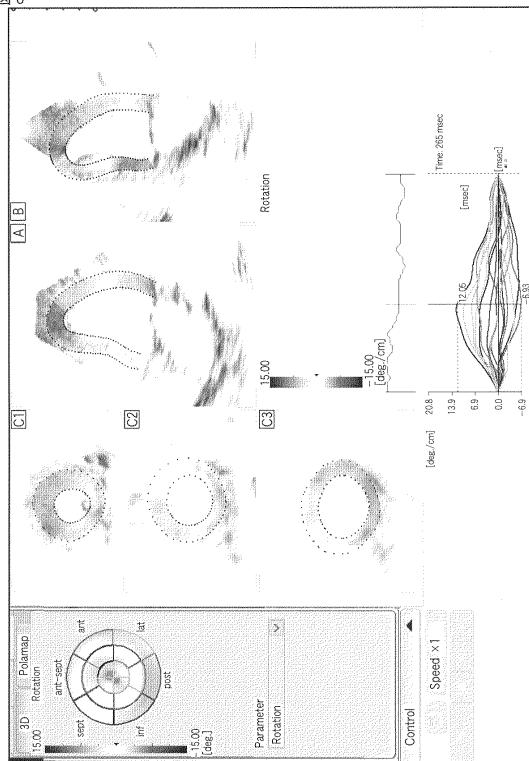
【図4】

図4



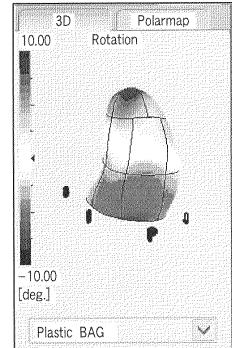
【図6】

図6



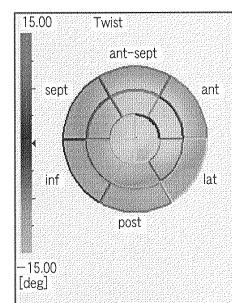
【図7】

図7

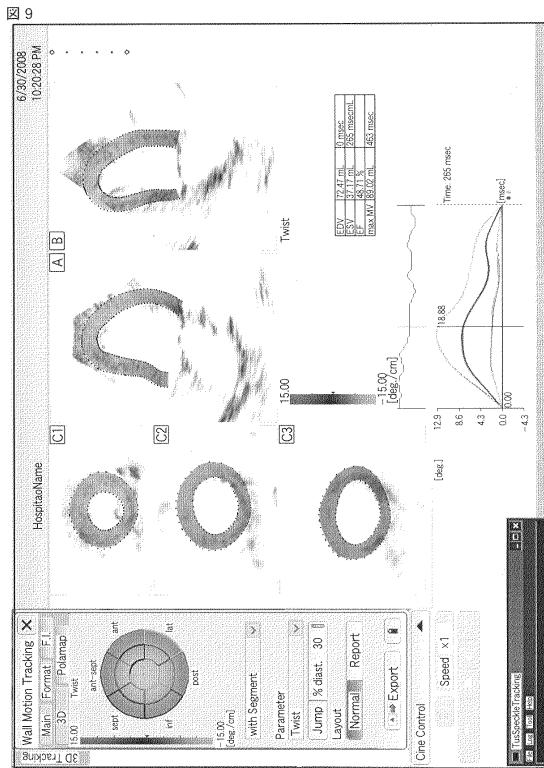


【図8】

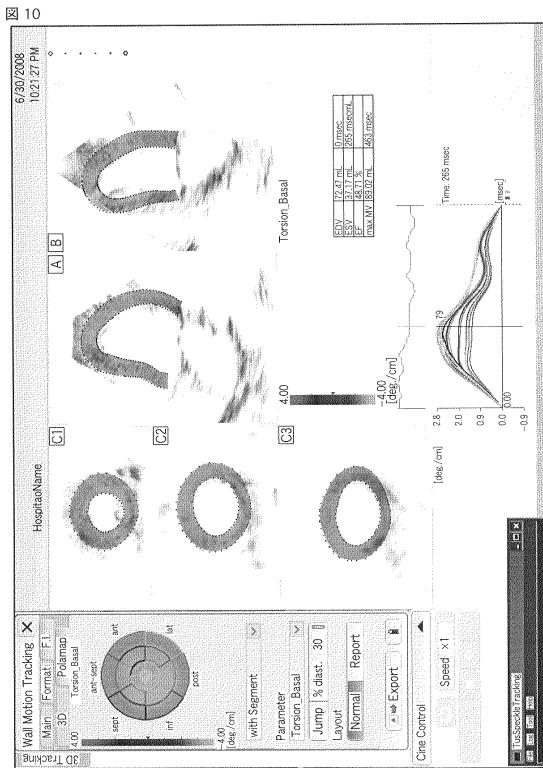
図8



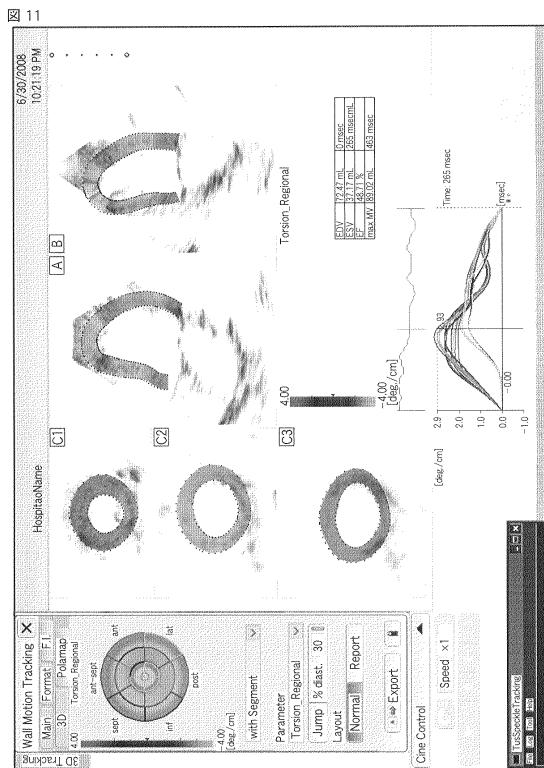
【図9】



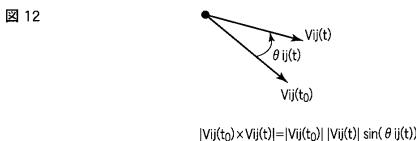
【図10】



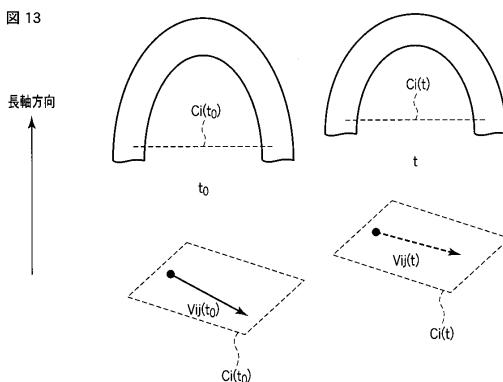
【図11】



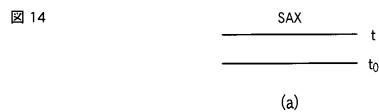
【図12】



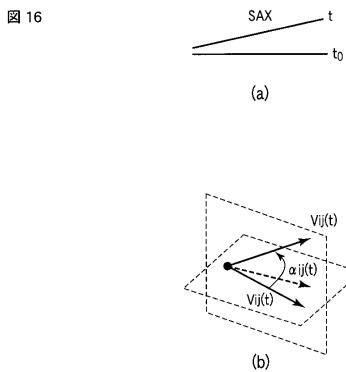
【図13】



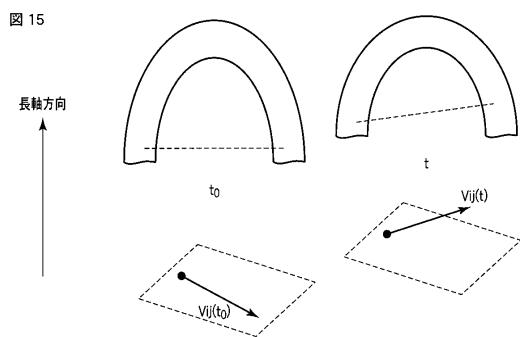
【図14】



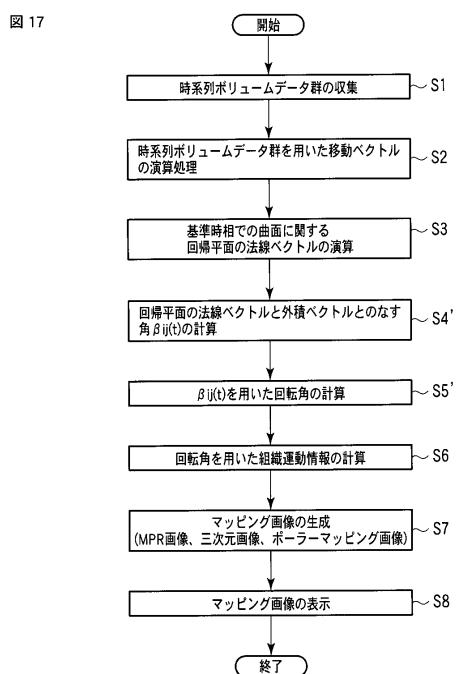
【図16】



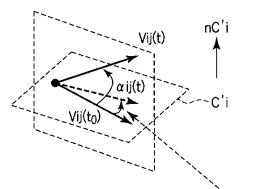
【図15】



【図17】

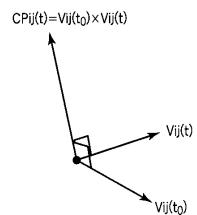


【図18】



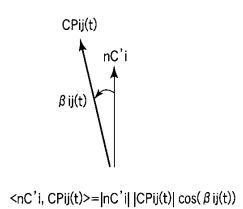
【図19】

図19



【図20】

図20



$$\langle nC'i, CP_{ij}(t) \rangle = |nC'| |CP_{ij}(t)| \cos(\beta_{ij}(t))$$

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 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 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

審査官 後藤 順也

(56)参考文献 特開2007-319190 (JP, A)
特開2007-044499 (JP, A)
特開平11-155862 (JP, A)
特表2010-502245 (JP, A)
国際公開第2008/026022 (WO, A1)
特開2006-061581 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00 - 8 / 15

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理程序		
公开(公告)号	JP5438936B2	公开(公告)日	2014-03-12
申请号	JP2008222648	申请日	2008-08-29
[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		
发明人	阿部 康彦		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B6/503 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/523 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/GB06 4C601/JB38 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK09 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CH08 5B057/DA16 5B057/DA17 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC08 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/BA18 5L096/CA04 5L096/FA67 5L096/FA69 5L096/HA04 5L096/HA05		
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	JP2010051731A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断设备，在观察与组织旋转有关的动力学信息的情况下，比以前更准确地提取三维空间中的旋转分量。

ŽSOLUTION：关于由心壁表示的机车组织，在三维空间中定义与参考时间相位相关的回归平面的法向矢量。使用回归平面的法向量计算每个时相的每个顶点 $P_{ij}(t)$ 的回归平面的正交投影向量，并计算正交投影向量之间的角度以获取每个顶点的局部旋转角度 $P_{ij}(t)$ 的每个时间阶段到参考时间阶段。 Ž

【图 1】

