

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5762576号
(P5762576)

(45) 発行日 平成27年8月12日 (2015. 8. 12)

(24) 登録日 平成27年6月19日 (2015. 6. 19)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006. 01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 5/00 (2006. 01)

A 6 1 B 5/00

C

請求項の数 12 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2014-620 (P2014-620)
 (22) 出願日 平成26年1月6日 (2014. 1. 6)
 (62) 分割の表示 特願2009-274673 (P2009-274673)
 の分割
 原出願日 平成21年12月2日 (2009. 12. 2)
 (65) 公開番号 特開2014-97409 (P2014-97409A)
 (43) 公開日 平成26年5月29日 (2014. 5. 29)
 審査請求日 平成26年2月5日 (2014. 2. 5)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-19673 (P2009-19673)
 (32) 優先日 平成21年1月30日 (2009. 1. 30)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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 100103034
 弁理士 野河 信久
 (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、医用画像診断装置及び医用画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の心臓の三次元領域を超音波走査し、時系列のボリュームデータを取得するデータ取得ユニットと、

前記時系列のボリュームデータのうちの所定の時相のボリュームデータに対する追跡点を前記心臓に設定し、残りの時相のボリュームデータにおける前記追跡点の位置を追跡する追跡ユニットと、

追跡された前記追跡点の位置に基づいて形成した三角形の面積又は四面体の体積を用いて、前記心臓に関する局所的な領域の大きさを少なくとも2時相について演算する演算ユニットと、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記演算ユニットは、前記追跡点を構成する複数の構成点を結んで形成された三角形の面積又は四面体の体積を用いて、前記局所的な大きさを演算する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記演算ユニットは、前記少なくとも2時相における前記局所的な大きさの変化率を更に演算する請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記演算ユニットは、

10

20

前記追跡により取得された各時相毎の前記追跡点を構成する各点の位置に基づいて、前記心臓に関する局所的な膜の大きさを各時相毎に演算し、

前記各時相毎の前記心臓に関する局所的な膜の大きさに基づいて変化率を演算する請求項 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】

前記演算ユニットは、前記心臓に関する局所的な膜の大きさとして、心内膜と心外膜との間の局所的な大きさを演算する請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記時系列のポリウムデータは、前記心臓に圧力の印加、圧力の解放を行いながら取得されたもの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。

10

【請求項 7】

前記演算ユニットは、解剖学的基準に基づいて分類された領域を評価するための定量値を演算する請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記定量値に応じて色彩が割り当てられたカラー画像を前記時相毎に生成する画像生成ユニットと、

前記カラー画像を表示する表示ユニットと、

をさらに具備する請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

20

前記追跡点は、前記心臓の内膜もしくは外膜に対して設定され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。

【請求項 10】

被検体の心臓の三次元領域を超音波走査し、時系列のポリウムデータを記憶する記憶ユニットと、

前記時系列のポリウムデータのうちの所定の時相のポリウムデータに対する追跡点を前記心臓に設定し、残りの時相のポリウムデータにおける前記追跡点の位置を追跡する追跡ユニットと、

追跡された前記追跡点の位置に基づいて形成した三角形の面積又は四面体の体積を用いて、前記心臓に関する局所的な領域の大きさを少なくとも 2 時相について演算する演算ユニットと、

30

を具備する超音波画像処理装置。

【請求項 11】

被検体の心臓の三次元領域に関する時系列のポリウムデータを取得するデータ取得ユニットと、

前記時系列のポリウムデータのうちの所定の時相のポリウムデータに対する追跡点を前記心臓に設定し、残りの時相のポリウムデータにおける前記追跡点の位置を追跡する追跡ユニットと、

追跡された前記追跡点の位置に基づいて形成した三角形の面積又は四面体の体積を用いて、前記心臓に関する局所的な領域の大きさを少なくとも 2 時相について演算する演算ユニットと、

40

を具備する医用画像診断装置。

【請求項 12】

被検体の心臓の三次元領域に関する時系列のポリウムデータを記憶する記憶ユニットと、

前記時系列のポリウムデータのうちの所定の時相のポリウムデータに対する追跡点を前記心臓に設定し、残りの時相のポリウムデータにおける前記追跡点の位置を追跡する追跡ユニットと、

追跡された前記追跡点の位置に基づいて形成した三角形の面積又は四面体の体積を用いて、前記心臓に関する局所的な領域の大きさを少なくとも 2 時相について演算する演算ユ

50

ニットと、

を具備する医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心壁運動情報等の組織運動情報を取得することができる超音波診断装置、当該超音波診断装置によって取得された組織運動情報を用いて画像処理を行う超音波診断装置、超音波画像処理装置、医用画像診断装置及び医用画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

10

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】

一般に、心臓の心筋などの生体組織について、その機能を客観的かつ定量的に評価することは、その生体組織の診断にとって非常に重要である。近年、上述した超音波診断装置によって心臓の画像データを取得し、その画像データに基づく定量的な評価方法が提案されている。例えば特許文献1においては、画像のスペckルパターンを追跡することで、組織の変位や歪みなどの運動情報を求める手法が提案されている。この手法は、画像のスペckルパターンを用いてパターンマッチングを行うものであり、スペckルトラッキング (Speckle Tracking) と称されている。近年では、2次元の断層像に対するトラッキングだけでなく、三次元のボリュームデータに対する三次元トラッキングも行うことが可能となっている。具体例として心臓の心筋を評価する場合、三次元超音波診断装置を用いて心臓に対して超音波を送信することで、心時相ごとにボリュームデータを取得する。そして、三次元のスペckルトラッキングによってパターンマッチングを行うことで、内膜と外膜の変位を心時相ごとに求めることができる。そして、各心時相における内膜及び外膜の変位に基づいて、各時相における心筋の歪み (Strain) や、速度 (Velocity) などを求めることができる。これらの壁運動情報を求めることで心筋の壁運動の評価を行っている。

20

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2002-059160号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0005】

しかしながら、従来の三次元トラッキングで求めている上記 (歪み (Strain) や速度 (Velocity)) のような壁運動パラメータは2次元的なパラメータであり、三次元的なトラッキングによって求めた三次元の壁運動情報から2次元の情報に変換してしまっている。このため、三次元トラッキングによって算出した三次元の壁運動情報をユーザに十分に提供できていない。

【0006】

本発明は、三次元トラッキングによって算出した三次元の心内外膜面位置情報等の組織位置情報から、心内膜面や心外膜面の局所面積や心内外膜間の局所体積を算出し壁運動情報として用いることで、精度の高い三次元的かつ定量的な壁運動評価を可能とする超音波

50

診断装置、超音波画像処理装置、医用画像診断装置及び医用画像処理装置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】

【0007】

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。

【0008】

一実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の心臓の三次元領域を超音波走査し、時系列のボリュームデータを取得するデータ取得ユニットと、前記時系列のボリュームデータのうちの所定の時相のボリュームデータに対する追跡点を前記心臓に設定し、残りの時相のボリュームデータにおける前記追跡点の位置を追跡する追跡ユニットと、追跡された前記追跡点の位置に基づいて形成した三角形の面積又は四面体の体積を用いて、前記心臓に関する局所的な領域の大きさを少なくとも2時相について演算する演算ユニットと、を具備するものである。

10

一実施形態に係る超音波画像処理装置は、被検体の心臓の三次元領域を超音波走査し、時系列のボリュームデータを記憶する記憶ユニットと、前記時系列のボリュームデータのうちの所定の時相のボリュームデータに対する追跡点を前記心臓に設定し、残りの時相のボリュームデータにおける前記追跡点の位置を追跡する追跡ユニットと、追跡された前記追跡点の位置に基づいて形成した三角形の面積又は四面体の体積を用いて、前記心臓に関する局所的な領域の大きさを少なくとも2時相について演算する演算ユニットと、を具備するものである。

20

一実施形態に係る医用画像診断装置は、被検体の心臓の三次元領域に関する時系列のボリュームデータを取得するデータ取得ユニットと、前記時系列のボリュームデータのうちの所定の時相のボリュームデータに対する追跡点を前記心臓に設定し、残りの時相のボリュームデータにおける前記追跡点の位置を追跡する追跡ユニットと、追跡された前記追跡点の位置に基づいて形成した三角形の面積又は四面体の体積を用いて、前記心臓に関する局所的な領域の大きさを少なくとも2時相について演算する演算ユニットと、を具備するものである。

一実施形態に係る医用画像処理装置は、被検体の心臓の三次元領域に関する時系列のボリュームデータを記憶する記憶ユニットと、前記時系列のボリュームデータのうちの所定の時相のボリュームデータに対する追跡点を前記心臓に設定し、残りの時相のボリュームデータにおける前記追跡点の位置を追跡する追跡ユニットと、追跡された前記追跡点の位置に基づいて形成した三角形の面積又は四面体の体積を用いて、前記心臓に関する局所的な領域の大きさを少なくとも2時相について演算する演算ユニットと、を具備するものである。

30

【発明の効果】

【0012】

以上本発明によれば、三次元トラッキングによって算出した三次元の心内外膜面位置情報等の組織位置情報から、心内膜面や心外膜面の局所面積や心内外膜間の局所体積を算出し壁運動情報として用いることで、精度の高い三次元的かつ定量的な壁運動評価を可能とする超音波診断装置、超音波画像処理装置、医用画像診断装置及び医用画像処理装置を実現することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0013】

【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示したブロック図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る三次元的運動情報算出機能に従う処理（三次元的運動情報算出処理）の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、初期輪郭によって指定された心内外膜の三次元的な輪郭を構成する各点（構成点）の位置の一例を示した図である。

【図4】図4は、三次元的な輪郭を構成する各点の座標情報を用いた心内膜面の局所の面

50

積算出を説明するための図である。

【図5】図5は、第2の実施形態に係る三次元的運動情報算出処理の流れを示したフローチャートである。

【図6】図6は、第3の実施形態に係る三次元的運動情報算出処理の流れを示したフローチャートである。

【図7】図7は、第4の実施形態に係る三次元的運動情報算出処理の流れを示したフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本発明の第1実施形態乃至第4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。

【0015】

(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の構成を示したブロック図である。同図に示すように、本超音波診断装置11は、超音波プローブ10、送受信部12、信号処理部14、画像生成部16、記憶部18、表示制御部20、表示部22、操作部24、ネットワーク送受信部26、制御部28、画像処理部30、演算部40を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0016】

超音波プローブ10は、超音波送受信部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超音波振動子(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抑制するバックリング材等を有している。当該超音波プローブ10から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ10に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0017】

なお、本実施形態、第2、第3の実施形態においては、説明を具体的にするため、超音波プローブ10は、超音波振動子が二次元マトリックス状に配列された二次元アレイプローブであるとする。しかしながら、当該例に拘泥されず、超音波プローブ10は、例えば手動又は機械動作による揺動走査が可能な一次元アレイプローブを採用するようにしてもよい。

【0018】

送受信部12は、図示しないトリガ発生回路、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。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、プローブ12に駆動パルスを印加する。

【0019】

また、超音波受信部12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10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、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【 0 0 2 0 】

信号処理部 1 4 は、送受信部 1 2 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、画像生成部 1 6 に送信され、反射波の強度を輝度にて表した B モード画像として表示部 2 2 に表示される。また、信号処理部 1 4 は、送受信部 1 2 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【 0 0 2 1 】

画像生成部 1 6 は、一般的には、超音波スキヤンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキヤンコンバート）し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。

10

【 0 0 2 2 】

記憶部 1 8 は、例えばフリーズ画像、当該フリーズ画像より以前の複数フレームに対応する超音波画像を保存する。この記憶部 1 8 に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。記憶部 1 8 は、フリーズ画像、保存指示された画像、過去に取得された画像等を記憶する。さらに、記憶部 1 8 は、所定のスキヤンシーケンス、後述する三次元的運動情報算出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（被検体 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群を保管する。

20

【 0 0 2 3 】

表示部 2 2 は、スキヤンコンバータ 2 5 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報（B モード画像）、血流情報（平均速度画像、分散画像、パワー画像等）、これらの組み合わせを画像として表示する。

【 0 0 2 4 】

操作部 2 4 は、装置本体 1 1 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ROI）の設定指示、種々の画質条件設定指示、後述するビーム合成数や利用ビーム数の入力指示等を当該超音波診断装置 1 に取り込むための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が操作部 2 4 の終了ボタンや F R E E Z E ボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

30

【 0 0 2 5 】

制御部 2 8 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 1 の動作を制御する。制御部 2 8 は、記憶部 1 8 から後述する三次元的運動情報算出機能を実現するための専用プログラム、所定の画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出してメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する

ネットワーク送受信部 2 6 は、ネットワーク接続に関するインターフェースである。当該装置によっ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部 2 6 よって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【 0 0 2 6 】

40

画像処理部 3 1 は、輪郭追跡部 3 1、マーカ生成部 3 3 を有する。輪郭追跡部 3 1 は、時相が異なるボリュームデータ間のパターンマッチングを行うことで、各時相のボリュームデータ等毎に、心壁輪郭等の診断対象となる組織を三次元的に構成する各点の位置を追跡する。マーカ生成部 3 3 は、操作部 2 3 等を介した指示に基づいて、各時相のボリュームデータの所望の位置又は領域にマーカを設定する。

【 0 0 2 7 】

演算部 4 0 は、面積・体積算出部 4 1、変化率算出部 4 3、色決定部 4 5 を有している。面積・体積算出部 4 1 は、各時相において追跡すべき組織を三次元的に構成する各点の位置座標情報から、面積、体積等の当該組織の運動を評価するための定量値を算出する。変化率算出部 4 3 は、基準時相（例えば初期時相）から所望の時相までの面積又は体積の

50

変化率を算出する。色決定部 45 は、面積等の変化率の大きさに対応する色を各位置毎に決定する。

【0028】

(三次元的運動情報算出機能)

次に、本超音波診断装置 1 が有する三次元的運動情報算出機能について説明する。この機能は、各時相において診断対象となる組織を三次元的に構成する各点の位置座標情報を取得し、当該位置情報を用いて、診断対象となる組織の運動を評価するための定量値を算出し、所定の形態にて出力するものである。なお、本実施形態、及び第 2、第 3 の実施形態においては、説明を具体的にするため心臓を診断対象とする場合について説明する。しかしながら、当該例に拘泥されず、運動評価が必要な組織であればどのような臓器、部位を診断対象としてもよい。

10

【0029】

図 2 は、三次元的運動情報算出機能に従う処理(三次元的運動情報算出処理)の流れを示したフローチャートである。同図に従って、三次元的運動情報算出処理の内容を説明する。

【0030】

まず、ある被検体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 S1)。すなわち、ある被検体に関する心臓の所望の観察部位につき、心尖アプローチから二次元アレイプローブを用いて、ある時刻を基準とした時系列(少なくとも 1 心拍分)のボリュームデータが収集される。

20

【0031】

次に、制御部 28 は、操作部 24 を介した指示に基づいて、所定時相のボリュームデータに対して初期輪郭を設定する(ステップ S2)。すなわち、操作部 24 を介して所望の心時相が指定される。当該指定に応答して、制御部 28 は、当該時相のボリュームデータに MPR 処理(Multi Planer Reconstruction)を施すことにより MPR 画像(任意断面の画像データ)を生成し表示部 22 に表示する。表示された MPR 画像上には、心臓の内膜や外膜の他、乳頭筋や腱索などが表されている。操作者は、表示された MPR 画像を観察しながら、心臓のボリュームデータに表されている乳頭筋や腱索が含まれないように、操作部 24 を介して心臓の内膜輪郭を指定する。このような指定を当該時相の他の複数の MPR 画像上において実行することで、内膜の三次元的な輪郭がボリュームデータ上において設定される。また、外膜についても同様に、当該時相の複数の MPR 画像上において操作部 24 を介して心臓の外膜輪郭を指定することで、設定される。

30

【0032】

操作者によって所定の心時相における三次元的な輪郭が指定されると、輪郭追跡部 31 は、スペckルパターンを用いた 2 つのボリュームデータ間のパターンマッチングによって、各心時相で取得されたボリュームデータごとに、初期輪郭によって指定された心内外膜の三次元的な輪郭を構成する各点(構成点)の位置を図 3 に示すように求める。そして、輪郭追跡部 31 は、内外膜の三次元的な輪郭の構成点を時間的に追跡(トラッキング)し、各時相における内膜と外膜の三次元的な輪郭を構成点の座標情報を取得する(ステップ S3)。

40

【0033】

次に、面積・体積算出部 41 は、各心時相における心内膜と心外膜の三次元的な輪郭を構成する各点の座標情報から、例えば心内膜面の局所の面積を求める(ステップ S4)。面積は、図 4 に示すように三次元的な輪郭を構成する各点の座標情報から算出する。例えば、3 辺の長さから三角形の面積を算出するヘロンの公式を用いて心内膜の局所面積を算出してもよい。ヘロンの公式とは、3 辺の長さをそれぞれ a、b、c とした時に、次の式(1)によって面積 S を算出するものである。なお、a、b、c は三次元的な輪郭を構成する各点の座標情報から算出可能である。

【数 1】

$$s = \{s(s-a)(s-b)(s-c)\}^{1/2} \quad \dots(1)$$

ここで、

$$s = \frac{1}{2}(a+b+c)$$

【0034】

10

次に、変化率算出部 43 は、算出した面積から、初期時相における面積からの変化率を算出する（ステップ S5）。なお、時相 t における面積を $S(t)$ とすると、面積変化率は $\{S(t) - S(0)\} / S(0)$ の値を計算することで求めることができる。

【0035】

次に、色決定部 45 は、面積変化率の大きさに対応する色を決定する。表示制御部 20 は、各心時相における各箇所座標情報と、その箇所に割り当てられた色を示す情報を用いて、ボリューム像、MPR 画像、Polar-Map 画像等と重畳させて面積変化率を表示部 22 にカラー表示する（ステップ S6）。このカラー表示においては、例えば面積変化率の符号の「+」を寒色系の色（例えば青色）、「-」を暖色系の色（例えば赤色）、変化量の大きさを輝度（ないし色相であっても良い）で表現するものとする。すると、心臓のポンプ機能が十分に保たれている正常心筋では、内膜面の面積は収縮期において減少するため、暖色系の色を示し、かつ収縮末期までに徐々にその輝度が増加し、拡張早期にはその輝度が急激に減少する。一方、心筋虚血が誘発され収縮能の低下部位が出現すると、その領域での面積変化率が低下するため、収縮期の輝度の増加の程度が正常心筋に比べて小さく、また収縮末期での暖色系の輝度が低くなる。拡張能が低下している部位では、正常心筋に比べて拡張早期の輝度の減少割合が小さくなる。これにより、収縮能異常部位および拡張能異常部位が容易かつ三次元的定量的に正常心筋と区別できる。

20

【0036】

（効果）

本超音波診断装置によれば、各時相において診断対象となる組織を三次元的に構成する各点の位置座標情報を取得し、当該位置情報を用いて、診断対象となる組織の運動を評価するための定量値を算出し、所定の形態にて出力する。従って、三次元的なトラッキングによって取得された壁運動情報を二次元情報に変換せず、三次元的な位置座標情報を用いて運動評価のための定量値を算出しているため、より精度の高い医療情報を提供することができる。

30

【0037】

（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。本実施形態に係る超音波診断装置 1 では、各心時相における心内膜と心外膜の三次元的な輪郭を構成する各点の座標情報から、心内膜面と心外膜面の間の局所の体積を求めるものである。

40

【0038】

図 5 は、本実施形態に係る三次元的運動情報算出処理の流れを示したフローチャートである。第 1 の実施形態での処理（図 2 に示した処理）と比較した場合、ステップ S14、ステップ S15 の内容が異なる。以下、ステップ S14、ステップ S15 の内容について説明する。

【0039】

面積・体積算出部 41 は、各心時相における心内膜と心外膜の三次元的な輪郭を構成する各点の座標情報から、例えば心内膜面と心外膜面との間の体積を求める（ステップ S14）。体積は、第 1 の実施形態と同様に、三次元的な輪郭を構成する各点の座標情報から算出する。例えば、四面体の体積を算出できる以下の式を用いてもよい。四面体の 4 頂点

50

O、A、B、Cの座標をそれぞれO(0, 0, 0)、A(x₁, y₁, z₁)、B(x₂, y₂, z₂)、C(x₃, y₃, z₃)とした時に、四面体OABCの体積Vは、以下の式(2)となる。

【数2】

$$V = \frac{1}{6} \begin{vmatrix} x_1 & y_1 & z_1 & 1 \\ x_2 & y_2 & z_2 & 1 \\ x_3 & y_3 & z_3 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \text{の絶対値} \quad \dots(2)$$

10

【0040】

O、A、B、Cの各点は三次元的な輪郭を構成する各点の座標情報であるため、上記式(2)により体積を算出することができる。また、各辺の長さを求めてから空間のヘロンの公式を用いて体積を算出してもよい。

【0041】

次に、変化率算出部43は、算出した体積から、初期時相における体積からの変化率を算出する(ステップS15)。なお、時相tにおける体積をV(t)とすると、体積変化率は{V(t) - V(0)} / V(0)の値を計算することで求めることができる。

【0042】

次に、色決定部45は、体積変化率の大きさに対応する色を決定する。表示制御部20は、各心時相における各箇所座標情報と、その箇所に割り当てられた色を示す情報を用いて、ボリューム像、MPR画像、Polar-Map画像等と重畳させて体積変化率を表示部22にカラー表示する(ステップS16)。

20

【0043】

以上述べた構成によれば、各時相において診断対象となる組織を三次元的に構成する各点の位置座標情報を取得し、当該位置情報を用いて、運動する器官の運動情報として心内膜面と心外膜面との間の局所の体積を求め、これに基づいてその変化率を演算する。従って、第1の実施形態と同様に、三次元的なトラッキングによって取得された壁運動情報を二次元情報に変換せず、三次元的な位置座標情報を用いて運動評価のための定量値を算出しているため、より精度の高い医療情報を提供することができる。

30

【0044】

(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。本実施形態に係る超音波診断装置1では、各心時相における心内膜と心外膜の三次元的な輪郭を構成する各点の座標情報から、心内膜面と心外膜面との間の局所の面積を求めるものである。

【0045】

図6は、本実施形態に係る三次元的運動情報算出処理の流れを示したフローチャートである。第1の実施形態での処理(図2に示した処理)と比較した場合、ステップS24、ステップS25の内容が異なる。以下、ステップS24、ステップS25の内容について説明する。

40

【0046】

面積・体積算出部41は、各心時相における心内膜と心外膜の三次元的な輪郭を構成する各点の座標情報から、心内膜面と心外膜面との間の局所の面積を求める(ステップS24)。面積は、第1の実施形態と同様に、例えば3辺の長さから三角形の面積を算出するヘロンの公式を用いて心内膜面と心外膜面との間の局所面積を算出する。

【0047】

次に、変化率算出部43は、算出した面積から、初期時相における面積からの変化率を算出する(ステップS25)。なお、第1の実施形態と同様に、時相tにおける面積をS(t)とすると、面積変化率は{S(t) - S(0)} / S(0)の値を計算することで

50

求めることができる。

【0048】

次に、色決定部45は、心内膜面と心外膜面との間の局所面積変化率の大きさに対応する色を決定する。表示制御部20は、各心時相における各箇所の座標情報と、その箇所に割り当てられた色を示す情報を用いて、ボリューム像、MPR画像、Polar-Map画像等と重畳させて局所的な面積変化率を表示部22にカラー表示する(ステップS26)。

【0049】

以上述べた構成によれば、各時相において診断対象となる組織を三次元的に構成する各点の位置座標情報を取得し、当該位置情報を用いて、運動する器官の運動情報として心内膜面と心外膜面局所との間の面積を求め、これに基づいてその変化率を演算する。従って、第1、第2の実施形態と同様に、三次元的なトラッキングによって取得された壁運動情報を二次元情報に変換せず、三次元的な位置座標情報を用いて運動評価のための定量値を算出しているため、より精度の高い医療情報を提供することができる。

10

【0050】

(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。本実施形態に係る超音波診断装置1では、被検体の表在部位を診断対象とし、二次元アレイプローブを用いて表在組織に圧力を印加、開放することで発生する変化に基づいて局所領域の弾性(硬さ)を評価する弾性診断(エストグラフィ)を行う場合において、第1乃至第3の実施形態に係る三次元的運動情報算出処理を適用するものである。なお、本実施形態では、説明を具体的にするため、第1の実施形態に係る三次元的運動情報算出処理を弾性診断に適用する場合について説明する。

20

【0051】

図7は、本実施形態に係る三次元的運動情報算出処理の流れを示したフローチャートである。

【0052】

まず、ある被検体の表在部位について、二次元アレイプローブを用いて圧力を加えながら時系列のボリュームデータ群が収集される(ステップS31)。次に、制御部28は、操作部24を介した指示に基づいて、所定時相のボリュームデータの全領域或いは関心領域に対して、格子状或いは環状の初期輪郭を設定する(ステップS32)。輪郭追跡部31は、スペckルパターンを用いた(時相の異なる)2つのボリュームデータ間のパターンマッチングによって、各心時相で取得されたボリュームデータごとに、設定された初期輪郭を構成する各点(構成点)の位置を求める。そして、輪郭追跡部31は、初期輪郭の構成点を時間的に追跡(トラッキング)し、各時相における輪郭の構成点の座標情報を取得する(ステップS33)。

30

【0053】

面積・体積算出部41は、各心時相における輪郭を構成する各点の座標情報から、輪郭の面積を求める(ステップS34)。なお、面積は、第1の実施形態と同様に、例えば3辺の長さから三角形の面積を算出するヘロンの公式を用いて算出することができる。変化率算出部43は、算出した体積から、初期時相における面積からの変化率を算出する(ステップS35)。

40

【0054】

色決定部45は、輪郭の面積変化率の大きさに対応する色を決定する。表示制御部20は、各心時相における各箇所の座標情報と、その箇所に割り当てられた色を示す情報を用いて、ボリューム像、MPR画像、Polar-Map画像等と重畳させて局所的な面積変化率を表示部22にカラー表示する(ステップS36)。

【0055】

以上述べた構成によれば、弾性診断において、各時相において診断対象となる組織を三次元的に構成する各点の位置座標情報を取得し、当該位置情報を用いて、関心領域等の初

50

期輪郭の面積を求め、これに基づいてその変化率を演算する。従って、第1乃至第3の実施形態と同様に、三次元的なトラッキングによって取得された壁運動情報を二次元情報に変換せず、三次元的な位置座標情報を用いて運動評価のための定量値を算出しているため、より精度の高い医療情報を提供することができる。これにより、例えば悪性腫瘍部位は正常部位に比べて硬いため、面積変化率は正常部位に比べて小さく表示されるため、正常部位と悪性部位の判別が容易になる。

【0056】

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、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。

【0057】

また、上記各実施形態においては、超音波診断装置を用いて取得された少なくとも1心拍以上に関する心臓の動画データを用いて、上記運動情報算出機能に従う処理を実行する場合を例示した。しかしながら、本発明の技術的思想は、当該例に限定されるものではない。例えば、X線コンピュータ断層撮影装置、磁気共鳴イメージング装置等に代表される超音波診断装置以外の医用画像診断装置を用いて少なくとも1心拍以上に関する心臓の動画データを用いても、上記各実施形態に従う運動情報算出機能に従う処理を実行することは可能である。さらに、これらの医用画像診断装置によって取得された画像データをPCやワークステーションなどコンピュータに転送し、医用画像診断装置とは切り離して行っても良い。

【0058】

さらに、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】

【0059】

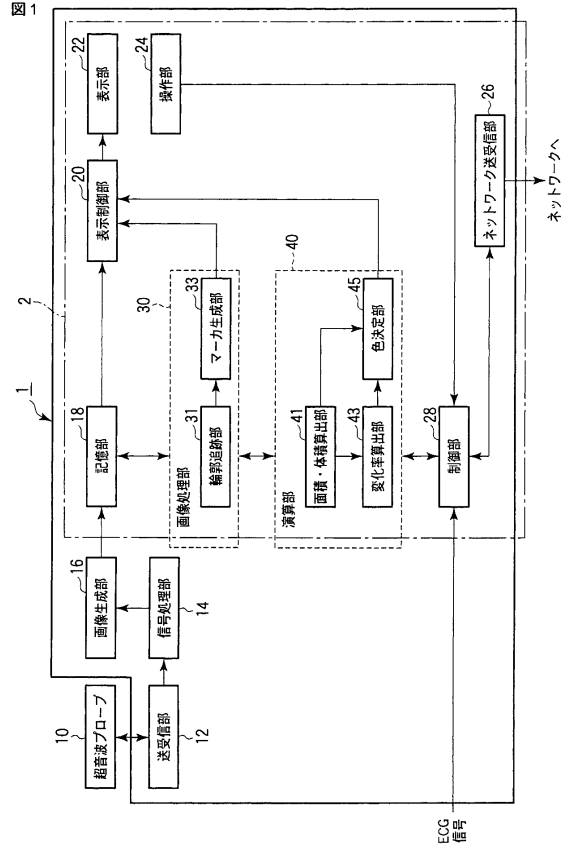
三次元トラッキングによって算出した三次元の心内外膜面位置情報等の組織位置情報から、心内膜面や心外膜面の局所面積や心内外膜間の局所体積を算出し壁運動情報として用いることで、精度の高い三次元的かつ定量的な壁運動評価を可能とする超音波診断装置、超音波画像処理装置、医用画像診断装置及び医用画像処理装置を実現することができる。

【符号の説明】

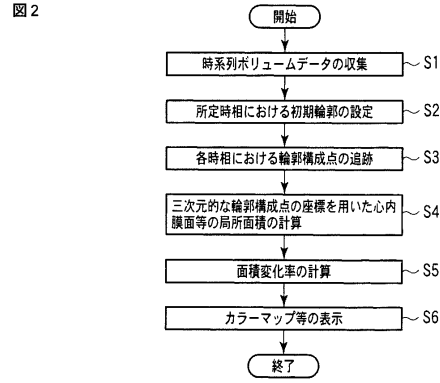
【0060】

1 ... 超音波診断装置、10 ... 超音波プローブ、送受信部 ... 10、14 ... 信号処理部、16 ... 画像生成部、18 ... 記憶部、20 ... 表示制御部、22 ... 表示部、24 ... 操作部、26 ... ネットワーク送受信部、28 ... 制御部、30 ... 画像処理部、31 ... 輪郭追跡部、33 ... マーカ生成部、40 ... 演算部、41 ... 面積・体積算出部、43 ... 変化率算出部、45 ... 色決定部

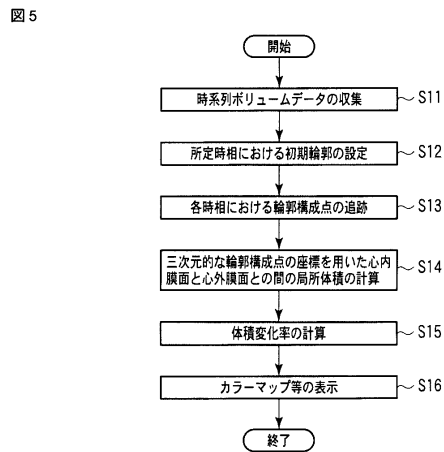
【図 1】



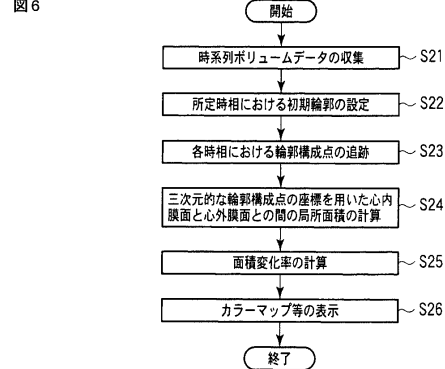
【図 2】



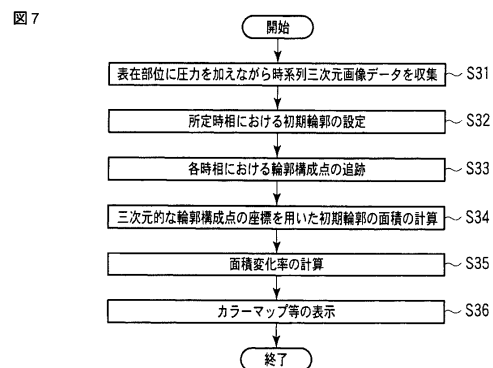
【図 5】



【図 6】

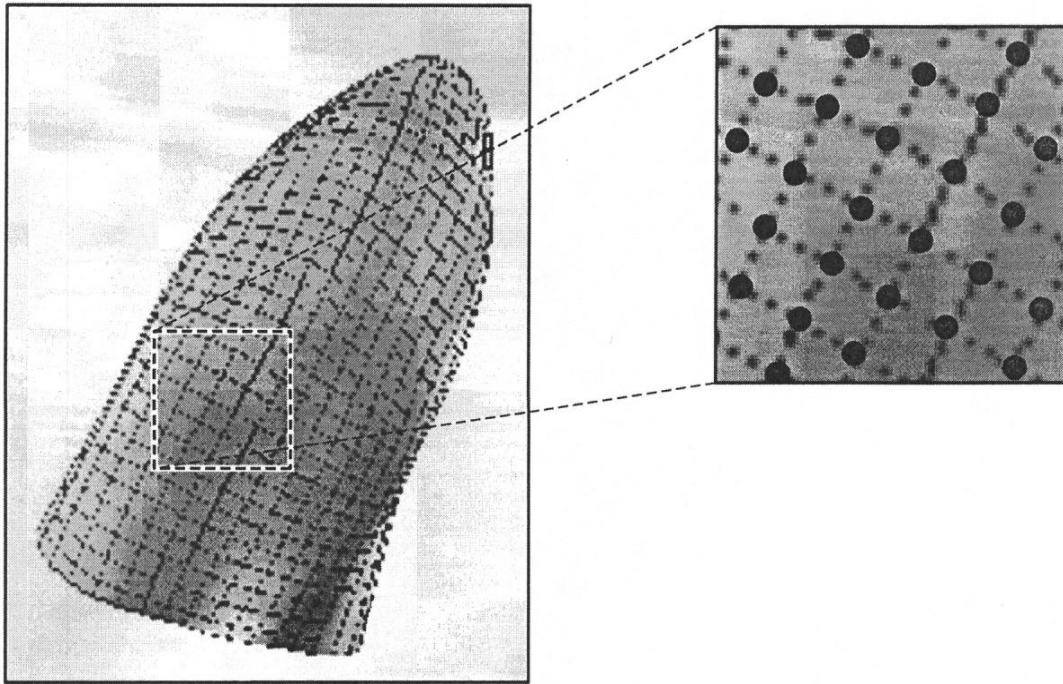


【図 7】



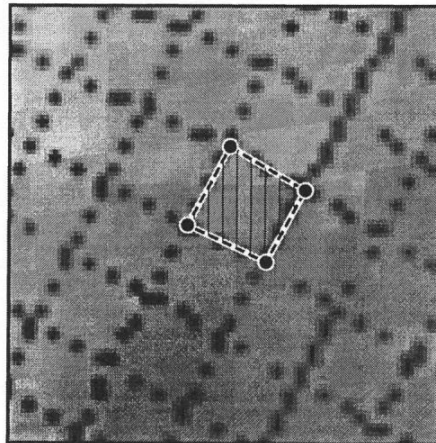
【図 3】

図 3



【図 4】

図 4



フロントページの続き

- (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 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (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
- (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社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平 0 9 - 1 3 1 3 4 5 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 7 5 0 4 1 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 1 3 6 5 1 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 9 5 0 0 2 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 2 2 5 3 3 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 3 0 1 9 2 0 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 0 0 4 4 8 (J P , A)
特表 2 0 0 4 - 5 3 5 8 7 1 (J P , A)
特表 2 0 0 8 - 5 2 2 6 6 1 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 7 / 1 4 1 0 3 8 (W O , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 0 2 / 0 1 7 8 8 3 3 (U S , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 0 9 / 0 0 5 4 4 3 8 (U S , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 1 0 3 6 5 7 (U S , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 8
A 6 1 B 5 / 0 0

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置，医用图像诊断装置以及医用图像处理装置		
公开(公告)号	JP5762576B2	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	JP2014000620	申请日	2014-01-06
[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	大内啓之 橋本新一 阿部康彦 川岸哲也		
发明人	大内 啓之 橋本 新一 阿部 康彦 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/00		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/00.C		
F-TERM分类号	4C117/XK15 4C117/XK18 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK30		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2009019673 2009-01-30 JP		
其他公开文献	JP2014097409A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 甲从组织位置的信息，例如由三维跟踪计算出的三维心脏心外膜表面的位置信息，计算局部区域和心内膜和心内膜表面或心外膜表面的壁运动的心外膜之间的局部体积本发明提供一种超声波诊断装置，其能够使用信息作为精确的三维定量壁运动评价。A获得的位置，通过使用位置信息的坐标的每个构成三维组织被诊断在各时相的各点的信息，量化来评估组织的移动被诊断并以预定的形式输出。因此，不把由三维跟踪在二维信息获取的壁运动的信息，因为它使用的三维位置坐标信息计算用于运动估计的定量值，更准确可以提供高医疗信息。 .The

(21) 出願番号	特願2014-620 (P2014-620)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成26年1月6日 (2014. 1. 6)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2009-274673 (P2009-274673)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
	の分割	(73) 特許権者	594164542
原出願日	平成21年12月2日 (2009. 12. 2)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-97409 (P2014-97409A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成26年5月29日 (2014. 5. 29)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成26年2月5日 (2014. 2. 5)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2009-19673 (P2009-19673)	(74) 代理人	100109830
(32) 優先日	平成21年1月30日 (2009. 1. 30)		弁理士 福原 淑弘
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
最終頁に続く			