

(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2004-195028

(P2004-195028A)

(43) 公開日 平成16年7月15日(2004.7.15)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08	A 6 1 B 8/08	4 C 3 0 1
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 0
G 0 6 T 3/00	G 0 6 T 1/00 3 1 5	5 B 0 5 7
G 0 6 T 7/20	G 0 6 T 3/00 3 0 0	5 L 0 9 6
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 13 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2002-368973 (P2002-368973)

(22) 出願日 平成14年12月19日 (2002.12.19)

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号

(74) 代理人 100075258

弁理士 吉田 研二

(74) 代理人 100096976

弁理士 石田 純

(72) 発明者 村下 賢

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

Fターム(参考) 4C301 BB13 DD07 JC08 JC12 KK16

4C601 BB03 DD15 DD26 DD27 JC09

JC15 JC18 JC19 JC25 KK21

最終頁に続く

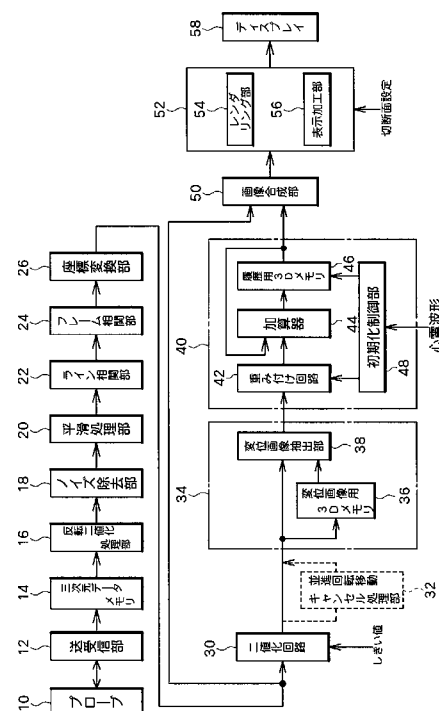
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】精度よく対象組織の異常運動を診断可能な三次元超音波診断装置を提供する。

【解決手段】変位画像抽出部38は、変位画像用3Dメモリ36に記録された1時相前のボリュームの二値化画像と、二値化回路30から出力される最新時相のボリュームの二値化画像との比較を行い、時相間における二値化画像の相違部分である変位画像を要素画像として抽出する。重み付け回路42は、要素画像に対して、その時相に対応した色付け処理を行って加算器44に出力し、加算器44において最新の要素画像に履歴用3Dメモリ46に記録されている過去の要素履歴画像が加算される。要素履歴画像は画像合成部50および表示画像形成部52を経由してディスプレイ58に表示される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して各時相毎に三次元超音波画像を形成する画像形成手段と、
前記各時相毎の三次元超音波画像に基づいて、前記対象組織に関する時系列順の複数の三次元要素画像を形成する要素画像形成手段と、
前記時系列順の複数の三次元要素画像を空間的に多重合成した三次元多重画像を形成する多重画像形成手段と、
前記三次元多重画像を平面上に投影して二次元表示画像を形成する二次元表示画像形成手段と、
前記二次元表示画像を表示する表示手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、
前記要素画像形成手段は、前記三次元要素画像として、前記時相間における前記対象組織の外形変化を表した三次元変化像を形成する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波診断装置であって、
前記三次元変化像は、最新の時相の三次元超音波画像における対象組織の画像と、過去の時相の三次元超音波画像における該対象組織の画像との相違部分である、ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、
前記要素画像形成手段は、前記三次元要素画像として、前記各時相の三次元超音波画像毎に前記対象組織の輪郭を表した三次元輪郭像を形成する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 記載の超音波診断装置であって、
前記三次元輪郭像は、前記各時相の三次元超音波画像を構成する複数のボクセルの中で、隣接するボクセルとして少なくとも一つの非対象組織ボクセルを有する対象組織ボクセルの集合である、ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、
前記対象組織の切断面を設定する切断面設定手段をさらに有し、
前記二次元表示画像は、前記三次元多重画像の前記切断面部分で構成される切断面画像を含む、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 いずれか 1 項記載の超音波診断装置であって、
前記二次元表示画像は、ボリュームレンダリング法を利用して前記三次元多重画像を平面上に投影して形成される、ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 8】

対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して各時相毎に三次元超音波画像を取り込む送受波手段と、
前記各時相毎の三次元超音波画像に、前記対象組織の構造に基づいた基準点を特定する基準点特定手段と、
前記特定された基準点に基づいて、前記対象組織についての時相間における移動量を演算する移動量演算手段と、
前記各時相毎の三次元超音波画像に基づいて、前記移動量を補正しつつ、前記対象組織に関する時系列順の複数の三次元要素画像を形成する要素画像形成手段と、
前記時系列順の複数の三次元要素画像を空間的に多重合成して三次元多重画像を形成する

50

多重画像形成手段と、
前記三次元多重画像を平面上に投影して二次元表示画像を形成する二次元表示画像形成手段と、
前記二次元表示画像を表示する表示手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の超音波診断装置であって、
前記三次元要素画像は、最新の時相の三次元超音波画像における対象組織の画像と、過去の時相の三次元超音波画像における該対象組織の画像との相違部分である、ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 10】

対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して各時相毎に三次元超音波画像を取り込む送受波手段と、
前記各時相毎の三次元超音波画像に、前記対象組織の構造に基づいた基準点を特定する基準点特定手段と、
前記特定された基準点に基づいて、前記対象組織についての時相間における移動量を演算する移動量演算手段と、
前記各時相毎の三次元超音波画像に基づいて、前記対象組織に関する時系列順の複数の三次元要素画像を形成する要素画像形成手段と、
前記時系列順の複数の三次元要素画像を、前記移動量を補正しつつ空間的に多重合成して三次元多重画像を形成する多重画像形成手段と、
前記三次元多重画像を平面上に投影して二次元表示画像を形成する二次元表示画像形成手段と、
前記二次元表示画像を表示する表示手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 11】

請求項 10 記載の超音波診断装置であって、
前記三次元要素画像は、前記各時相の三次元超音波画像を構成する複数のボクセルの中で、隣接するボクセルとして少なくとも一つの非対象組織ボクセルを有する対象組織ボクセルの集合である、ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に三次元超音波画像を用いて対象組織の運動を測定・診断するための超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

対象組織の異常運動、例えば心臓の拡張・収縮運動における異常運動を診断するために超音波診断装置が利用されている。対象組織の異常運動を診断するためには、対象組織の運動を精度良く診断可能な超音波診断装置を利用することが望ましい。この目的を達成するために、従来の超音波診断装置は、二次元超音波画像において対象組織の輪郭を明瞭にした像をフレーム毎に取得して過去のフレームの像と最新フレームの像との相違に応じた変位画像を経時的に順次合成した変位履歴画像を表示していた（例えば、特許文献 1 参照）。この機能を有する二次元超音波診断装置により、対象組織の異常運動や異常発生位置等を極めて感度よく検出することが可能であった。

40

【0003】

【特許文献 1】

特許第 3045642 号公報

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

50

超音波技術の進歩に伴い、三次元空間内の対象組織を立体的に表現できる三次元超音波診断装置を利用した診断が現実のものとなっている。三次元超音波診断装置の優位性は心臓の超音波診断においても顕著である。つまり、三次元超音波診断装置を利用して心臓の拡張・収縮運動を観察することで、二次元超音波診断装置では困難な立体形状把握に基づいた診断を行うことが可能になる。三次元超音波診断装置の優位性は、上述の従来の超音波診断装置における変位履歴画像についても同様であり、三次元による変位履歴画像の形成が可能になれば、さらに精度よく心臓の異常運動を診断することが可能になる。

【0005】

そこで、本発明は、精度よく対象組織の異常運動を診断可能な三次元超音波診断装置を提供することを目的とする。

10

【0006】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して各時相毎に三次元超音波画像を形成する画像形成手段と、前記各時相毎の三次元超音波画像に基づいて、前記対象組織に関する時系列順の複数の三次元要素画像を形成する要素画像形成手段と、前記時系列順の複数の三次元要素画像を空間的に多重合成した三次元多重画像を形成する多重画像形成手段と、前記三次元多重画像を平面上に投影して二次元表示画像を形成する二次元表示画像形成手段と、前記二次元表示画像を表示する表示手段と、を有するものとする。

【0007】

20

望ましくは、前記要素画像形成手段は、前記三次元要素画像として、前記時相間における前記対象組織の外形変化を表した三次元変化像を形成するものとする。上記構成において、時相間における対象組織の外形変化を表す際、全ての時相を対象として各時相間の外形変化を表してもよく、また、任意の時相を対象として任意の時相間のみの外形変化を表してもよい。例えば、対象組織が心臓の場合、心臓の収縮拡張運動の指標となる心電図波形を利用して、任意の時相を抽出するのが好適である。

【0008】

望ましくは、前記三次元変化像は、最新の時相の三次元超音波画像における対象組織の画像と、過去の時相の三次元超音波画像における該対象組織の画像との相違部分とする。

【0009】

30

上記構成によれば、三次元変化像が対象組織の運動状態を反映したものであり、しかも時系列順に形成される三次元変化像が多重合成されて表示されるため、対象組織の運動状態の把握に好適であり、対象組織の異常運動の診断への利用価値が高い。

【0010】

望ましくは、前記要素画像形成手段は、前記三次元要素画像として、前記各時相の三次元超音波画像毎に前記対象組織の輪郭を表した三次元輪郭像を形成するものとする。

【0011】

上記構成によれば、多重合成される三次元要素画像が対象組織の輪郭像であるため、対象組織の外面形状変化の把握に好適であり、対象組織の異常な形状変化を診断するのに好適である。

40

【0012】

望ましくは、前記三次元輪郭像は、前記各時相の三次元超音波画像を構成する複数のボクセルの中で、隣接するボクセルとして少なくとも一つの非対象組織ボクセルを有する対象組織ボクセルの集合とする。

【0013】

望ましくは、前記対象組織の切断面を設定する切断面設定手段をさらに有し、前記二次元表示画像は、前記三次元多重画像の前記切断面部分で構成される切断面画像を含むものとする。

【0014】

上記構成において、切断面はユーザが所望の位置に設定可能なものとする。

50

【0015】

上記構成によれば、ユーザは対象組織に関する三次元多重画像を任意の方向から輪切りにして観察することができる。

【0016】

望ましくは、前記二次元表示画像は、ボリュームレンダリング法を利用して前記三次元多重画像を平面上に投影して形成されるものとする。

【0017】

(2) また、上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して各時相毎に三次元超音波画像を取り込む送受波手段と、前記各時相毎の三次元超音波画像に、前記対象組織の構造に基づいた基準点を特定する基準点特定手段と、前記特定された基準点に基づいて、前記対象組織についての時相間における移動量を演算する移動量演算手段と、前記各時相毎の三次元超音波画像に基づいて、前記移動量を補正しつつ、前記対象組織に関する時系列順の複数の三次元要素画像を形成する要素画像形成手段と、前記時系列順の複数の三次元要素画像を空間的に多重合成して三次元多重画像を形成する多重画像形成手段と、前記三次元多重画像を平面上に投影して二次元表示画像を形成する二次元表示画像形成手段と、前記二次元表示画像を表示する表示手段と、を有するものとする。

10

【0018】

上記構成によれば、対象組織全体の時相間の移動量が補正されて、好適には完全にキャンセルされた画像が形成されるため、例えば心臓のように心臓自身の収縮・拡張運動と他組織の影響による心臓全体の移動とが合成された運動を行う場合でも、心臓自身の収縮・拡張運動のみに基づく三次元要素画像が取得できる。このため、心筋梗塞部位の診断などに極めて好適である。

20

【0019】

望ましくは、前記三次元要素画像は、最新の時相の三次元超音波画像における対象組織の画像と、過去の時相の三次元超音波画像における該対象組織の画像との相違部分とする。

【0020】

(3) また、上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、対象組織を含む三次元空間に対して超音波を送受波して各時相毎に三次元超音波画像を取り込む送受波手段と、前記各時相毎の三次元超音波画像に、前記対象組織の構造に基づいた基準点を特定する基準点特定手段と、前記特定された基準点に基づいて、前記対象組織についての時相間における移動量を演算する移動量演算手段と、前記各時相毎の三次元超音波画像に基づいて、前記対象組織に関する時系列順の複数の三次元要素画像を形成する要素画像形成手段と、前記時系列順の複数の三次元要素画像を、前記移動量を補正しつつ空間的に多重合成して三次元多重画像を形成する多重画像形成手段と、前記三次元多重画像を平面上に投影して二次元表示画像を形成する二次元表示画像形成手段と、前記二次元表示画像を表示する表示手段と、を有するものとする。

30

【0021】

望ましくは、前記三次元要素画像は、各時相の三次元超音波画像を構成する複数のボクセルの中で隣接するボクセルとして少なくとも一つの非対象組織ボクセルを有する対象組織ボクセルの集合とする。

40

【0022】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0023】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。送受信部12は、対象組織である心臓左室を含む空間内にプローブ10を介して超音波を送受波する。そして、心臓左室を含む三次元空間内におけるエコーデータを各時相のボリューム毎に取得して三次元データメモリ14に記憶する。反転二値化処理部16は、三次元データメモリ14に納められた各ボクセルのエコーデ

50

ータのエコー値に対して反転処理および二値化処理を施す。つまり、比較的エコー値が小さい左室内の心腔部に相当するボクセルを高輝度値のボクセルとし、比較的エコー値が大きいその他の部位に相当するボクセルを低輝度値のボクセルとする。反転二値化処理された高低二種の輝度値を有する各ボクセルは、ノイズ除去部 18、平滑処理部 20、ライン相関部 22 およびフレーム相関部 24 において、主に高周波ノイズ成分の除去を目的とした画像処理が実行される。

【0024】

ノイズ除去部 18 は、空間的に孤立して存在する輝度値の異なるボクセルをノイズと判断してその輝度値を変換する。例えば対象ボクセルの輝度値とそのボクセルに空間的に隣接する周囲 26 個全てのボクセルの輝度値とが異なる場合、孤立して異なる輝度値を持つ対象ボクセルを周囲ボクセルと同じ輝度値に変換する。平滑処理部 20 は、ノイズ除去部 18 から出力される各ボクセルの輝度値に対して、対象ボクセルとそのボクセルに隣接する周囲 26 個のボクセルとの輝度値の平均値を算出し、算出結果を新たに対象ボクセルの輝度値とする。ライン相関部 22 は、平滑処理部 20 から出力される各ボクセルの輝度値に対して、ある時相のボリュームを構成する二次元フレーム内においてライン間での平均化処理を実施する。また、フレーム相関部 24 は、各ボクセルの輝度値に対して、ある時相のボリュームを構成する二次元フレーム間において平均化処理を実施する。平滑処理部 20、ライン相関部 22 およびフレーム相関部 24 において様々な輝度値に変換された各ボクセルは座標変換部 26 に出力される。座標変換部 26 は、各ボクセルの座標値をプローブを基準とした R, θ, ϕ 座標系から立方体を基準とした X, Y, Z 座標系に座標変換する。

【0025】

二値化回路 30 は比較器などから構成され、所定しきい値に基づいて座標変換部 26 から出力される様々な輝度値からなる超音波画像を二値化処理して、左室内の心腔部に対応するボクセルとその他の部位に対応するボクセルとの二種類のボクセルからなる二値化画像を形成し、要素画像形成ブロック 34 に出力する。なお、二値化回路 30 の出力は、並進回転移動キャンセル処理部 32 を経由して要素画像形成ブロック 34 に入力されてもよい。並進回転移動キャンセル処理部 32 の詳細については後に図 6 を利用して説明する。

【0026】

要素画像形成ブロック 34 は、二値化回路 30 から出力される二値化画像に基づいて、左室内の心腔部に関する時系列順の複数の要素画像を形成するものであり、変位画像用 3D メモリ 36 および変位画像抽出部 38 で構成される。変位画像用 3D メモリ 36 は、二値化回路 30 から出力される二値化画像を各時相のボリューム毎に記録する。変位画像抽出部 38 は、変位画像用 3D メモリ 36 に記録された 1 時相前のボリュームの二値化画像と、二値化回路 30 から出力される最新時相のボリュームの二値化画像との比較を行い、時相間おける二値化画像の相違部分である変位画像を要素画像として抽出する。つまり、左室の収縮・拡張運動に伴う 1 時相間における心腔部の変位部分の画像が抽出される。なお、最新時相のボリュームと比較するボリュームは過去の時相のボリュームであればよく 1 時相前のものには限らない。要素画像形成ブロック 34 において各時相毎に形成された要素画像である変位画像は要素履歴画像形成ブロック 40 に出力される。なお、要素画像形成ブロック 34 については別の実施形態が存在するため、これについては図 3 を利用して後に詳述する。

【0027】

要素履歴画像形成ブロック 40 は、要素画像形成ブロック 34 で形成された要素画像を空間的に多重合成するものであり、重み付け回路 42、加算器 44、履歴用 3D メモリ 46 および初期化制御部 48 で構成される。重み付け回路 42 は、要素画像形成ブロック 34 から各時相毎に出力される要素画像に対して、その時相に対応した色付け処理を行って加算器 44 に出力する。つまり、各時相に対応した色が予め設定されているテーブルに基づいて、その時相に対応する色を選択して要素画像に色付け処理を行う。色付け処理された各時相の要素画像は、加算器 44 において最新の要素画像に履歴用 3D メモリ 46 に記録

されている過去の要素履歴画像が加算される。そして新たな要素履歴画像として履歴用 3Dメモリ 46 に保存される。このようにして、要素画像が経時的に合成された要素履歴画像は画像合成部 50 に出力される。

【0028】

初期化制御部 48 は、重み付け回路 42 および履歴用 3Dメモリ 46 を制御して要素履歴画像の履歴取得期間を制御する。初期化制御部 48 には心臓心筋の運動を診断するための心電波形が入力され、心電波形における R 波の発生に履歴取得開始時点を同期させている。R 波は左室の拡張末期に発生するため R 波に同期して要素画像の抽出を開始することで、常に左室の拡張末期からの変位に基づく要素履歴画像を形成することができる。なお、要素履歴画像形成ブロック 40 については別の実施形態が存在するため、これについては図 5 を利用して後に詳述する。

10

【0029】

画像合成部 50 は、座標変換部 26 からそのまま出力される三次元画像と、要素履歴画像形成ブロック 40 から出力される要素履歴画像とを合成した三次元画像を形成する。

【0030】

表示画像形成部 52 は、レンダリング部 54 および表示加工部 56 で構成されている。レンダリング部 54 は、画像合成部 50 から出力される三次元画像に対して、ボリュームレンダリング法に基づくレンダリング演算を行うことで対象組織である左室内部を透過表示した二次元表示画像を形成する。ボリュームレンダリング法に基づくレンダリング演算は、例えば特開平 10-33538 号公報に示される手法が好適である。上記公報記載の手法は次の通りである。三次元空間に対して複数のレイ（例えば超音波ビームに一致）が設定される。各レイ毎にエコー値が順番に参照され、各エコー値毎にレンダリング演算が逐次的に実行される。これと並行して各オパシティ（不透明度）の積算が行われ、この値が 1 以上になった場合に当該レイについてのレンダリング演算を終了する。この時点でのレンダリング演算結果が当該レイに対応する二次元表示画素値として決定される。各レイ毎に画素値を決定することでその集合として左室内部を透過表示した二次元表示画像が形成される。

20

【0031】

表示加工部 56 は、画像合成部 50 から出力される三次元画像に対して切断面を設定して切断面内における左室の切断面画像を形成する。切断面は、例えば左室内の心腔部の重心点を含む面としてユーザ設定される。画像合成部 50 から出力される三次元画像には三次元の要素履歴画像が合成されているため、切断面は要素履歴画像を切断する。つまり、切断面には要素履歴画像の切断面画像が形成される。表示画像形成部 52 で形成された表示画像はディスプレイ 58 に表示される。

30

【0032】

図 2 は、図 1 の超音波診断装置により得られる左室内の心腔部の要素履歴画像を示す図である。（A）から（D）の順に拡張末期時点から各時点毎の要素履歴画像（変位履歴画像）が示されている。（A）は、拡張末期時点における変位履歴画像を示している。拡張末期を開始点としているためこの時点では変位画像が形成されておらず、座標変換部（図 1 の符号 26）から出力された拡張末期時点の左室内の心腔部画像（左室の内壁画像）のみが表示されている。（B）は、拡張末期の次のボリュームを示している。拡張末期のボリュームにおける左室内の心腔部画像と拡張末期の次のボリュームにおける左室内の心腔部画像との差分、つまり、左室の収縮による変位部分に色付け処理が施された画像が形成されている。（C）、（D）は、さらに時間が経過した際に形成される画像を示しており、各時点毎の変位部分はそれぞれ異なる色付け処理が施されている。ディスプレイ（図 1 の符号 58）には（A）から（D）のいずれか、最新のものが表示される。

40

【0033】

前述した初期化制御部（図 1 の符号 48）は、拡張末期時点を要素画像の抽出開始時点としていたが、例えば収縮末期時点を開始時点として変位履歴画像を形成すれば、収縮末期時点から拡張末期時点までの左室の拡張運動過程が表示される。拡張末期や収縮末期以外

50

の開始時点をマニュアル設定してもよい。

【0034】

図3は、図1に示した要素画像形成ブロックの別の形態を示す図である。

図3の要素画像形成ブロック34は、二値化回路（図1の符号30）から出力される二値化画像から左室内壁を抽出する処理を行うものであり、2個のフレームメモリ（1）、（2）、6個のラインメモリ（1）～（6）、ボクセルデータメモリ70および表面抽出処理部72で構成される。二値化回路30からの出力は、各時相のボリュームを構成するボクセルのエコー値（ボクセルデータ）単位で、画像上隣接する順にボクセルデータ列として出力されている。つまり、あるボリュームを形成するボクセルデータ列は、そのボリュームを構成する第一フレームから最終フレームの順に、また、フレーム内においてはそのフレームを構成する第一ラインから最終ラインの順に、ボクセルデータが並んでいる。 10

【0035】

フレームメモリは、ボクセルデータ列をフレーム単位で記憶した後に出力するメモリであり、1フレーム分の遅延バッファとして機能している。ラインメモリは、ボクセルデータ列をライン単位で記憶した後に出力するメモリであり、1ライン分の遅延バッファとして機能している。すなわち、フレームメモリ（1）の出力は二値化回路30から出力されるボクセルデータの1フレーム前のボクセルデータであり、また、フレームメモリ（2）の出力は二値化回路30から出力されるボクセルデータの2フレーム前のボクセルデータとなる。このように、ボクセルデータメモリ70には現在のフレーム、1フレーム前、2フレーム前の各ボクセルデータが入力される。 20

【0036】

さらに、ラインメモリ（1）の出力は二値化回路30から出力されるボクセルデータの1ライン前のボクセルデータであり、また、ラインメモリ（2）の出力は二値化回路30から出力されるボクセルデータの2ライン前のボクセルデータとなる。また、ラインメモリ（3）の出力はフレームメモリ（1）から出力されるボクセルデータの1ライン前のボクセルデータであり、ラインメモリ（4）の出力はフレームメモリ（1）から出力されるボクセルデータの2ライン前のボクセルデータとなる。また、ラインメモリ（5）の出力はフレームメモリ（2）から出力されるボクセルデータの1ライン前のボクセルデータであり、ラインメモリ（6）の出力はフレームメモリ（2）から出力されるボクセルデータの2ライン前のボクセルデータとなる。このように、ボクセルデータメモリ70には、現在のフレーム内の隣接する3ライン、1フレーム前における該3ライン、および、2フレーム前における該3ラインの、合計9ラインのボクセルデータが入力される。 30

【0037】

ボクセルデータメモリ70は、前記9ラインの各ラインに対して3つ、合計27個のラッチを有している。各ラインに対応する3つのラッチは、ライン上において連続する3つのボクセルデータを抽出するものである。

【0038】

以上のようにして、ラッチ（14）から出力されるボクセルデータを対象ボクセルとし、その周囲に隣接する26個のボクセルデータを加えた27個のボクセルデータ群が表面抽出処理部72に出力される。 40

【0039】

表面抽出処理部72は、対象ボクセルのデータが心腔部に対応するボクセルデータであり、かつ、その周囲に隣接する26個のボクセルのデータの中に一つでも、その他の部位に対応するボクセルデータが存在する場合、この対象ボクセルを心腔部の表面ボクセルと判断する。各時相のボリューム内における全てのボクセルを対象ボクセルとしてこの判断を行うことで、各ボリュームにおいて心腔部の表面を形成するボクセル群、すなわち、心腔部表面画像（心室内壁の輪郭画像）が得られる。各ボリューム毎に形成された心腔部表面画像は要素画像として要素履歴画像形成ブロック40に出力され、所定の処理が施された後ディスプレイ（図1の符号58）に表示される。

【0040】

図4は、図3の要素画像形成ブロックを利用した超音波診断装置により得られる左室を対象組織とする要素履歴画像を示す図である。(A)から(D)の順に拡張末期時点から各時点毎の要素履歴画像(表面履歴画像)が示されている。(A)は、拡張末期時点における表面画像を示している。(B)は、拡張末期の次のポリュームを示している。拡張末期のポリュームにおける左室の心腔部表面画像と拡張末期の次のポリュームにおける左室の心腔部表面画像が、それぞれ所定の色付け処理を施されて空間的に多重されている。(C)、(D)は、さらに時間が経過した際に形成される画像を示しており、各時点毎の心腔部表面画像が、それぞれ異なる色付け処理が施されて空間的に多重されている。ディスプレイ(図1の符号58)には(A)から(D)のいずれか最新の画像が表示される。

【0041】

図5は、図1に示した要素履歴画像形成ブロックの別の形態を示す図である。図5の要素履歴画像形成ブロック40は、輝度値設定部80、加算器82、履歴用3Dメモリ84および重み付け回路86で構成される。輝度値設定部80は、要素画像形成ブロック(図1の符号34)から各時相毎に出力される要素画像に対して輝度値を設定する。輝度値が設定された要素画像は加算器82に出力され、ここで履歴用3Dメモリ84に記録されている過去の要素画像と加算される。重み付け回路86は、履歴用3Dメモリ84に記録されている過去の要素画像の輝度値が、輝度値設定部80から出力される最新の要素画像の輝度値よりも小さくなるように重み付け(つまり減算)を行い、これを加算器82に出力する。よって、輝度値の減算された過去の要素画像と最新の要素画像とが、加算器82において加算されることにより、最新の要素画像を明るく強調した要素履歴画像が形成される。形成された要素履歴画像は画像合成部(図1の符号50)に出力される。重み付け回路86は、外部からの設定値に応じて、過去の要素画像に対して順次色を変えた色付け処理を行ってもよい。さらに、要素履歴画像において、ある要素画像が出現してから無くなるまでの時間を任意に設定する構成でもよい。

【0042】

図6は、図1に示した並進回転移動キャンセル処理部の内部構成を示すブロック図である。心室用ROI(関心領域)発生器90は、対象組織である心臓心室の外縁を成すROIの座標を発生する。心室用ROIは、例えば楕円形状であり、ユーザは超音波画像を見ながら楕円の長軸や短軸の長さ、中心点の位置、楕円の傾きなどの初期値を、ROIの中に心室の画像が収まるように設定する。この際、ユーザは超音波画像を見ながら一心拍分の運動を観察した上で、全てのフレームにおいてROIが心臓左室を含むように、トラックボールなどを操作して初期値を決定する。ROIの設定はユーザによるマニュアル設定に限られるものではなく、心室の動きに応じて装置設定されるものでもよい。

【0043】

心室用ゲート回路92は、心室用ROI内のエコーデータのみを通過させる回路である。つまり、心室用ゲート回路92の一方の入力端子には心室用ROI発生器90から出力されるROIの座標が入力され、他方の入力端子に入力される二値化画像において心室用ROI内に属する座標のエコーデータのみを抽出し、心腔抽出部94に出力する。心腔抽出部94は、ROI内の二値化画像から心室内部の心腔画像を抽出する。心室重心演算部96は、心腔抽出部94から出力される心室内部画像における重心点の座標をフレーム毎に算出する。算出された心室重心点の座標は読み出しアドレス発生器112および心室重心点メモリ98に出力される。

【0044】

弁輪部用ROI(関心領域)発生器100は、心室端に位置する弁輪部の外縁を成すROIの座標を発生する。弁輪部用ROIは、例えば楕円形状であり、ユーザは超音波画像を見ながら楕円の長軸や短軸の長さ、中心点の位置、楕円の傾きなどの初期値を、ROIの中に弁輪部の画像が収まるように設定する。この際、ユーザは超音波画像を見ながら一心拍分の運動を観察した上で、全てのフレームにおいてROIが弁輪部を含むように、トラックボールなどを操作して初期値を決定する。ROIの設定はユーザによるマニュアル設定に限られるものではなく、弁輪部の動きに応じて装置設定されるものでもよい。

10

20

30

40

50

【0045】

弁輪部ゲート用回路102は、弁輪部用ROI内のエコーデータのみを通過させる回路である。つまり、弁輪部用ゲート回路102の一方の入力端子には弁輪部用ROI発生器100から出力されるROIの座標が入力され、他方の入力端子に入力される二値化画像において弁輪部用ROI内に属する座標のエコーデータのみを抽出し、弁輪部抽出部104に出力する。弁輪部抽出部104は、ROI内の二値化画像から弁輪部画像を抽出する。弁輪部重心演算部106は、弁輪部抽出部104から出力される弁輪部画像に対して弁輪部の重心点の座標をフレーム毎に算出する。算出された弁輪部重心点の座標は読み出しアドレス発生器112及び弁輪部重心点メモリ108に出力される。

【0046】

心室重心点メモリ98には心室の拡張末期時の心室重心点の座標が記憶される。拡張末期を知らせるトリガとしては心電波形のR波を利用する。つまり、拡張末期時に得られるR波をトリガとして、心室重心演算部96から出力される心室重心点の座標を拡張末期時の心室重心点の座標として記憶しておく。同様にR波をトリガとして拡張末期時の弁輪部重心点の座標が、弁輪部重心演算部106から弁輪部重心点メモリ108に記憶される。

【0047】

読み出し制御部110は、読み出しアドレス発生器112及びメモリ制御部114で構成されており、ボリューム間における心室の並進移動量及び回転移動量をキャンセルした超音波画像を形成すべく、二値化回路（図1の符号30）からエコーデータを読み出す。つまり、読み出しアドレス発生器112は、心室重心点メモリ98から拡張末期時の心室重心点の座標を取得し、また、弁輪部重心点メモリ108から拡張末期時の弁輪部重心点の座標を取得する。さらに、心室重心演算部96から現ボリュームにおける心室重心点の座標を取得し、また、弁輪部重心演算部106から現ボリュームにおける弁輪部重心点の座標を取得する。

【0048】

読み出しアドレス発生器112は、現ボリュームの心室重心点が拡張末期時の心室重心点に重なるように、かつ、現ボリュームにおける心室重心点と弁輪部重心点を通る直線が、拡張末期時における心室重心点と弁輪部重心点を通る直線に重なるような読み出しアドレスを演算する。

【0049】

ボリュームメモリ116には二値化回路30から出力されたエコーデータが原画像のアドレスのままボリューム毎にコピーされており、メモリ制御部114は、読み出しアドレス発生器112が算出した読み出しアドレスに従ってボリュームメモリ116からエコーデータを読み出して、要素画像形成ブロック34に出力する。この結果、ボリュームメモリ116から出力されるエコーデータは、並進移動量および回転移動量がキャンセルされた画像として出力される。

【0050】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明により、精度よく対象組織の異常運動を診断可能な三次元超音波診断装置を提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】図1の超音波診断装置により得られる左室内の心腔部の要素履歴画像を示す図である。

【図3】要素画像形成ブロックの別の形態を示す図である。

【図4】図3の要素画像形成ブロックを利用した超音波診断装置により得られる左室内の心腔部の要素履歴画像を示す図である。

【図5】要素履歴画像形成ブロックの別の形態を示す図である。

【図6】並進回転移動キャンセル処理部の内部構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

10

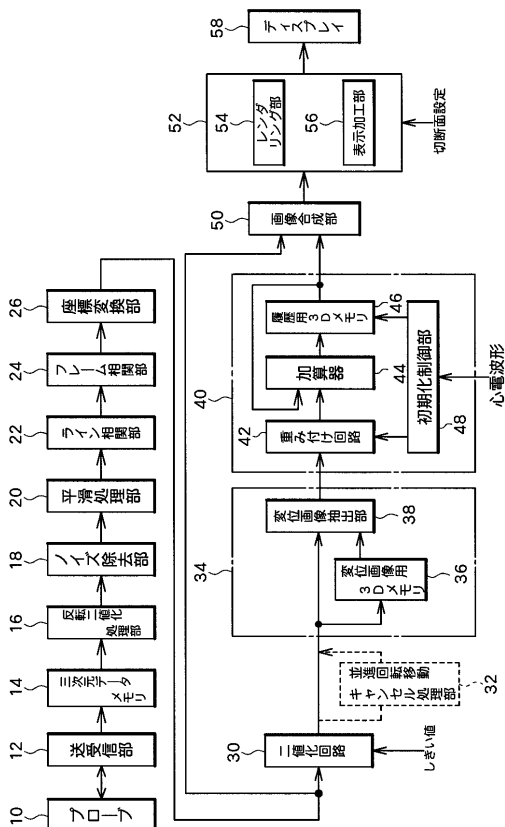
20

30

40

50

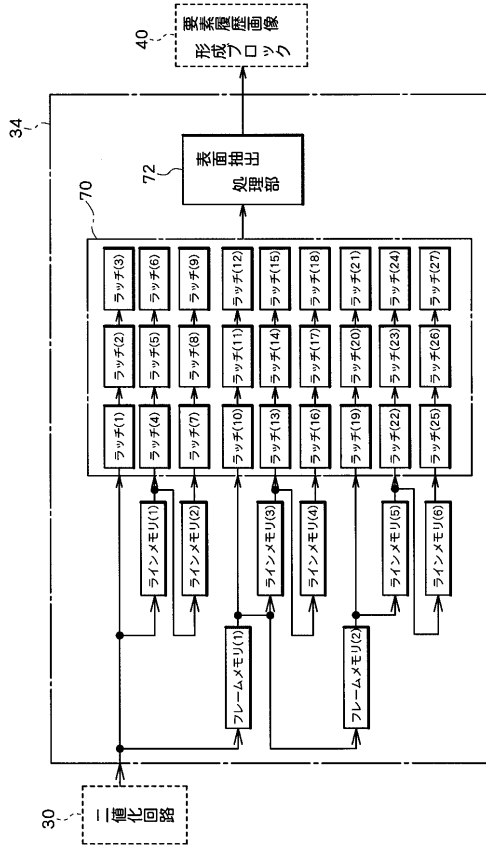
【図 1】



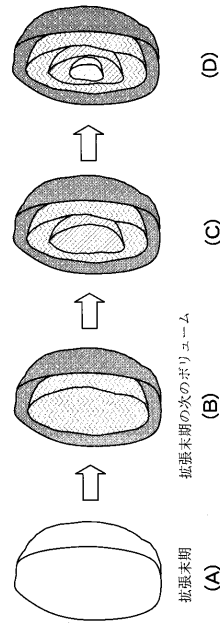
(A) (B) (C) (D)

拡張末期の次のバリエーション

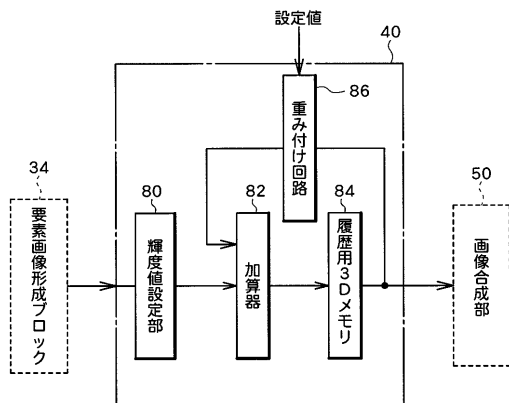
【図 3】



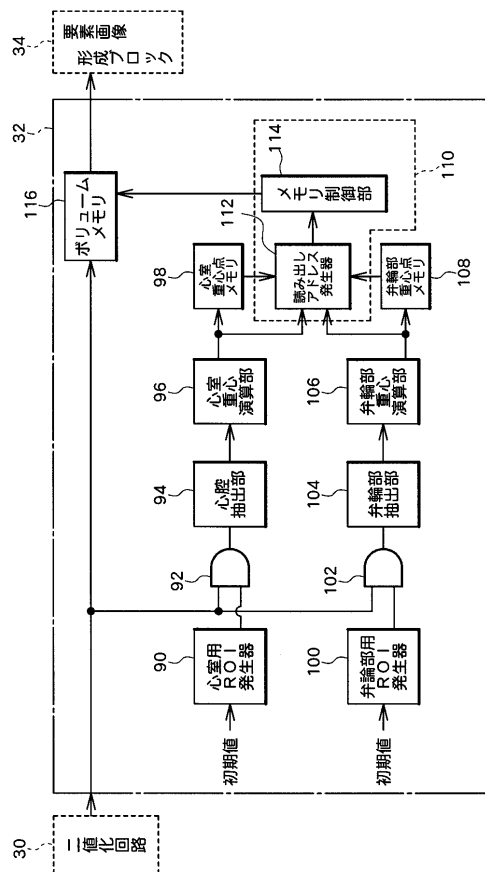
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
G O 6 T 17/40	G O 6 T 7/20	B
	G O 6 T 17/40	A

F ターム(参考)	5B050	AA02	BA03	BA06	BA12	DA02	EA06	EA07	EA19	EA27	EA28
		FA02									
	5B057	AA09	BA05	CA02	CA08	CA13	CA16	CB02	CB08	CB12	CB13
		CB16	CD14	CE08	CH04	CH09	DA08	DB03	DB05	DB09	DC06
		DC16	DC22								
	5L096	AA06	AA09	BA06	CA04	FA06	HA04	LA05	LA06	LA14	

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004195028A	公开(公告)日	2004-07-15
申请号	JP2002368973	申请日	2002-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	村下 賢		
发明人	村下 賢		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 G06T1/00 G06T3/00 G06T7/20 G06T17/40		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T1/00.315 G06T3/00.300 G06T7/20.B G06T17/40.A G06T19/00.A G06T5/50 G06T7/00.612 G06T7/20 G06T7/254.A		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/DD07 4C301/JC08 4C301/JC12 4C301/KK16 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD26 4C601/DD27 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC25 4C601/KK21 5B050/AA02 5B050/BA03 5B050/BA06 5B050/BA12 5B050/DA02 5B050/EA06 5B050/EA07 5B050/EA19 5B050/EA27 5B050/EA28 5B050/FA02 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CE08 5B057/CH04 5B057/CH09 5B057/DA08 5B057/DB03 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC06 5B057/DC16 5B057/DC22 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/CA04 5L096/FA06 5L096/HA04 5L096/LA05 5L096/LA06 5L096/LA14		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4041391B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够准确地诊断目标组织的异常运动的三维超声诊断设备。位移图像提取单元38存储位移图像3D存储器36中记录的一个时间相位之前的体积的二值化图像和从二值化电路30输出的最新时间相位的体积。通过与二值化图像进行比较，提取在时间相位之间的二值化图像之间的差异的位移图像作为元素图像。加权电路42对元素图像执行与时间相位相对应的着色处理，并将其输出到加法器44，并且加法器44中的最新元素图像是记录在历史3D存储器46中的过去元素。历史图像已添加。元素历史图像经由图像合成单元50和显示图像形成单元52显示在显示器58上。[选型图]图1

