

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3872424号

(P3872424)

(45) 発行日 平成19年1月24日(2007.1.24)

(24) 登録日 平成18年10月27日(2006.10.27)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2002-370173 (P2002-370173)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成14年12月20日(2002.12.20)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2004-195082 (P2004-195082A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成16年7月15日(2004.7.15)	(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
審査請求日	平成16年8月17日(2004.8.17)	審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【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、前記三次元空間内から複数ボクセルのボクセルデータを各時相毎に取得する送受波手段と、

前記各時相毎に得られる複数ボクセルのボクセルデータに対して二値化処理を施すことにより、対象組織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の二種類のボクセルで構成される二値化画像データを形成する二値化処理手段と、

前記二値化画像データを構成する複数ボクセルのうちの対象ボクセルとその周囲に隣接するボクセルのボクセルデータに基づいて対象組織表面上の表面ボクセルを抽出する表面抽出処理手段と、

前記各時相毎に複数ボクセルから抽出される表面ボクセルに基づいて対象組織表面上の各部位毎に変位量を演算することにより変位量情報を生成する変位量情報生成手段と、

前記複数ボクセルのボクセルデータ及び前記変位量情報に基づいて、前記対象組織を立体的に表した組織画像上に前記対象組織表面上の各部位の変位量を表した三次元変位顕在画像を形成する変位顕在画像形成手段と、

前記三次元変位顕在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、

を有し、

前記変位顕在画像形成手段は、前記組織画像上の前記各部位に対して、前記複数の部位

10

20

の変位量に対する各部位の変位量の相対的な大きさに基づいて決定された色による色付け処理を施して前記三次元変位顕在画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記各時相毎に得られる複数ボクセルからなるボクセル空間内において、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をさらに有し、

前記変位量情報生成手段は、前記各時相毎に複数ボクセルから抽出される表面ボクセルと前記基準点との間の距離を演算し、前記距離についての時相間における変化に基づいて前記変位量を演算する、ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

請求項 2 記載の超音波診断装置であって、

前記対象組織の重心点である前記基準点から放射状に延びる複数の直線を設定する直線設定手段をさらに有し、

前記変位量情報生成手段は、前記各時相毎に設定される前記各直線と前記対象組織表面との交点位置を演算し、同一直線上における前記交点位置についての時相間の変化に基づいて前記変位量を演算する、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

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、

20

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表面上の各部位毎に変位量を演算することにより変位量情報を生成する変位量情報生成手段と、

前記三次元超音波画像及び前記変位量情報に基づいて、前記対象組織を立体的に表した組織画像上に前記対象組織表面上の各部位の変位量を表した三次元変位顕在画像を形成する変位顕在画像形成手段と、

前記三次元変位顕在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であって、

前記各時相毎の三次元超音波画像において、前記対象組織の構造に基づいた基準点として対象組織の重心点を特定する基準点特定手段と、

30

前記対象組織の重心点から放射状に延びる複数の直線を設定する直線設定手段と、

をさらに有し、

前記変位量情報生成手段は、前記各時相毎の三次元超音波画像における前記各直線と前記対象組織表面との交点位置を演算し、同一直線上における前記交点位置についての時相間の変化に基づいて前記変位量を演算し、

前記変位顕在画像形成手段は、前記組織画像上の前記各部位に対して、前記複数の部位の変位量に対する各部位の変位量の相対的な大きさに基づいて決定された色による色付け処理を施して前記三次元変位顕在画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 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変位顕在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。

【請求項 6】

請求項 1 記載の超音波診断装置であって、

前記表面抽出処理手段は、対象組織表面上の表面ボクセルとして、心臓内壁に対応するボクセルを抽出し、

前記変位量情報生成手段は、前記各時相毎に抽出される表面ボクセルに基づいて、心臓内壁上の各部位毎に拡張末期時点からの変位量を演算することにより変位量情報を生成す

50

る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【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、対象組織の運動を測定・診断するための三次元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、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。

10

【0003】

【特許文献1】

特許第3045642号公報

20

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

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。立体形状把握の優位性は上述した従来の超音波診断装置における変位履歴画像にも言えることである。すなわち対象組織の変位を視覚的に把握できる表示手法を、三次元超音波診断装置において実現することにより、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。

30

【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。

【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表面上の各部位毎に変位量を演算することにより変位量情報を生成する変位量情報生成手段と、前記三次元超音波画像及び前記変位量情報に基づいて、前記対象組織を立体的に表した組織画像上に前記対象組織表面上の各部位の変位量を表した三次元変位顕在画像を形成する変位顕在画像形成手段と、前記三次元変位顕在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。

40

【0007】

上記構成によれば、三次元変位顕在画像が組織表面上における変位量を表しているため、例えば、心臓左室内壁を組織表面として三次元変位顕在画像を形成して心筋梗塞の診断を行うことにより梗塞部位の特定が極めて容易になる。

【0008】

望ましくは、前記各時相毎の三次元超音波画像において、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をさらに有し、前記変位量情報生成手段は、前記各時相

50

毎の三次元超音波画像において前記対象組織表面上の各部位と前記基準点との間の距離を演算し、前記距離についての時相間における変化に基づいて前記変位量を演算するものとする。

【0009】

望ましくは、前記対象組織の重心点である前記基準点から放射状に延びる複数の直線を設定する直線設定手段をさらに有し、前記変位量情報生成手段は、前記各時相毎の三次元超音波画像における前記各直線と前記対象組織表面との交点位置を演算し、同一直線上における前記交点位置についての時相間の変化に基づいて前記変位量を演算するものとする。

【0010】

上記構成によれば、重心点から放射状に延びる直線上における変位が観測されるため、例えば、心臓のように中心に向かって収縮・拡張運動を行うような臓器の異常運動の診断に好適である。

10

【0011】

望ましくは、前記変位顕在画像形成手段は、前記組織画像上の前記各部位に対してこの部位の変位量に基づいた色付け処理を施して前記三次元変位顕在画像を形成するものとする。

【0012】

望ましくは、前記色付け処理は、前記各部位の変位量に対して絶対的に決定された色による色付け処理とする。

【0013】

上記構成によれば、変位量が極端に小さい部位が識別できるような色付け処理が可能になり、例えば、心筋梗塞部位の診断などに極めて好適である。

20

【0014】

望ましくは、前記色付け処理は、前記複数の部位の変位量に対する各部位の変位量の相対的な大きさに基づいて決定された色による色付け処理とする。

【0015】

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変位顕在画像を平面上に投影して形成されるものとする。

【0016】

(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、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、前記対象組織表面上の各部位毎に変位量を演算することにより変位量情報を生成する変位量情報生成手段と、前記三次元超音波画像及び前記変位量情報に基づいて、前記対象組織を立体的に表した組織画像上に前記対象組織表面上の各部位の変位量を表した三次元変位顕在画像を形成する変位顕在画像形成手段と、前記三次元変位顕在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

40

【0017】

上記構成によれば、対象組織の全体的な移動量が補正された、好ましくは完全にキャンセルされた上で各部位の変位量が求められるため、例えば、超音波を送受波する探触子のぶれに伴う対象組織の全体的な移動や、他組織の運動に起因する対象組織の全体的な移動を含まない対象組織自身の運動を確認するのに極めて有効である。

【0018】

【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。

【0019】

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

50

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。

10

【0020】

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

20

【0021】

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、エッジ検出手段 34 および重心検出部 36 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 を経由してエッジ検出手段 34 および重心検出部 36 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 8 を利用して説明する。

30

【0022】

エッジ検出手段 34 は、二値化回路 30 から出力される二値化画像から左室内壁の表面抽出処理を行うものである。ここで、図 2 を利用して、エッジ検出手段 34 について説明する。

【0023】

図 2 は、エッジ検出手段の内部構成を示すブロック図である。エッジ検出手段 34 は、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 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。

40

【0024】

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

50

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。

【0025】

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。

10

【0026】

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。

20

【0027】

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。

【0028】

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拡張末期エッジメモリ(図1の符号38)などに出力される。

30

【0029】

図1に戻り、拡張末期エッジメモリ38は、エッジ検出手段34から出力される各時相における心腔部表面画像の中から、心室の拡張末期時点の心腔部表面画像を記憶する。拡張末期エッジメモリ38には、心電波形のR波が入力されており、心室の拡張末期時点に発生するR波に基づいて拡張末期時点を判断している。前エッジメモリ40は、エッジ検出手段34から出力される各時相における心腔部表面画像を各時相毎に一時的に記憶するメモリである。セレクト42は、拡張末期エッジメモリ38から出力される拡張末期時点の心腔部表面画像と、前エッジメモリ40から出力される過去の時相の心腔部表面画像とのいずれか一方を選択して変位量検出部50へ出力する。セレクト42による選択動作はユーザからの指示に基づくものとする。

40

【0030】

二値化回路30から出力される二値化画像は重心検出部36にも入力され、重心検出部36は二値化画像に基づいて心腔部の重心点座標を演算する。心腔部の画像はその外表面が完全に閉じた形状にならない場合もある。この場合、重心点の演算は心腔部を取り囲むように予め設定された関心領域内を対象とすればよい。拡張末期重心点メモリ44は、心室の拡張末期時点の心腔部の重心点座標を記憶する。拡張末期重心点メモリ44には、心電波形のR波が入力されており、心室の拡張末期時点に発生するR波に基づいて拡張末期時

50

点を判断している。

【0031】

変位量検出部50は、心腔部表面内の各部分ごとの時相間における変位量を検出するものである。変位量検出部50には、拡張末期エッジメモリ38から出力される拡張末期時点の心腔部表面画像、または、前エッジメモリ40から出力される過去の時相の心腔部表面画像のいずれか一方が、セクタ42を介して入力される。さらに、変位量検出部50には、エッジ検出手段34から出力される現在の心腔部表面画像も入力され、拡張末期重心点メモリ44に記憶されている拡張末期時点の心腔部の重心点座標も入力される。変位量検出部50はこれら入力情報に基づいて変位量を検出する。ここで、図3を利用して、変位量検出部50による変位量の検出手法について説明する。

10

【0032】

図3は、変位量検出部(図1の符号50)による変位量の検出手法について説明するための図であり、拡張末期時点の心腔部表面画像80および現在の心腔部表面画像82が示されている。座標値A(X_1, Y_1, Z_1)は、拡張末期時点の心腔部の重心点座標である。

【0033】

まず変位量検出部は、変位量を検出する表面部位を現在の心腔部表面画像内で特定する。この表面部位の特定には様々な手法が考えられる。例えば、原点(0,0,0)からX方向、Y方向、Z方向に順次注目点を移動させて表面部位を検出して全ての表面部位を対象としてもよく、あるいは全ての表面部位の中からサンプル点を設定してもよい。もちろん、ユーザがディスプレイに表示される超音波画像を見ながら表面部位を特定してもよい。いずれかの手法で決定された表面部位を座標値B(X_2, Y_2, Z_2)とする。

20

【0034】

そして、A点(座標値Aの点)およびB点(座標値Bの点)を通る直線84を生成し、この直線84と拡張末期時点の心腔部表面画像80の交点の座標値C(X_3, Y_3, Z_3)を算出する。このようにして決定されたB点およびC点(座標値Cの点)の二点間距離を求めることで、表面部位B点の拡張末期時点からの変位量が算出される。なお、心腔部の画像はその外表面が完全に閉じた形状にならない場合もあるため、直線84と拡張末期時点の心腔部表面画像80の交点の座標値Cが算出できない場合も考えられる。この場合は変位量の算出が不可能と判定して、別のA点、B点を設定して変位量の算出を続行する。また、セクタ(図1の符号42)により前エッジメモリ(図1の符号40)の出力が選択されている場合は、図3において符号80で示される表面画像を過去の時相の心腔部表面画像に置き換えることで、上述した変位量の検出手法がそのまま利用できる。

30

【0035】

図1に戻り、変位量検出部50で検出された心腔部表面内の各部分の変位量は変位量メモリ52に記憶される。色決定手段54は、心腔部表面内の各部分に対してその変位量に基づいた色を決定するものである。つまり、変位量メモリ52から色付け対象となる表面部位の変位量を読み込み、変位量毎に予め絶対的に決定されている色を、その部位の色として設定する。ここで、図4を利用して、色決定手段54による色の決定手法について説明する。

【0036】

図4は、変位量に対して絶対的に決定された色の例を示す図である。図4に示すように、各部位の変位量が30mmから31mmの範囲の場合「赤」を、変位量が29mmから30mmの範囲の場合「やや薄い赤」を設定する。また、変位量マイナスの場合は「青」に基づく色が割り当てられている。変位量がマイナスの場合とは、心室が収縮運動を行っている間に拡張方向に変位していること、あるいは、心室が拡張運動を行っている間に収縮方向に変位していることを示している。なお、変位量と色の対応関係は、外部からのユーザ設定に基づいて決定されてもよい。例えば、「赤」に対応する変位量を40mmから41mmの範囲に設定する、あるいは、変位量が30mmから31mmの範囲の場合「黄」に設定するなどである。このようにして、心腔部表面各部毎に決定された色は、色付け処理部(図1の符号56)に出力される。

40

50

【 0 0 3 7 】

図 1 に戻り、色付け処理部 5 6 は、エッジ検出手段 3 4 から出力される現在の心腔部表面画像に対して、色決定手段 5 4 で決定された表面各部の色による色付け処理を施して、画像合成部 5 8 に出力する。画像合成部 5 8 は、座標変換部 2 6 からそのまま出力される心腔部を含む三次元画像と、色付け処理部 5 6 から出力される色付けされた心腔部表面画像とを合成した三次元画像を形成する。表示画像形成部 6 0 は三次元画像を平面上に投影した二次元表示画像を形成する。表示画像形成部 6 0 は三次元画像を平面上に投影する際に、ポリウ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内部を透過表示した二次元表示画像を形成してもよい。ポリウ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 1 0 - 3 3 5 3 8 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対象組織内部を透過表示した二次元表示画像が形成される。

10

【 0 0 3 8 】

表示画像形成部 6 0 で形成された二次元表示画像はディスプレイ 6 2 に表示される。

【 0 0 3 9 】

図 5 は、図 1 の超音波診断装置により得られる変位顕在画像を含む表示画像を示す図であり、心臓左室の心腔部を示している。(A)、(B) は同じ三次元画像から視点を変えて得られる表示画像であり、(A)、(B) のいずれか一方、あるいは両方がディスプレイに表示される。図 5 は、心腔部表面がその部位毎に変位量に基づいた色（図 4 参照）による色付け処理が施されたものである。部位 8 6 は「黒」色で表示されており - 1 mm から 1 mm の範囲の変位量である。つまり、部位 8 6 は非常に動きが鈍く、梗塞などによる疾患部位であることが推定できる。

20

【 0 0 4 0 】

図 6 は、図 1 における色決定手段 5 4 の別の形態を示している。図 6 に示す色決定手段 5 4 は、心腔部表面内の各部に対して、複数の部位の変位量に対する各部位の変位量の相対的な大きさに基づいた色を決定するものであり、最大絶対値検出部 8 8 および色テーブル作成部 8 9 で構成される。最大絶対値検出部 8 8 は、変位量メモリ（図 1 の符号 5 2）に記憶されている変位量の中から絶対値において最大のものを検出する。例えば、変位量が - 5 mm から 1 8 mm の間に分布している場合、絶対値「1 8 (mm)」と「5 (mm)」の比較から「1 8 (mm)」を最大の絶対値として検出する。

30

【 0 0 4 1 】

色テーブル作成部 8 9 は、最大絶対値検出部 8 8 で検出された最大の絶対値に基づいて、「(最大の絶対値) × (- 1)」を最小値、「最大の絶対値」を最大値とする相対変位量領域を設定する。つまり、最大の絶対値が「1 8 (mm)」の場合、相対変位量領域は - 1 8 mm から + 1 8 mm となる。そして、色テーブル作成部 8 9 は、表示可能な色階調を、相対変位量領域の最大値から最小値の間に分布させた色テーブルを作成する。この色テーブルの作成例を図 7 に示す。

40

【 0 0 4 2 】

図 7 (A) の例では、変位量 L が - 5 mm から + 1 8 mm の間に分布しており、表示可能な色階調の最大値が「赤 (+ 3 2)」、表示可能な色階調の最小値が「青 (- 3 1)」である。この場合、変位量 + 1 8 mm から変位量 - 1 8 mm の範囲に、階調 + 3 2 から階調 - 3 1 までの各階調が割り当てられる。図 7 (B) の例では、変位量 L が - 1 0 mm から + 3 mm の間に分布しており、表示可能な色階調の最大値が「赤 (+ 3 2)」、表示可能な色階調の最小値が「青 (- 3 1)」である。この場合、変位量 + 1 0 mm から変位量 - 1 0 mm の範囲に、階調 + 3 2 から階調 - 3 1 までの各階調が割り当てられる。この

50

ように、全部位の変位量に基づいて各部位の色を決定することにより、表示可能な色階調を最大限に利用することができる。作成された色テーブルは色付け処理部（図1の符号56）に出力され、ここで、エッジ検出手段（図1の符号34）から出力される現在の心腔部表面画像に対して、色テーブルに基づいて、各部位の変位量に対応する色による色付け処理が施される。

【0043】

図8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。

10

【0044】

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。

20

【0045】

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。

30

【0046】

弁輪部ゲート回路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および弁輪部重心点メモリ108に出力される。

40

【0047】

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。

【0048】

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

50

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。

【0049】

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。

10

【0050】

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、エッジ検出手段（図 1 の符号 34）および重心検出部（図 1 の符号 36）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。

【0051】

【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。

20

【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】 エッジ検出手段の内部構成を示すブロック図である。

【図 3】 変位量の検出手法を説明するための図である。

【図 4】 変位量に対して絶対的に決定される色の例を示す図である。

【図 5】 図 1 の超音波診断装置により得られる変位顕在画像を含む表示画像を示す図である。

【図 6】 色決定手段の別の形態を示す図である。

【図 7】 色テーブル作成部で作成される色テーブルの作成例を示す図である。

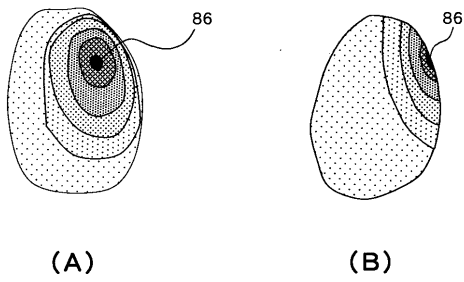
30

【図 8】 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。

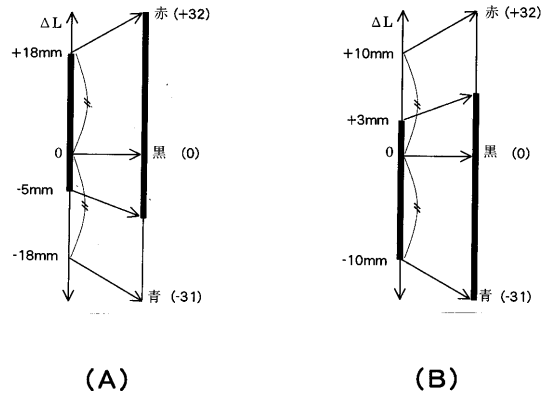
【符号の説明】

32 並進回転移動キャンセル処理部、34 エッジ検出手段、38 拡張末期エッジメモリ、40 前エッジメモリ、44 拡張末期重心点メモリ、50 変位量検出部、54 色決定手段、56 色付け処理部、60 表示画像形成部。

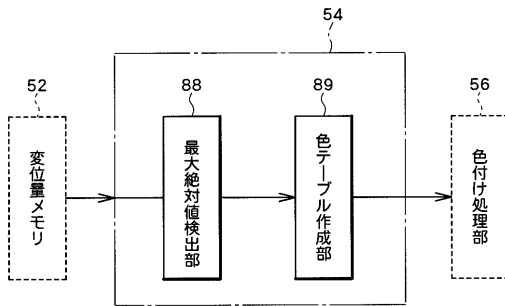
【 図 5 】



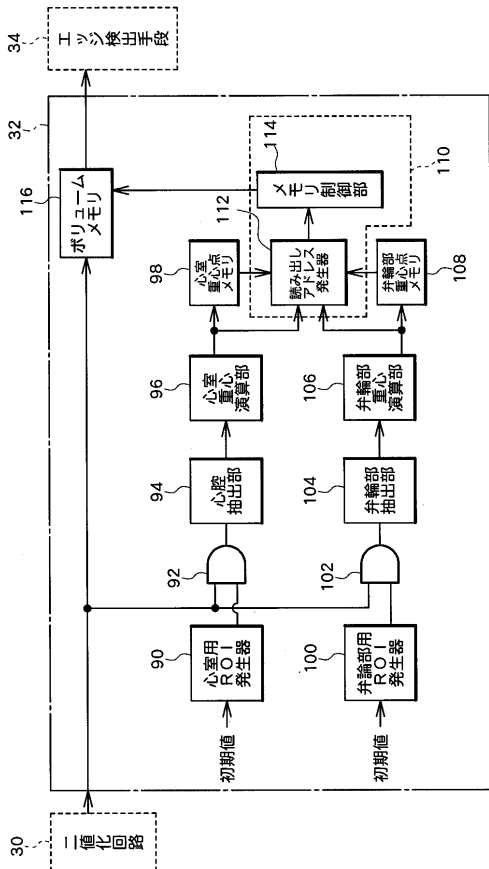
【 図 7 】



【 図 6 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平6 - 285065 (J P , A)

特開平7 - 250834 (J P , A)

特開平8 - 19540 (J P , A)

特開平8 - 66397 (J P , A)

特開平8 - 299341 (J P , A)

特開平10 - 33538 (J P , A)

特開2002 - 306483 (J P , A)

八杉直子、小柳左門、虚血性心疾患における負荷心エコー法の意義、臨床検査増刊号、2001年10月30日、第45巻、第11号、1315 - 1320

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3872424B2	公开(公告)日	2007-01-24
申请号	JP2002370173	申请日	2002-12-20
[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		
当前申请(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 G01S7/52 G06T1/00 G06T7/20 G06T11/60 G06T15/08 G06T19/00		
CPC分类号	G01S7/52071 A61B8/0858 A61B8/0883 G01S7/52068 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T1/00.315 G06T11/60.100.E G06T11/60.120.A G06T15/00.200 G06T15/08 G06T17/40.A G06T19/00.A G06T7/00.612 G06T7/20 G06T7/20.B G06T7/246		
F-TERM分类号	4C301/BB13 4C301/DD07 4C301/EE20 4C301/JC08 4C301/JC12 4C301/KK12 4C301/KK16 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC16 4C601/JC29 4C601/KK02 4C601/KK21 4C601/KK23 4C601/KK24 5B050/AA02 5B050/BA03 5B050/BA06 5B050/BA09 5B050/BA12 5B050/DA02 5B050/EA06 5B050/EA07 5B050/EA09 5B050/EA27 5B050/EA30 5B050/FA02 5B050/FA05 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CE08 5B057/CE17 5B057/CH04 5B057/CH09 5B057/DA08 5B057/DB03 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC08 5B057/DC16 5B080/AA17 5B080/BA02 5B080/FA02 5B080/FA08 5B080/GA00 5L096/AA03 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	JP2004195082A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种三维超声诊断设备，高度准确地诊断对象组织的异常运动。解决方案：边缘检测器34执行从二值化电路30输出的二值化图像中提取左心室内壁表面的过程。远程疲劳边缘存储器38存储心脏舒张末期的心内表面图像。从边缘检测装置34输出的各相的心内表面图像。位移检测部分50检测从心脏收缩输出的心脏舒张末期的心内表面图像中心腔内表面的每个部位的相位之间的位移量。边缘存储器38，从边缘检测装置34输出的当前心内表面图像，以及存储在心脏舒张中心存储器44中的心脏舒张期心内部分的质心坐标。处理部分56基于d的量将着色处理应用于当前心脏内表面图像的表面的每个部位位置并将结果输出到图像合成器部分58

【图 3】

