

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4602467号
(P4602467)

(45) 発行日 平成22年12月22日(2010.12.22)

(24) 登録日 平成22年10月8日(2010.10.8)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2010-36485 (P2010-36485)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成22年2月22日(2010.2.22)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願平11-326173の分割		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成11年11月16日(1999.11.16)	(74) 代理人	100078765
(65) 公開番号	特開2010-148897 (P2010-148897A)		弁理士 波多野 久
(43) 公開日	平成22年7月8日(2010.7.8)	(74) 代理人	100078802
審査請求日	平成22年2月22日(2010.2.22)		弁理士 関口 俊三
(31) 優先権主張番号	特願平10-325610	(72) 発明者	川岸 哲也
(32) 優先日	平成10年11月16日(1998.11.16)		栃木県大田原市下石上1385番の1 株
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	神山 直久
			栃木県大田原市下石上1385番の1 株
			株式会社東芝 那須工場内
			株式会社東芝 那須工場内
		審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内の心臓左室を含む診断部位に対して3次元的に超音波ビームを送信し且つその超音波エコーを受信する送受信手段と、

前記超音波エコーに基づいて前記診断部位の3次元データを生成する3次元データ生成手段と、

前記3次元データに基づいて前記3次元データ中の仮の心腔領域を求める心腔領域決定手段と、

前記仮の心腔領域の境界面を一定値外側に、又は、内側に変更して、変更後の心腔領域を求める心腔領域変更手段と、

前記変更後の心腔領域をマスクすると共に、前記心臓の心筋領域を所定の分割面で分割して得られる第1の心筋部分及び第2の心筋部分のうち前記第1の心筋部分をマスクすることで、前記第2の心筋部分における情報が識別容易となるようにした表示画像を生成する表示画像生成手段と、

を備えたことを特徴とする3次元超音波診断装置。

【請求項2】

前記表示画像生成手段は、前記心臓の長軸を通る面を、前記分割面として設定することを特徴とする請求項1記載の3次元超音波診断装置。

【請求項3】

被検体内の心臓左室を含む診断部位に対して3次元的に超音波ビームを送信し且つその超

10

20

音波エコーを受信する送受信手段と、

前記超音波エコーに基づいて前記診断部位の３次元データを生成する３次元データ生成手段と、

前記３次元データに基づいて前記３次元データ中の仮の心腔領域を求める心腔領域決定手段と、

前記仮の心腔領域の境界面を一定値外側に、又は、内側に変更して、変更後の心腔領域を求める心腔領域変更手段と、

前記変更後の心腔領域をマスクすると共に、前記心臓の心筋領域を前記心臓の長軸を通る分割面で分割して得られる第１の心筋部分及び第２の心筋部分のうち前記第１の心筋部分をマスクすることで、前記第２の心筋部分における情報が識別容易となるようにした表示画像を生成し、前記長軸を中心に前記分割面を回転させることで、前記表示画像を随時生成する表示画像生成手段と、

を備えたことを特徴とする３次元超音波診断装置。

【請求項４】

前記心腔領域変更手段は、前記３次元データとしての形態情報から前記仮の心腔領域を検出する場合には、前記仮の心腔領域の境界面を一定値外側に変更する一方、前記３次元データとしての血流情報又はコントラスト画像から前記仮の心腔領域を検出する場合には、前記仮の心腔領域の境界面を一定値内側に変更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３次元超音波診断装置。

【請求項５】

前記表示画像生成手段は、前記分割面上の形態画像と、前記３次元データとしての血流情報に基づく前記第２の心筋部分をＭＩＰ処理して得られるＭＩＰ像とを重畳した前記表示画像を生成することを特徴とする請求項１乃至４のうちいずれか一項記載の３次元超音波診断装置。

【請求項６】

前記表示画像生成手段は、前記分割面上の形態画像と、前記３次元データとしてのコントラスト画像に基づく前記第２の心筋部分をＭＩＰ処理して得られるパフュージョン像とを重畳した前記表示画像を生成することを特徴とする請求項１乃至４のうちいずれか一項記載の３次元超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

この発明は、心筋虚血の臨床診断に有効な情報を提供する３次元超音波診断装置にかかり、とくに３次元画像から心筋内の血流を検出して表示する画像処理の工夫に関する。

【背景技術】

【０００２】

心臓の臨床診断では、心筋虚血の評価技術の向上が重要課題の１つとなっている。このような心筋虚血の評価技術としては、従来から超音波画像診断装置でのカラードプラ法や造影剤を用いたコントラスト映像法等によって心臓の冠動脈（冠血流）や心筋パフュージョンをカラードプラ像、パワードプラ像、コントラスト画像等の２次元超音波画像として描出することにより、３次元構造物である心臓の虚血部位を診断する技術が知られている。

【０００３】

ところで一方、近年、超音波ビームを３次元領域で走査させて３次元画像を構成する３次元超音波診断装置が脚光を浴び、この装置によるＣＦＭ像、パワードプラ像、３Ｄコントラスト画像等の３次元超音波画像を用いた臨床診断への実用化が期待されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開平９－１６４１３８号公報

10

20

30

40

50

【特許文献2】特開平9 - 253085号公報

【特許文献3】特開平6 - 285065号公報

【特許文献4】特開平8 - 84729号公報

【特許文献5】特開平7 - 47066号公報

【特許文献6】特開平7 - 175922号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述の3次元超音波診断装置を心臓の臨床診断に適用することを考えると、診断対象の心臓を3次的に走査した場合の3次元画像では、心腔内血流と冠血流や心筋パフュージョンとが互いに重なって表示されるため、両者を判別しにくく、このままでは心筋虚血を3次的に診断することは難しいといった問題がある。なお、この問題は従来からの2次元画像を表示する超音波診断装置の場合では見られなかったものである。

10

【0006】

この発明は、このような従来の問題を考慮してなされたもので、3次元超音波画像を利用する場合であっても、心臓の冠血流又はパフュージョンの情報を心腔内血流と区別して3次的にわかりやすく表示し、臨床診断に有益な3次的な心筋血流の情報を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

20

本発明者は、上記目的を達成するため、心腔内の血流像をマスクする手段、例えば、1)超音波白黒画像から心内膜を自動抽出してその内部をマスクする手段、2)カラードプラ又はパワードプラ画像から心腔内血流を自動抽出してマスクする手段、3)造影剤を用いたコントラスト映像法に基づくコントラスト画像から心腔内血流を自動抽出してマスクする手段と、これらのマスク手段によるマスク後又は心腔境界抽出後に心腔全体(内膜と外膜の間)の冠血流やパフュージョンをMIP(Maximum or Minimum Intensity Projection: 最大値又は最小値投影)、積分値投影、ボリュームレンダリング等により表示する手段とを採用することに着目した。

【0008】

この発明に係る3次元超音波診断装置は、このような着目点に基づいて完成されたものである。

30

【0009】

すなわち、請求項1記載の発明では、被検体内の心臓左室を含む診断部位に対して3次的に超音波ビームを送信し且つその超音波エコーを受信する送受信手段と、前記超音波エコーに基づいて前記診断部位の3次元データを生成する3次元データ生成手段と、前記3次元データに基づいて前記3次元データ中の仮の心腔領域を求める心腔領域決定手段と、前記仮の心腔領域の境界面を一定値外側に、又は、内側に変更して、変更後の心腔領域を求める心腔領域変更手段と、前記変更後の心腔領域をマスクすると共に、前記心臓の心筋領域を所定の分割面で分割して得られる第1の心筋部分及び第2の心筋部分のうち前記第1の心筋部分をマスクすることで、前記第2の心筋部分における情報が識別容易となるようにした表示画像を生成する表示画像生成手段と、を備えたことを特徴とする。

40

【0010】

請求項2記載の発明は、請求項1記載の発明において、前記表示画像生成手段は、前記心臓の長軸を通る面を、前記分割面として設定することを特徴とする。

【0011】

また、請求項3記載の発明では、被検体内の心臓左室を含む診断部位に対して3次的に超音波ビームを送信し且つその超音波エコーを受信する送受信手段と、前記超音波エコーに基づいて前記診断部位の3次元データを生成する3次元データ生成手段と、前記3次元データに基づいて前記3次元データ中の仮の心腔領域を求める心腔領域決定手段と、前記仮の心腔領域の境界面を一定値外側に、又は、内側に変更して、変更後の心腔領域を求

50

める心腔領域変更手段と、前記変更後の心腔領域をマスクすると共に、前記心臓の心筋領域を前記心臓の長軸を通る分割面で分割して得られる第1の心筋部分及び第2の心筋部分のうち前記第1の心筋部分をマスクすることで、前記第2の心筋部分における情報が識別容易となるようにした表示画像を生成し、前記長軸を中心に前記分割面を回転させることで、前記表示画像を随時生成する表示画像生成手段と、を備えたことを特徴とする。

【0012】

請求項4記載の発明は、請求項1乃至3のうちいずれか一項記載の発明において、前記心腔領域変更手段は、前記3次元データとしての形態情報から前記仮の心腔領域を検出する場合には、前記仮の心腔領域の境界面を一定値外側に変更する一方、前記3次元データとしての血流情報又はコントラスト画像から前記仮の心腔領域を検出する場合には、前記仮の心腔領域の境界面を一定値内側に変更することを特徴とする。

10

【0013】

請求項5記載の発明は、請求項1乃至4のうちいずれか一項記載の発明において、前記表示画像生成手段は、前記分割面上の形態画像と、前記3次元データとしての血流情報に基づく前記第2の心筋部分をMIP処理して得られるMIP像とを重畳した前記表示画像を生成することを特徴とする。

【0014】

請求項6記載の発明は、請求項1乃至4のうちいずれか一項記載の発明において、前記表示画像生成手段は、前記分割面上の形態画像と、前記3次元データとしてのコントラスト画像に基づく前記第2の心筋部分をMIP処理して得られるパフュージョン像とを重畳した前記表示画像を生成することを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0015】

以上説明したように、この発明に係る3次元超音波診断装置では、心臓左室全体の局所的な心筋血流を客観的且つ定量的に簡便に評価でき、臨床診断に有用な情報を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】この発明に係る3次元超音波診断装置の実施の形態を示す概略ブロック図。

【図2】診断部位の心臓全体を示す模式図。

30

【図3】心臓左室を示す模式図。

【図4】心腔内をマスクしない場合の血流情報の重畳表示を説明する模式図。

【図5】マーカを利用して心腔を設定する場合を説明する模式図。

【図6】コントラスト画像中の血流情報の輝度差を説明する模式図。

【図7】(a)及び(b)は、検出された心腔の設定例を説明する模式図。

【図8】心腔内をマスクしない場合の3次元血流情報(カラードブラ)のMIP表示例を説明する模式図。

【図9】心筋マスク後の冠血流の手前側と裏面側との重畳表示を説明する模式図。

【図10】左室の分割例を説明する概念図。

【図11】左室の分割画像の表示例を示す概念図で、(a)は狭窄部位が無い場合の画像を示す図、(b)は狭窄部位がある場合の画像を示す図。

40

【図12】心腔内をマスクしない場合のコントラスト画像の表示例を示す模式図。

【図13】コントラスト画像の場合の心筋マスク後の冠血流の手前側と裏面側との重畳表示を説明する模式図。

【図14】コントラスト画像の場合の左室の分割例を説明する概念図。

【図15】コントラスト画像の場合の左室の分割画像の表示例を示す概念図で、(a)は狭窄部位が無い場合の画像を示す図、(b)は狭窄部位がある場合の画像を示す図。

【図16】左室の分割画像を並列表示例を示す概念図。

【図17】左室の分割画像の透かし表示例を示す概念図。

【図18】左室の分割面を回転させる場合を説明する概念図。

50

【図 19】(a) 及び (b) は、心腔境界面上への MIP を説明する概念図。

【図 20】(a) は、心腔境界面上からの投影例を説明する概念図、(b) は左室の長軸の設定例を説明する概念図。

【図 21】(a) 及び (b) は、その他の表示例でブルズアイ的な表示画像を得る場合を示す概念図。

【図 22】3 次元超音波装置の処理手順を示す概略フローチャート。

【図 23】3 次元超音波装置のその他の処理手順を示す概略フローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、この発明に係る 3 次元超音波診断装置の実施の形態を図面を参照して説明する。

10

【0018】

図 1 に示す超音波診断装置は、例えば心筋虚血等の臨床診断の際に使用可能な超音波 3 次元画像をリアルタイムに取得するリアルタイム 3 次元システムとして適用されるものである。すなわち、この超音波診断装置は、複数の超音波振動子を 2 次元アレイ状に配列した構成の 2 次元アレイプローブ 1 と、このプローブ 1 に接続される装置本体 2 と、この本体 2 に接続されるモニタ 3 とを備えている。

【0019】

2 次元アレイプローブ 1 は、装置本体 2 による制御の元で複数の超音波振動子を駆動させることにより、超音波ビームを予め設定された送信ビームフォーミング条件に沿って被検体内の診断部位に向けて 3 次的にスキャンさせると共に、この超音波ビームに対して被検体内の体内組織における音響インピーダンス境界で反射又は微小散乱体により後方散乱された超音波エコー信号を微弱な電圧量のエコー信号に変換して受信し、その受信信号を装置本体 2 に送る。

20

【0020】

装置本体 2 は、プローブ 1 に接続されるパルサ / プリアンプ・ユニット 4 と、このユニット 4 のプリアンプ出力側に接続される受信遅延回路 5 と、この受信遅延回路 5 に第 1 のバス BU1 を介して接続される複数のプロセッサ、すなわちエコープロセッサ 6、ドブラプロセッサ 7、心腔検出部 8、及び 3D プロセッサ 9 と、これらの各プロセッサに第 2 のバス BU2 を介して接続されるホスト CPU 10 及び表示ユニット 11 とを備えている。

【0021】

30

パルサ / プリアンプ・ユニット 4 は、予め設定された 3 次元状の送信ビームフォーミング条件に基づいて、プローブ 1 による超音波ビームの方向及び集束を制御するためのパルス電圧を発生する送信パルス発生器 13 と、この発生器 13 からのパルス電圧に基づいてプローブ 1 に駆動信号を供給する T/R 12 と、プローブ 1 の受信信号を受けるプリアンプ 14 とを備えている。

【0022】

受信遅延回路 5 は、予め設定された 3 次元状の受信ビームフォーミング条件に基づいて超音波ビームの方向及び集束を制御して複数の超音波ビームの並列同時受信を行うための複数個 (n 個) の回路セット、すなわち BF (ビームフォーマー) 1 ~ BF n を備えている。

40

【0023】

エコープロセッサ 6 は、受信遅延回路 5 からの受信信号に対して所定のリファレンス周波数を用いて直交検波後にその信号振幅に応じた被検体内の 3 次元形態情報 (コントラスト剤を使用した場合にはその造影剤の情報も含むコントラスト画像) を示す 3 次元空間分布画像データを生成し、この画像データを心腔検出部 8 に送る。

【0024】

ドブラプロセッサ 7 は、受信遅延回路 5 からの受信信号の位相の時間変化を計測することにより、例えば被検体の心臓とその周辺部の血流情報を示す速度、パワー、及び分散の少なくとも 1 つの 3 次元空間分布画像データを生成し、この画像データを心腔検出部 8 に送る。

50

【 0 0 2 5 】

心腔検出部 8 は、例えば予め設定された心腔検出アルゴリズムを実行するプロセッサで構成され、このプロセッサの処理によりエコープロセッサ 6 又はドブラプロセッサ 7 からの 3 次元空間分布データに基づいて心臓左室の心腔に関するデータを検出する。

【 0 0 2 6 】

ここで、この心腔検出部 8 が実行するアルゴリズムの概念を、1) : エコープロセッサ 6 からの 3 次元形態情報を用いる場合、2) : ドブラプロセッサ 7 からの 3 次元血流情報を用いる場合、3) : 造影剤を用いたコントラスト映像法に基づくコントラスト画像を用いる場合、に分けて説明する。

【 0 0 2 7 】

まず、1) : 3 次元形態情報を用いる場合は、画像データの輝度差を利用した境界検出法、例えば画像の 2 値化又は画素値の微分を行う方法や、2 次元画像に対して実用化されている A C T 等のアルゴリズムを 3 次元画像用に改良するなどして使用し、図 2 に示す心臓 H E における左室 L V を含む範囲の 3 次元形態情報から図 3 に示すように左室 L V の心腔 O B の境界位置に相当する心内膜 M 1 を抽出及び設定する。この心内膜 M 1 は、操作者が画面を見ながらマニュアルで抽出することも可能である。あるいは、左室 L V の心内膜 M 1 よりもその心外膜 (図 2 中の中隔 I S では右心室 R V 側の境界位置を含む) の方が抽出しやすい場合では、心外膜を抽出後にその位置から内側に一定の距離だけ離れた位置を仮想的な心内膜 M 1 として設定することも可能である。このように 3 次元形態情報から自動又はマニュアルで抽出及び設定された心内膜 M 1 (心腔境界面) に基づいて、その内部を心腔データとして検出する。この場合は、特に造影剤を使わないでも実施できる。

【 0 0 2 8 】

2) : 3 次元血流情報を用いる場合は、上記 1) と同様の輝度差を利用したアルゴリズムをドブラ信号 (画像) に適用することにより図 4 に示す左室 L V 内の心腔血流 B L 1 と冠血流 B L 2 との境界面を自動的に抽出し、その内部位置を心腔データとして検出する。この場合の境界面は、上記と同様に操作者が画面を見ながらマニュアルで設定することも可能である。また、図 5 に示すように画面中表示されるマーカ M を利用して心腔血流 B L 1 の一部を指定することにより、これと繋がる全ての血流部分を心腔 O B に設定することも可能である。この場合、冠血流 B L 2 は、3 次元的には心腔血流 B L 1 と接していないため分離可能である。

【 0 0 2 9 】

3) : コントラスト画像を用いる場合は、図 6 に示すように例えば静脈から注入される微小気泡を主に含む造影剤を使用したときに心腔内血流 B L 2 のエコーがその周りのパフュージョン B L 3 (冠血流 B L 2 も含む) のエコーよりも高輝度に染影されることから、両者の輝度差を利用して心腔境界を抽出し、その内部を心腔 O B として検出する。この効果は、ハーモニックイメージング (H M) で得られるコントラスト画像を採用すれば、より顕著となる。

【 0 0 3 0 】

上記 1) ~ 3) のいずれかで検出された心腔 O B は、実際のものよりも僅かに小さかったり、逆に大きかったりする可能性がある。例えば、上記 1) の形態情報から検出された心腔 O B は、心臓内の肉柱等の影響により実際のものより小さくなることが、また逆に上記 2) の血流情報又は上記 3) のコントラスト画像からそれぞれ検出された心腔 O B は、低い分解能やブルーミング等の影響により実際のものより大きくなることがそれぞれ予想される。

【 0 0 3 1 】

この対策として、心腔 O B が実際のものよりも小さくなることが予想される場合には、図 7 (a) に示すように心腔 O B の境界面 S 1 から外側に任意の距離 D 1 だけ離れた心腔外側面 S 2 を心腔 O B として設定する。また、心腔 O B が実施のものよりも大きくなることが予想される場合には、図 7 (b) に示すように心腔 O B の境界面 S 1 から内側に任意の距離 D 2 だけ離れた心腔内側面 S 3 を心腔 O B として設定する。

【 0 0 3 2 】

3 D プロセッサ 9 は、心腔検出部 8 により検出された心腔 O B の画像データをエコープロセッサ 6 及びドプラプロセッサ 7 からの 3 次元空間分布画像データからマスクし、その血流像を表示ユニット 1 1 を介してモニタ 1 1 に表示させる。この血流像の表示法としては、M I P、積分値投影、サーフェスレンダリング、及びボリュームレンダリング等のいずれを採用してもよい。

【 0 0 3 3 】

ここで、この 3 D プロセッサ 9 によるマスク処理の概念を図 8 ~ 図 1 6 に基づいて説明する。

【 0 0 3 4 】

まず、心腔 O B をマスクしないで画像表示した場合を説明する。図 8 は、3 次元 C F M で得られる 3 次元血流情報を M I P 表示した例を示す。この場合には、心腔内血流 B L 1 と冠血流 B L 2 とが重なって表示されるため、冠血流 B L 2 の識別が困難であり、このままでは心筋虚血を診断できない。

【 0 0 3 5 】

そこで、3 次元血流情報から上記のように検出された心筋 O B をマスクして M I P 表示像を求めることにより、図 9 に示すように冠血流 B L 2 のみを描画させる。しかしながら、この冠血流 B L 2 は、左室心筋全体の情報を含んでいるため、このままの状態では手前側の冠血流 B L 2 a とその裏側の冠血流 B L 2 b とが重なって表示され、この場合でも心筋虚血の診断が難しい。

【 0 0 3 6 】

この対策として、図 1 0 に示すように心臓左室 L V をその長軸 A X を通る分割面 P L で手前側左室 L V 1 及び裏側左室 L V 2 とに 2 分割し、例えば手前側左室 L V 1 を M I P すると共に裏側左室 L V 2 をマスクすることにより、図 1 1 に示すように手前側左室 L V 1 のみ、すなわち手前側の冠血流 B L 2 a のみをモニタ 3 上に表示させることができる。この時、分割面 P L 上の左室 L V の形態画像（心臓の形態を表す通常の 2 次元超音波画像）I M を図 1 1 (a) (b) に示すように 2 分割した M I P 像を重畳させて表示させても良く、これにより血管との位置関係を分かり易くすることができる。なお、図 1 1 (a) は狭窄部位が無い場合の画像、図 1 1 (b) は狭窄部位がある場合の画像をそれぞれ示している。図 1 1 (b) のように狭窄部位がある場合、画像に穴が空いたような状態となり、狭窄部位の識別を容易にできる画像となる。

【 0 0 3 7 】

上述したマスク処理は 3 次元血流情報を用いた例であるが、コントラスト画像の場合も同様である。このことを図 1 2 ~ 図 1 5 に示す。

【 0 0 3 8 】

すなわち、心腔 O B をマスクしないで画像表示した場合、コントラスト映像法による心筋パフュージョンの三次元的な表示では、図 1 2 に示すように心腔内血流 B L 1 のエコーと心筋パフュージョン B L 3 のエコーとが重なって両者の識別が困難となる。

【 0 0 3 9 】

そこで、図 1 3 に示すように心腔内血流 B L 1 のエコーをマスクすることにより、パフュージョン B L 3 のみ描出可能となる。しかしながら、このパフュージョン B L 3 は、左室心筋全体の情報を含んでいるため、このままの状態では手前側のパフュージョン B L 3 a とその裏側のパフュージョン B L 3 b とが重なって表示され、この場合でも心筋虚血の診断が難しい。

【 0 0 4 0 】

そこで、図 1 4 に示すように心臓左室 L V をその長軸 A X を通る分割面 P L で手前側左室 L V 1 及び裏側左室 L V 2 とに 2 分割し、例えば手前側左室 L V 1 を M I P すると共に裏側左室 L V 2 をマスクすることにより、図 1 5 に示すように手前側左室 L V 1 のみ、すなわち手前側のパフュージョン B L 3 a のみをモニタ 3 上に表示させることができる。この時、分割面 P L 上の左室 L V の形態画像（心臓の形態を表す通常の 2 次元超音波画像）

IMを図15(a)(b)に示すように2分割したパフュージョン像を重畳させて表示させても良く、これにより血管との位置関係を分かり易くすることができる。なお、図15(a)は虚血部位が無い場合の画像、図15(b)は虚血部位がある場合の画像をそれぞれ示している。図15(b)のように虚血部位がある場合、画像に穴が空いたような状態となり、虚血部位の識別を容易にできる画像となる。

【0041】

従って、この実施の形態によれば、3次元画像の場合でも心臓左室全体の局所的な心機能を客観的且つ定量的に簡便に評価でき、臨床診断に有用な情報を提供できる。

【0042】

なお、上記の実施の形態では、2Dアレイプロンプ1及びパルサノプリアンブ・ユニット4が送受信手段を、受信遅延回路5、エコープロセッサ6、及びドブラプロセッサ7が3次元データ生成手段を、心腔検出部8が心腔領域決定手段を、3Dプロセッサ9、表示ユニット、及びモニタ3が表示画像生成手段をそれぞれ構成するが、この発明はこれに限定されるものではなく、その趣旨を逸脱しない範囲内で変形して実施可能であることは言うまでもない。

【0043】

すなわち、表示画像生成手段は、1)3次元データにおける心腔領域中の値を異なる値に変換することにより心臓の心筋部分における情報が識別容易となるようにした表示画像、2)心腔領域の血流情報を除去した表示画像、3)心臓の心筋領域と心腔領域とで画像処理方法を異ならせることにより心筋内の血流が少ない領域が識別容易となるようにした表示画像のいずれか1つ又はその組み合わせを生成するものであればよい。

【0044】

画像表示法に関しては、例えば図16に示すように分割面PLで2分割された手前側左室LV1及び裏側左室LV2とをモニタ3上で同時に並べて表示させたり、図17に示すようにモニタ3上で手前側左室LV1を赤系統とし、裏側左室LV2を青系統として色を変えて透かし表示させたりしてもよい。この場合には、一目で心臓左室の全体に亘る診断を行うことが可能となる。なお、心筋パフュージョンの三次元的な表示では、虚血がなければ全体的に紫、前面側左室に虚血があれば青、裏面側左室に虚血があれば赤となる。

【0045】

また、2分割させた左室LV1、LV2の片側のみを表示させる場合では、分割面の位置を左室全体をカバーするように移動させて随時更新することも可能である。例えば、図18に示すように長軸AXを中心に分割面PLを回転させることが好ましい。これにより、心臓左室全体に亘る診断が可能となる。

【0046】

上記のMIP表示に関しては、図19(a)及び(b)に示すように心腔境界面S1に垂直な方向に行って心腔境界面S1上に写像すると共に、MIP対象範囲を心腔境界面S1とその外側に一定の距離D3だけ離れた仮想的な外側面S3との間に限定してもよい。この場合には、画像の意味をより明確にし、主に心筋部分だけの情報を使って画像を生成することができ、計算時間をより短縮するといった利点もある。この効果は、特にコントラスト映像法を用いたパフュージョン表示の際により顕著となる。MIP以外の積分値投影、サーフェスレンダリング、ボリュームレンダリングの場合も、同様にデータとして用いる領域を限定して投影することが可能である。

【0047】

上記の心腔境界面S1上に写像された画像については、図20(a)に示すように予め設定された分割断面PL上に単純な幾何学的な投影により二次元画像IMとして写像することができる。この場合の分割断面PLの設定方法に関しては、3次元画像を見ながらマニュアルで、または、図20(b)に示すように左室LVの長軸AXを通る面として自動でそれぞれ設定可能である。後者の場合には、心腔又は心腔境界面の慣性主軸の1つとして、または、その他のアルゴリズムを用いて自動検出できる。

【0048】

10

20

30

40

50

また、図 2 1 (a) 及び (b) に他の表示例を示す。この場合は、左室の心腔境界面 S 1 とその外側に一定の距離 D 3 だけ離れた外側面 S 3 の間のデータを、長軸 A X と平行な方向に沿って M I P 等の投影処理をするものである。これにより、ブルズアイ (b u l l ' s - e y e) 的な表示画像を得ることができる。

【 0 0 4 9 】

なお、上述の心腔検出、心腔内血流画像のマスク、冠血流又はパフュージョンの表示といった処理は、診断に役立てるため、リアルタイム 3 次元超音波診断装置で得られる 3 次元画像に関してリアルタイムに行うことが好ましいが、これに限定されるものではなく、例えば 2 次元断層像から再構成された 3 次元画像に関しても、もちろん同様に適用可能である。

10

【 0 0 5 0 】

従って、上述の超音波診断装置はリアルタイム 3 次元システムに適用してあるが、本発明は必ずしもこれに限定されるものではなく、3 次元データを生成可能なものであれば十分に適用可能である。

【 0 0 5 1 】

なお、図 2 2 及び図 2 3 に示す概略フローチャートは、前述の 3 次元超音波装置による処理手順をまとめたものである。以下、この処理手順を説明する。

【 0 0 5 2 】

まず、図 2 2 において、3 次元超音波装置は、ステップ S 1 にて送受信手段 (図 1 の例では 2 D アレイプローブ及びパルサ / プリアンプ・ユニットを含む) により被検体内の心臓左室を含む診断部位に対して超音波ビームを送信し、その超音波エコーを受信する。

20

【 0 0 5 3 】

そして、ステップ 2 にて 3 次元データ生成手段 (図 1 の例では受信遅延回路、エコープロセッサ、及びドブラプロセッサを含む) により超音波エコーから診断部位に関する 3 次元データ (3 次元形態情報、速度情報やパワー値等の 3 次元血流情報、造影剤を用いたコントラスト影像法によるコントラスト画像) を生成する (ステップ S 2) 。

【 0 0 5 4 】

次いで、ステップ S 3 にて心腔検出手段 (図 1 の例では心腔検出部を含む) により例えば前述したアルゴリズム (例えば、前述の図 2 ~ 図 7 及びその説明参照) を実行して 3 次元データから心腔を検出する。

30

【 0 0 5 5 】

そこで、ステップ S 4 にて表示画像生成手段 (上述の例では 3 D プロセッサ、表示ユニット、及びモニタを含む) により 3 次元データから前述したアルゴリズム (例えば、前述の図 8 ~ 図 1 5 及びその説明参照) を実行して心腔内データを除去または変換し (ステップ S 4 1) 、その心腔内データを除去または変換した 3 次元画像をモニタ上に表示する (ステップ S 4 2) (例えば、前述の図 1 6 ~ 図 2 1 及びその説明参照) 。

【 0 0 5 6 】

この場合の具体例としては、例えば、以下に説明する M I P 処理、及びボリュームレンダリング処理を用いた場合が考えられる。

【 0 0 5 7 】

40

(1) M I P 処理を用いた場合

この場合は、まず、心腔領域内の 3 次元画像データを血流が少ない又は無いことを示す値に変換する (ステップ S 4 1) 。そして、この変換後の 3 次元画像データを投影方向に沿って M I P 処理して 2 次元平面上に投影し、これにより表示画像を生成する (ステップ S 4 2) 。

【 0 0 5 8 】

(2) ボリュームレンダリング処理を用いた場合

この場合は、まず、心腔領域内の 3 次元画像データを透明度の高い値に変換する (ステップ S 4 1) 。そして、この変換後の 3 次元画像データを投影方向に沿ってボリュームレンダリング処理して 2 次元平面上に投影し、2 次元の表示画像を生成する (ステップ S 4

50

2)。なお、ボリュームレンダリング処理では、通常、画像の値に応じてその画素の透明度が高くなるように設定されている。このため、3次元画像データの値を血流が少ない又は無いことを示す値に変換することにより透明度を高くすることができる。また、透明度を高くする方法として、3次元画像データの位置に対応して設けられている透明度の設定値を高くするという方法を採用してもよい。

【0059】

(3) ボリュームレンダリング処理の他の例を用いた場合

この場合は、心腔領域内の3次元画像データを、透明度が低く、血流を表す色を容易に識別できる色のデータに変換する(ステップS41)。そして、この変換後の3次元画像データを投影方向に沿ってボリュームレンダリング処理して2次元平面上に投影し、2次元の表示画像を生成する(ステップS42)。これにより、心筋の血流の少ない部分は、心腔領域に割り当てられた色が表れるため、心筋の虚血領域を容易に識別することができる。

10

【0060】

なお、図22に示すステップS1～S4の処理手順において、ステップS4の処理は、図23に示すステップS5の処理と置き換えて単独または並行して実施することも可能である。すなわち、この場合の例では、前述と同様のステップS1～S3の各処理の後、ステップS5にて表示画像生成手段により3次元画像の境界として心腔領域の境界を設定し(ステップS51)、ここで設定された心腔領域境界に基づいて心腔領域のデータが表示画像に寄与しないように3次元画像データから2次元表示画像を生成する(ステップS52)。

20

【0061】

この場合の具体例としては、例えば、以下に説明するMIP処理およびボリュームレンダリング処理を用いた場合が考えられる。

【0062】

すなわち、MIP処理を用いた場合は、心筋を横切る方向に沿って設定された心腔境界領域までMIP処理をし、これにより得られた値を心腔領域境界に割り当てる。そして、この心腔領域境界に割り当てられた値を2次元平面上に投影することにより2次元の表示画像を生成する。これにより、心腔領域内のデータが画像データの処理範囲に含まれないように心腔領域境界で画像データの処理範囲に制限されているため、心腔領域のデータが表示画像に寄与しないように3次元画像データから2次元表示画像を生成することができる。

30

【0063】

また、ボリュームレンダリング処理を用いた場合は、投影方向に沿って3次元画像データを2次元平面上に投影して2次元の表示画像を生成する。このときの投影では、設定された心腔領域境界より心筋側の領域までをボリュームレンダリング処理の対象とし、心腔領域境界より心腔側の領域についてはボリュームレンダリング処理の対象としないようにする。これにより、心腔領域のデータが表示画像に寄与しないように3次元画像データから2次元表示画像を生成することができる。

【符号の説明】

40

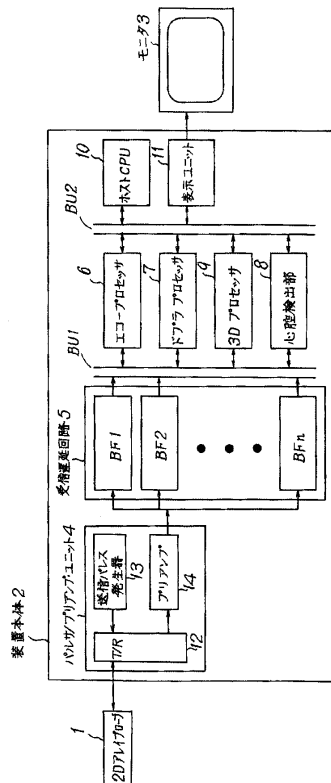
【0064】

- 1 2次元アレイプロープ
- 2 装置本体
- 3 モニタ
- 4 パルサ/ブリアンプ・ユニット
- 5 送信遅延回路
- 6 エコープロセッサ
- 7 ドブラプロセッサ
- 8 心腔検出部
- 9 3Dプロセッサ

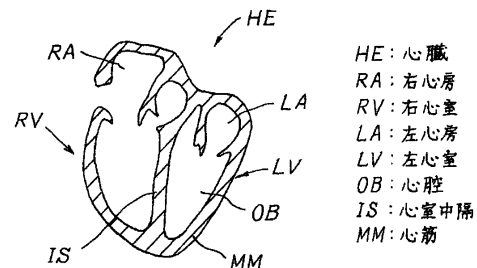
50

- | | |
|-------------|---------------|
| 1 0 | ホストCPU |
| 1 1 | 表示ユニット |
| HE | 心臓 |
| OB | 心腔 |
| LV | 左心室（左室） |
| LV 1 | 手前側の分割左室 |
| LV 2 | 裏側の分割左室 |
| RV | 右心室（右室） |
| IS | 心室中隔 |
| MM | 心筋 |
| M 1 | 左室心内膜 |
| BL 1 | 冠血流 |
| BL 2 | 心腔内血流 |
| BL 2 a | 手前側の冠血流 |
| BL 2 b | 裏側の冠血流 |
| BL 3 | 心筋パフュージョン |
| BL 2 a | 手前側の心筋パフュージョン |
| BL 2 b | 裏側の心筋パフュージョン |
| S 1 | 心腔境界面 |
| S 2 | 心腔外側面 |
| S 3 | 心腔内側面 |
| S 4 | 写像基準面 |
| D 1、D 2、D 3 | 一定距離 |
| PL | 分割断面（長軸を通る面） |
| AX | 左室の長軸 |

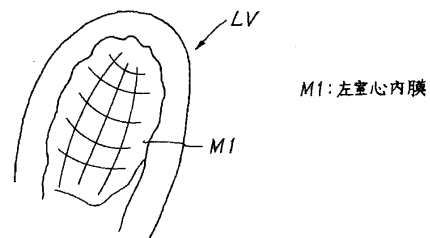
【 図 1 】



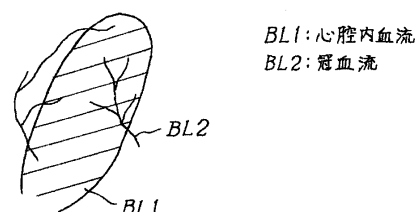
【圖 2】



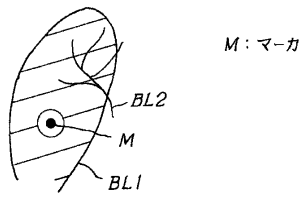
【 図 3 】



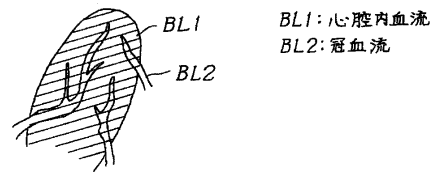
【圖 4】



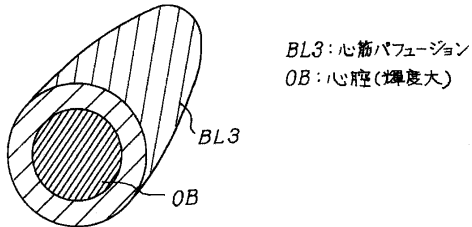
【図 5】



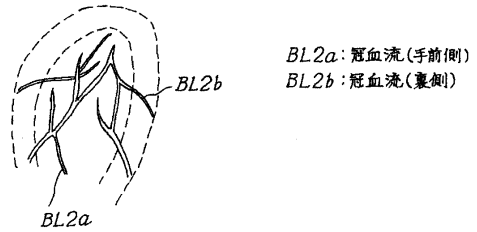
【図 8】



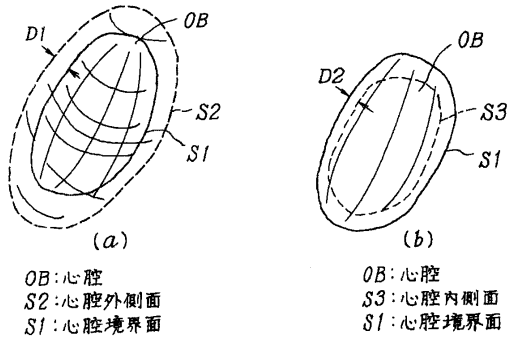
【図 6】



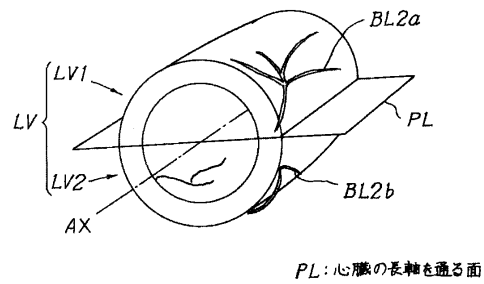
【図 9】



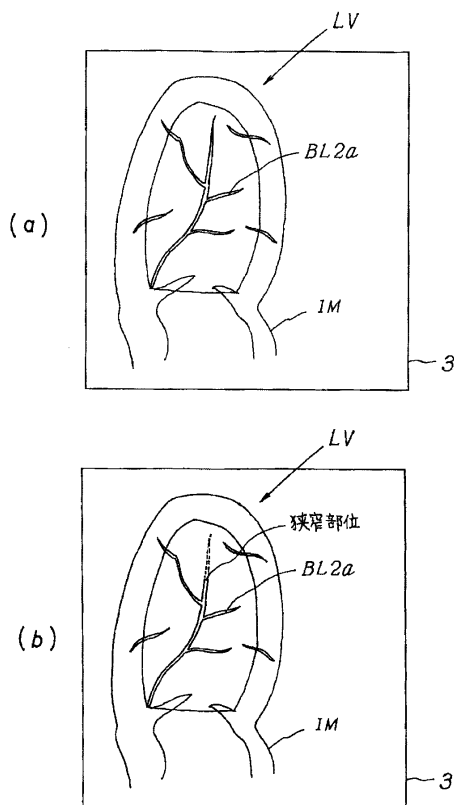
【図 7】



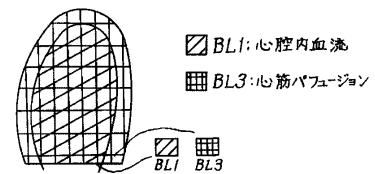
【図 10】



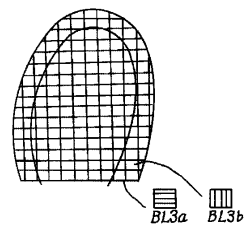
【図 11】



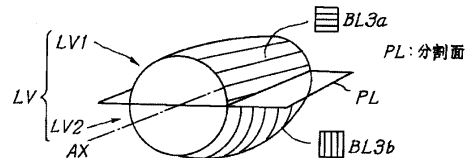
【図 12】



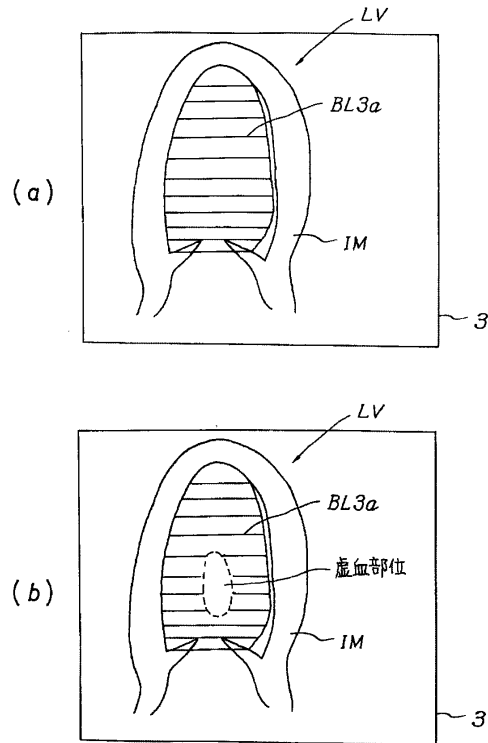
【図 13】



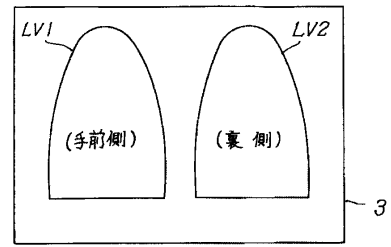
【図 14】



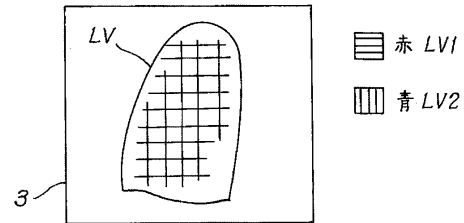
【図15】



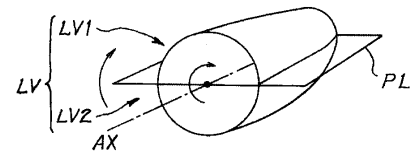
【図16】



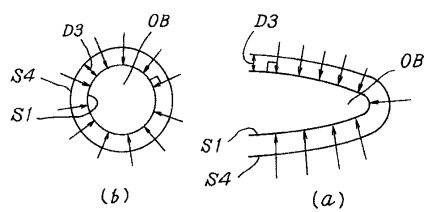
【図17】



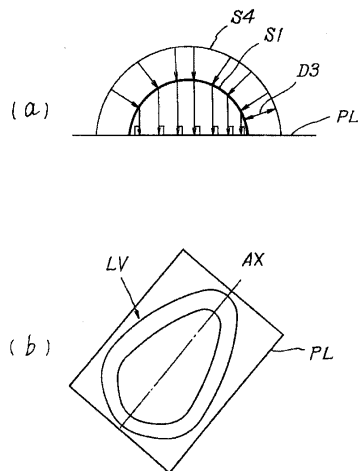
【図18】



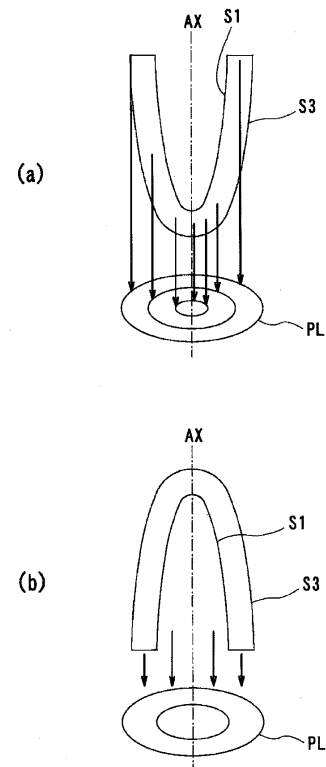
【図19】



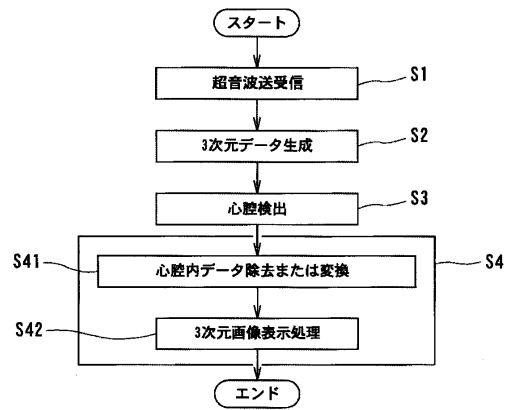
【図20】



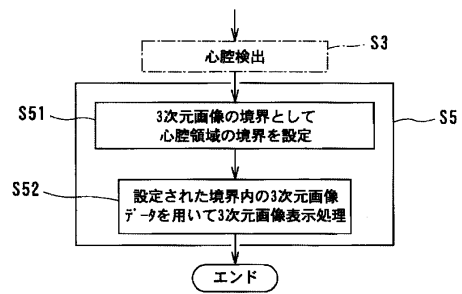
【図21】



【図 2 2】



【図 2 3】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平6 - 63046 (J P , A)
特開平6 - 285065 (J P , A)
特開平7 - 47066 (J P , A)
特開平7 - 175922 (J P , A)
特開平8 - 84729 (J P , A)
特開平9 - 164138 (J P , A)
特開平9 - 253085 (J P , A)
特開平9 - 262236 (J P , A)
国際公開第97 / 45724 (WO , A 1)

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

专利名称(译)	3次元超音波诊断装置		
公开(公告)号	JP4602467B2	公开(公告)日	2010-12-22
申请号	JP2010036485	申请日	2010-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	川岸哲也 神山直久		
发明人	川岸 哲也 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/06 A61B8/065 A61B8/13 A61B8/483 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/DE06 4C601/EE04 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC21 4C601/JC30 4C601/JC33 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/KK24		
代理人(译)	波多野尚志		
优先权	1998325610 1998-11-16 JP		
其他公开文献	JP2010148897A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(有纠正) 要解决的问题: 即使使用三维超声图像, 也可以将冠状动脉血流或心脏灌注的信息与心腔中的血流区分开来, 并且三维可理解地显示, 这对于临床诊断是有用的。提供三维心肌血流信息。 解决方案: 用于将超声波束三维地发送到包括受试者中的左心室并接收超声回波的诊断部位的装置, 以及基于超声回波的诊断部位的三维数据用于基于三维数据在三维数据中生成虚拟心室区域并且将临时心室区域的边界表面改变为外部或内部的恒定值的装置确定随后的心室区域, 并且修改心腔室区域, 并且获得通过将心脏的心肌区域划分预定分割平面而获得的第一心肌部分和第二心肌部分。以及用于产生显示图像的装置, 其中通过掩蔽心肌部分容易地识别第二心肌部分中的信息。 [选图]图1

