

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4589490号
(P4589490)

(45) 発行日 平成22年12月1日(2010.12.1)

(24) 登録日 平成22年9月17日(2010.9.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2000-211513 (P2000-211513)
 (22) 出願日 平成12年7月12日(2000.7.12)
 (65) 公開番号 特開2002-17719 (P2002-17719A)
 (43) 公開日 平成14年1月22日(2002.1.22)
 審査請求日 平成19年7月6日(2007.7.6)

(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
 (74) 代理人 100078765
 弁理士 波多野 久
 (74) 代理人 100078802
 弁理士 関口 俊三
 (72) 発明者 神田 良一
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株
 式会社東芝 那須工場内
 (72) 発明者 阿部 康彦
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株
 式会社東芝 那須工場内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び記録媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受信することで生体内の腔構造の輪郭を抽出する超音波診断装置において、
 前記腔構造を閉曲面から成ると仮定して前記輪郭を抽出する輪郭抽出手段と、
 前記腔構造における血流を検出する血流検出手段と、
 前記血流検出手段による検出結果に基づいて前記輪郭抽出手段で用いる前記仮定を変更
 する仮定変更手段と、
 を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記仮定変更手段は、前記血流検出手段によって血流が検出された部分において前記輪郭
 抽出手段による前記仮定を変更することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記仮定変更手段は、前記輪郭抽出手段による前記仮定を解除する手段であることを特
 徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記輪郭抽出手段は、基点からの探索距離を増加させながら前記輪郭を抽出すると共に
 、予め設定した最大探索距離まで達したときに、前記輪郭抽出を終了する手段であること
 を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記血流検出手段は、カラードブラ診断法を用いて血流の検出を行うことを特徴とする

20

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記血流検出手段は、1 心拍内に計測された複数フレームの血流情報に基づいて血流の有無を検出する手段であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記輪郭抽出手段は、前記腔構造の変化に合わせて、前記複数フレームのうちの任意のフレームにおける画素を別のフレームにおいては移動させる手段であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記輪郭抽出手段は、心電図情報に基づいて、前記複数フレームのうちの任意のフレームにおける画素を別のフレームにおいては移動させる手段であることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置によって読み取り可能な記録媒体であって、前記請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置における各動作が実行可能なプログラムを記録したことを特徴とする記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体内に超音波を送波し、反射や散乱等により帰ってくる超音波を受波することにより、生体内の観察画像を抽出することができる超音波診断装置に関し、特に、心臓の左心室等の腔構造の輪郭を抽出する技術に関する。

20

【0002】

【従来の技術】

近年、超音波を用いて生体内の腔構造の輪郭（例えば、左心室の内膜面等）を 2 次元又は 3 次元画像として自動的に抽出することができる超音波診断装置が開発されている。

【0003】

この抽出方法は、例えば、図 11 に示すように、オペレータが閉曲線設定画像（B モード画像）100 上の明らかに心臓の左心室 101 とされる部分に閉曲線 102 を設定すると、自動的に閉曲線 102 を構成する離散点 103 が拡張して行き、心腔 104 と心筋 105（又は心室中隔 106）の境界面（即ち左心室 101 の内膜面）を表した 2 次元又は 3 次元形状を抽出し、図 12 に示すような 2 次元の輪郭画像をモニタ上に表示するというものである。

30

【0004】

また、境界面であるか否かの検出は、例えば図 13 に示すように、左心室 101 における局所領域間 X—Y の輝度差を用いて行っている。具体的には、図 13 及び図 14（a）に示すように、超音波のエコー波に基づいて上記局所領域間 X—Y の輝度信号を抽出し、更に図 14（b）に示す如く、一定の強度（h）の輝度でスレッシュホールドすることで境界面を検出している。

【0005】

40

ここで、腔構造の輪郭を自動的に抽出する場合、当該自動抽出が成功するか否か、即ち、左心室 101 の内膜面の正確な輪郭形状を抽出できるか否かは、当該 B モード画像 100 の画質に大きく依存する。例えば、心筋 105 や心室中隔 106 の輝度が高く、心腔 104 内のアーティファクトが非常に抑制されているように抽出されれば、輝度値差を用いるだけのような比較的簡単なアルゴリズムで十分な成功を得ることができる。

【0006】

ところが、実際の B モード画像には、以下に示すように、画像抽出の失敗を誘発させる様々な要因が存在するため、単純なアルゴリズムでは十分な成功を得ることができない。

【0007】

かかる失敗の第 1 の要因として、患者によってアーティファクトの現れ方が異なっている

50

ということが挙げられる。人間はそれぞれ体質、肺の位置、肋骨の間隔等により、アーティファクトの発生原因が異なっているからである。また、第2の要因として、心腔内のアーティファクトは比較的高く、特に、超音波プローブに近い部分が顕著であるということが挙げられる。第3の要因として、心尖アプローチから見た側壁部分等の特定部分では、超音波のエコー波が得られない場合が多いということが挙げられる。

【0008】

そこで、従来は、上記画像抽出の失敗を防止するため、ある特定の領域で境界面を検出することができなくても、その近傍で検出できれば、適度な滑らかさを持った境界面を作り出して（公開特許公報：特開平8-96143等を参照）。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、従来のような方法では、腔構造は閉曲面で、それが滑らかに変化するという仮定を用いているため、この仮定が成立しない部分では、適切な境界面を作り出すことができない。即ち、エコー波信号がないために境界面が検出できなかった場合に、それが肋骨により超音波が届かない等の音響的な理由によるものなのか、或いは、欠損等のように組織自体がその部分に存在しないという理由によるものなのか認識できないため、適切な境界面を作り出すことができない。

【0010】

例えば、左心室の腔構造を検出しようとする、僧帽弁、大動脈弁等により上記仮定が成立しない場合や、心室中隔が欠損して穴が開いているにも拘らず、上記仮定により欠損していないように検出される場合がある。

【0011】

本発明は上述した事情を鑑みてなされたものであり、腔構造の形状に影響されずに生体内の腔構造の輪郭を適切に抽出することができる超音波診断装置及び記録媒体を提供することを目的としたものである。

【0013】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本発明のうち請求項1に記載の発明は、超音波を送受信することで生体内の腔構造の輪郭を抽出する超音波診断装置において、前記腔構造を閉曲面から成ると仮定して前記輪郭を抽出する輪郭抽出手段と、前記腔構造における血流を検出する血流検出手段と、前記血流検出手段による検出結果に基づいて前記輪郭抽出手段で用いる前記仮定を変更する仮定変更手段と、を具備したことを特徴とする超音波診断装置である。

【0014】

更に、請求項2に記載の発明は、前記仮定変更手段は、前記血流検出手段によって血流が検出された部分において前記輪郭抽出手段による前記仮定を変更することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置である。

【0015】

更にまた、請求項3に記載の発明は、前記仮定変更手段は、前記輪郭抽出手段による前記仮定を解除する手段であることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置である。

【0016】

また、請求項4に記載の発明は、前記輪郭抽出手段は、基点からの探索距離を増加させながら前記輪郭を抽出すると共に、予め設定した最大探索距離まで達したときに、前記輪郭抽出を終了する手段であることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置である。

【0017】

更に、請求項5に記載の発明は、前記血流検出手段は、カラードブラ診断法を用いて血流の検出を行うことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置である。

【0018】

更にまた、請求項6に記載の発明は、前記血流検出手段は、1心拍内に計測された複数フレームの血流情報に基づいて血流の有無を検出する手段であることを特徴とする請求項

10

20

30

40

50

5 に記載の超音波診断装置である。

【 0 0 1 9 】

また、請求項 7 に記載の発明は、前記輪郭抽出手段は、前記腔構造の変化に合わせて、前記複数フレームのうちの任意のフレームにおける画素を別のフレームにおいては移動させる手段であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置である。

【 0 0 2 0 】

また、請求項 8 に記載の発明は、前記輪郭抽出手段は、心電図情報に基づいて、前記複数フレームのうちの任意のフレームにおける画素を別のフレームにおいては移動させる手段であることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置である。

【 0 0 2 1 】

更に、請求項 9 に記載の発明は、前記請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置によって読み取り可能な記録媒体であって、前記請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置における各動作が実行可能なプログラムを記録したことを特徴とする記録媒体である。

【 0 0 2 2 】

ここで、上記「記録媒体」とは、上記超音波診断装置で上記動作を実行するためのプログラムが読み取り可能であればよく、物理的な記録方法には依存しない。

【 0 0 2 3 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を、図面に基づいて説明する。

【 0 0 2 4 】

図 1 は、本実施形態の超音波診断装置 1 の全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置 1 は、圧電振動子を有する超音波プローブ 2 と、この超音波プローブ 2 に電気パルスを送信すると共に超音波プローブ 2 からの電気パルスを受信する装置本体 3 と、この装置本体 3 に接続された ECG (心電図) センサ 4、操作パネル 5、及び TV モニタとしての画像表示装置 6 を有している。

【 0 0 2 5 】

この内、操作パネル 5 は、オペレータが手動で操作する各種スイッチを備えており、装置の駆動、停止を含め、各種信号を装置本体 3 に出力できるように構成されている。また、超音波プローブ 2 は、超音波を送受信することが可能なプローブである。画像表示装置 6 のモニタ画面には、後述する図 4 に示すような閉曲線設定画像である B モード画像又は図 9 若しくは又は図 10 に示すような生体内の腔構造の輪郭を示す輪郭画像が表示される。

【 0 0 2 6 】

また、図 1 に示すように、装置本体 3 は、超音波診断装置 1 全体の制御を行う CPU (中央処理装置) 7 と、この CPU 6 の制御に必要なプログラムが記憶されている制御プログラム記憶部 8 を備える。この制御プログラム記憶部 8 に記憶されているプログラムは、後述するアルゴリズムを実行するためのプログラムである。

【 0 0 2 7 】

更に、装置本体 3 は、送受信切替部 9 を介して超音波プローブ 2 に接続された送信ビームフォーマー 10 及び受信ビームフォーマー 11 を備え、この受信ビームフォーマー 11 の画像表示装置 6 側に B モード処理部 12 及びカラードプラ処理部 13 を接続した構成を有している。また、装置本体 3 は、B モード処理部 12 及びカラードプラ処理部 13 にそれぞれ接続されたスキャンコンバータ 14、15 を介して、共に表示合成部 16 に接続した構成を有している。更に、装置本体 3 は、前記表示合成部 16 に接続されたフレームメモリ 17 及び境界抽出部 18 を有している。

【 0 0 2 8 】

このうち、表示合成部 16 は、フレームメモリ 17 と複数のフレームを送受信可能となるように接続されており、境界抽出部 18 は、フレームメモリ 17 から送信された複数フレームに基づいて体腔内の輪郭抽出を行い、表示合成部 16 に送出するように接続されている。表示合成部 16 は、最終的に画像表示装置 6 に B モード画像、輪郭抽出画像を表示で

10

20

30

40

50

きるように、画像表示装置 6 に接続されている。

【 0 0 2 9 】

また、装置本体 3 は、E C G ユニット 1 9 を有している。E C G ユニット 1 9 は、E C G センサ 4 によって計測した心電図から R 波を検出し、当該 R 波信号を C P U 7 に送信するものである。

【 0 0 3 0 】

送信ビームフォーマー 1 0 は、後述する C P U 7 の制御の下、送受信切替部 9 を介して超音波プローブ 2 から診断対象に超音波を送波することができるように、超音波プローブ 2 を電氣的に駆動させるものである。これにより、超音波パルス信号が超音波プローブ 2 から診断対象へ送波され、この診断対象から反射してきたエコー波が超音波プローブ 2 で電気信号に変換され、送受信切替部 9 を介して受信ビームフォーマー 1 1 に供給される。

10

【 0 0 3 1 】

ここで、C P U 7 では、輪郭抽出モードがオペレータから指令されたときには、E C G ユニット 1 9 から送信された R 波信号に基づいて、送信ビームフォーマー 1 0 及び受信ビームフォーマー 1 1 を駆動するように制御している。この制御は、1 心拍内で B モード画像及びカラードプラ画像を構成する複数フレームを取得するためのものである。本実施形態では、B モード画像を構成する 1 フレームとカラードプラ画像を構成する 1 フレームの画像データを収集するためのスキャンを、一定期間（例えば、 $T = 200 \text{ [ms ec]}$ ）毎に行うようにしている。よって、1 心拍は通常、約 1 [sec] であることを考慮すると、図 2 に示すように、例えば、1 心拍内で $T_1 \sim T_5$ の期間における B モード画像情報とカラードプラ画像情報を取得することができる。 $T_1 \sim T_5$ の期間では、図 3 (a) に示すように、B モード画像を構成する 5 フレーム ($B_1 \sim B_5$) と、図 3 (b) に示すカラードプラ画像を構成する 5 フレーム ($C_1 \sim C_5$) の取得が可能である。

20

【 0 0 3 2 】

続いて、図 1 に示すように、受信ビームフォーマー 1 1 に供給されたエコー波のエコー信号（電気信号）は、増幅、A / D 変換、遅延処理等の信号処理が施され、デジタルエコー信号として B モード用信号処理部 1 1 及びカラードプラ用信号処理部 1 2 に供給される。

【 0 0 3 3 】

次に、B モード用信号処理部 1 2 及びカラードプラ用信号処理部 1 3 では、それぞれ B モードの断層像データ及びカラードプラの断層像データに信号処理され、更に、スキャンコンバータ 1 4、1 5 でセクタ走査方式から例えばインターレース走査方式の画像信号に変換される。

30

【 0 0 3 4 】

これらの変換された画像信号は、共に表示合成部 1 6 に供給される。表示合成部 1 6 に供給された B モード用画像信号は、C P U 7 からの命令に基づいて画面拡大、縮小等の加工及び D / A 変換等が行われ、画像表示装置 5 に B モード画像として表示される。一方、表示合成部 1 6 に供給された B モード用画像信号及びカラードプラ用画像信号は、順次フレームメモリ 1 7 にも供給され、図 3 に示す如く複数フレーム ($B_1 \sim B_5$ 、 $C_1 \sim C_5$) として記憶される。

【 0 0 3 5 】

フレームメモリ 1 7 に記憶された上記複数フレーム ($B_1 \sim B_5$ 、 $C_1 \sim C_5$) は、境界抽出部 1 8 において、以下に示すアルゴリズムに従って信号処理され、表示合成部 1 6 を介して画像表示装置 6 に輪郭画像として表示される。

40

【 0 0 3 6 】

次に、本実施形態の動作について説明する。

【 0 0 3 7 】

尚、本実施形態では、説明の便宜上、心臓の左心室内の 2 次元輪郭画像を表示する場合を説明する。また、2 次元輪郭画像を画像表示装置 6 に表示するには、まず閉曲線設定画像を表示する必要があるが、この閉曲線設定画像は通常の B モード画像であるため、その表示方法は省略し、閉曲線の設定から説明する。更に、境界があるか否かの判断は、幾つか

50

の方法により行うことが考えられるが、本実施形態では従来と同様に、図 1 4 及び図 1 5 に示す如く局所領域間 X—Y の輝度差を用いて行うこととするため、その説明を省略する。

【 0 0 3 8 】

まず、オペレータは図 4 に示すように画像表示装置 6 に表示された閉曲線設定画像（B モード画像）2 0 上の明らかに心臓の左心室 2 1 内と思われる適宜な位置（基点）に、操作パネル 5 を用いて閉曲線 2 2 を設定する。この場合、既に左心室 2 1 内の心腔 2 3 と心筋 2 4（又は心室中隔 2 5）の境界を検出しており、まだ検出されていない部分が存在する場合には、当該検出されていない方向に対して、閉曲線 2 2 を拡大する方向に境界の探索範囲を設定する。閉曲線 2 2 の設定が終了すると、オペレータは自動輪郭抽出を開始するために、操作パネル 5 上の図示しない探索開始スイッチを ON にする。これにより、装置本体 3（特に、境界抽出部 1 8）で図 5 に示すアルゴリズムに基づいて自動的に 2 次元の輪郭画像が生成され、画像表示装置 6 に表示される。そこで、次に、図 5 に示すアルゴリズムを説明する。

10

【 0 0 3 9 】

まず、オペレータによって設定された閉曲線 2 2 のうち、境界位置検出が終了していない離散点を一段階（一定範囲）拡大させる（ステップ S 1）。次に、当該拡大された離散点のうち任意の離散点において、カラードプラ情報に基づいて、血流があるか否かを判断する（ステップ S 2）。

【 0 0 4 0 】

ここで、血流の有無を判断する場合、1 心拍内に計測されたカラードプラ画像情報の複数フレーム（ $C_1 \sim C_5$ ）から、総合的に判断して行う。即ち、1 心拍内には、図 2 に示すようにほとんど血流が計測できない期間（ $T_2 \sim T_5$ ）が存在するため、血流を正確に計測するには、少なくとも 1 心拍内における複数フレームに基づいて行う必要がある。

20

【 0 0 4 1 】

また、このように、複数フレームに基づいて血流を計測する場合、図 6 に示すように、心臓の収縮及び拡張に伴って、左心室 2 1 も収縮及び拡張してしまうため、同じ画素 2 6 a（1 個の画素自体又は複数の画素の集りをいう。）で血流の有無を計測すると誤ったものとなる。そこで、図 6 に示すように、あるフレームで画素 2 6 a の部分に血流があるか否かを計測した場合には、次のフレームでは計測位置を移動させて画素 2 6 b の部分に血流があるか否かを計測することにより、常に、左心室 2 1 における同じ部位で血流の有無を計測する。この際、左心室 2 1 の重心を基準にして左心室 2 1 の外形を相似的に拡大又は縮小する必要がある。また、画素 2 6 a から画素 2 6 b への移動は、CPU 7 から境界抽出部 1 8 に送信された命令に基づいて行われ、この命令は、ECG ユニット 1 9 から得られた心拍に同期したものである。このようにして、あるフレームで欠損等が存在すると判断した場合には、左心室 2 1 が拡張又は縮小された他のフレームにおいても、前記欠損が存在している部分は、そのまま欠損が存在しているものとして輪郭抽出を行う。

30

【 0 0 4 2 】

次に、上記ステップ S 2 において血流がないと判断した場合には、更に、B モード情報に基づいて、境界が存在するか否かを判断する（ステップ S 3）。境界がないと判断した場合には、腔構造は閉曲面で、それが滑らかに変化するという従来と同様の仮定を採用し、当該離散点の近傍の境界情報から補間的に境界面を作り出して、当該離散点における境界位置検出は終了する（ステップ S 4）。このケースは、図 8 に示す離散点 2 7 a が該当する。離散点 2 7 a では、B モードの画質低下により輝度が低くなっているため境界が存在しないと判断されるが、カラードプラ情報により血流が存在しないと検出されるため、実質的に境界面が存在すると判断される。これにより、離散点 2 7 a の近傍の情報から補間的に境界面を作り出される。

40

【 0 0 4 3 】

一方、上記ステップ S 3 で境界があると判断した場合には、当該離散点の部分を境界面と判断し、当該離散点における境界位置検出は終了する（ステップ S 5）。このケースは、

50

図 7 に示す離散点 2 7 b が該当する。離散点 2 7 b では、心腔 2 3 と心筋 2 4 の境界が存在しており、欠損等は存在していない。

【 0 0 4 4 】

これに対して、上記ステップ S 2 で血流があると判断した場合には、閉曲線 2 4 上の離散点の判断を全て終了したか、即ち、境界位置検出の判断が閉曲線 2 4 上を一周したか否かを判断する（ステップ S 6）。このケースは、図 7 に示す離散点 2 7 c と図 8 に示す離散点 2 7 d の 2 つの場合が考えられる。離散点 2 7 c のケースでは、左心室 2 1 内の血流が検出されるため、境界面まで達しておらず、まだ拡大する余地があると判断される。また、離散点 2 7 d のケースでは、心室中隔 2 5 に欠損が存在しているため、血流があると判断される。

10

【 0 0 4 5 】

また、同様に、上記ステップ S 4、5 で、当該離散点での境界位置検出が終了した場合も、ステップ S 6 で一周したか否かを判断する。

【 0 0 4 6 】

次に、ステップ S 6 で、離散点での境界位置検出の判断に関して閉曲線 2 4 上を一周していない、即ち、閉曲線 2 4 上の離散点のうちでまだ判断の終了していないものが存在する場合には、上記ステップ S 2 に戻る。一方、ステップ S 6 で、一周した、即ち、当該閉曲線の拡大位置で一通りの判断が終了した場合には、更に、全ての離散点で境界位置検出が終了したか、又は最大探索距離まで達したか否かを判断する（ステップ S 7）。

【 0 0 4 7 】

ここで、最大探索距離は、左心室 2 1 の重心を中心として、予め設定されており、余分な探索を行うことによって探索時間が長期化することを防止するためのものである。尚、前記最大探索距離の変更は可能であり、変更する場合には操作パネル 5 における操作によって行う。

20

【 0 0 4 8 】

続いて、上記ステップ S 7 において、全ての離散点で境界位置検出が終了していないか、又は、最大探索距離まで達していない場合には、当該境界位置検出が終了していない離散点を一段階拡大させて、当該拡大した位置で上記ステップ S 2 ~ 6 の判断を行う。一方、上記ステップ S 7 で、全ての離散点で境界位置検出が終了したか、又は、最大探索距離まで達した場合には、境界位置検出が終了する。

30

【 0 0 4 9 】

ここで、上記ステップ S 2 で、図 7 に示す離散点 2 7 c のケースと図 8 に示す離散点 2 7 d のケースが考えられたが、この 2 つのケースの違いは、当該ステップ 7 で明確になる。即ち、離散点 2 7 c のケースでは、また拡大する余地があるため、全ての離散点で境界位置検出が終了していないとして、ステップ S 1 に戻る。これに対して、離散点 2 7 d のケースでは、当該離散点 2 7 d が欠損 2 6 を通り抜けるため、境界位置検出が終了しないが、予め設定しておいた最大探索距離まで達すれば、その場所で境界位置検出が終了することになる。尚、この場合、最大探索距離は、当該欠損の位置よりある程度拡大した位置で探索が終了するように、予め設定されている。即ち、たとえ心室中隔 2 5 に欠損 2 6 が存在しても、離散点が右心室の心筋まで達しないと境界位置検出が終了するという訳ではなく、オペレータが輪郭抽出画像を見たときに、欠損が存在していると認識できる程度に、当該離散点が拡大される。

40

【 0 0 5 0 】

尚、上記のアルゴリズムを用いると、僧帽弁や大動脈弁が開いている場合には、血流があるため、欠損が存在する場合と同様に判断され、左心房や大動脈まで境界位置検出が行われるが、僧帽弁や大動脈弁は輝度が高いので、モニタ上に明確に表示できるので、オペレータは誤認することはない。

【 0 0 5 1 】

このように、本実施形態の特有のアルゴリズムによって、最終的に画像表示装置 6 のモニタ上に、図 9 に示すような 2 次元の輪郭抽出画像が表示される。また、本実施形態を 3 次

50

元に応用すれば、即ち、閉曲線 24 を球状に展開すれば、図 10 に示すような 3 次元の輪郭抽出画像が表示される。これにより、オペレータは、心室中隔 25 に欠損 26 が存在していると認識することができる。

【0052】

以上のように、本実施形態によれば、患者によってアーティファクトが異なっている等により B モード画像の画質が悪い場合でも、上記仮定（腔構造は閉曲面で、それが滑らかに変化すること）を用いることにより画素抽出の失敗を解消し、かつ、前記仮定を用いることによって生じた弊害をカラー Doppler 情報を用いて除去することで、どのような状況下でも生体内の腔構造の輪郭を適切に抽出することができる。

【0053】

尚、上記アルゴリズムを実行するためのプログラムは、制御プログラム記憶部 8 に記憶されているが、これに限るものではなく、当該プログラムが記録されている FD、CD-ROM、CD-R、DVD、MD、MO、磁気テープ等の記録媒体を用いて、当該プログラムを制御プログラム記憶部 8 にインストールし、上記手順と同様に処理させてもよい。

【0054】

また、本実施形態では、画像表示装置における操作パネル 5 によって各種設定が行えるようにしているが、これに限るものではなく、画像表示装置 6 のモニタ上に形成されたタッチパネルによって各種設定を行うようにしてもよい。

【0055】

更に、本実施形態では、画像表示装置 6 の 1 つの画面上に、閉曲線設定画像 20 と 2 次元輪郭抽出画像 28（又は 3 次元輪郭抽出画像 29）を別々に表示したが、これに限るものではなく、2 画面表示として、それぞれを同時に表示してもよい。また、画像表示装置 6 を 2 つ使用して、一方の画面に閉曲線設定画像 20 を表示させ、他方の画面に 2 次元輪郭抽出画像 28（又は 3 次元輪郭抽出画像 29）を表示させるようにしてもよい。

【0056】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、腔構造は閉曲面でそれが滑らかに変化するという仮定を用いて B モードの画質の低下を解消し、当該仮定を用いることによって生じた弊害をカラー Doppler 情報を用いて解消することにより、腔構造の形状に影響されずに、生体内の腔構造の輪郭を適切に抽出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本実施形態の超音波診断装置 1 の全体構成を示すブロック図。

【図 2】本実施形態の ECG ユニット 19 により計測された心電図を示す図。

【図 3】本実施形態のフレームメモリ 17 に記録される B モード画像情報及びカラー Doppler 画像情報を示す概念図。

【図 4】本実施形態の画像表示装置 6 のモニタ上に表示される閉曲線設定画像 20 を示す図。

【図 5】本実施形態の超音波診断装置 1 で行われる輪郭抽出のためのアルゴリズムを示したフローチャート。

【図 6】本実施形態の境界抽出部 18 で血流の有無を判断する場合に行われる画素 26 の移動を示す概念図。

【図 7】本実施形態の画像表示装置 6 のモニタ上に表示される閉曲線設定画像 20 を示す図。

【図 8】本実施形態の画像表示装置 6 のモニタ上に表示される閉曲線設定画像 20 を示す図。

【図 9】本実施形態の画像表示装置 6 のモニタ上に表示される 2 次元輪郭抽出画像 28 を示す図。

【図 10】本実施形態の画像表示装置 6 のモニタ上に表示される 3 次元輪郭抽出画像 29 を示す図。

【図 11】従来の超音波診断装置のモニタ上に表示される閉曲線設定画像 100 を示す図

10

20

30

40

50

。

【図 1 2】従来の超音波診断装置のモニタ上に表示される 2 次元輪郭抽出画像を示す図。

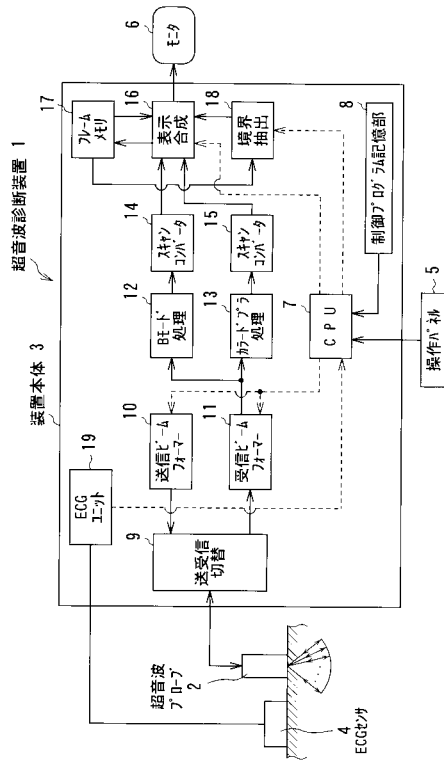
【図 1 3】従来及び本実施形態における輪郭抽出を行う場合において、一定の強度（h）の輝度でスラッシュホールドする位置（X - Y）を示した概念図。

【図 1 4】従来及び本実施形態における輪郭抽出を行う場合において、上記スラッシュホールドするための位置における輝度を示した図。

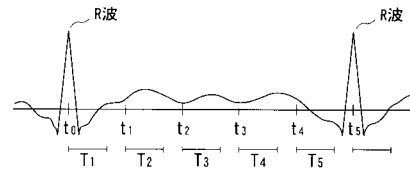
【符号の説明】

1	超音波診断装置	
2	超音波プローブ	
3	装置本体	10
4	E C G センサ	
5	操作パネル	
6	画像表示装置（モニタ）	
7	C P U	
8	制御プログラム記憶部	
9	送受信切替部	
1 0	送信ビームフォーマー	
1 1	受信ビームフォーマー	
1 2	B モード処理部	
1 3	カラードブラ処理部	20
1 4	<u>スキャンコンバータ</u>	
1 5	<u>スキャンコンバータ</u>	
1 6	表示合成部	
1 7	フレームメモリ	
1 8	境界抽出部	
2 0	閉曲線設定画像（B モード画像）	
2 1	左心室	
2 2	閉曲線	
2 3	心腔	
2 4	心筋	30
2 5	心室中隔	
2 6	画素	
2 7	離散点	
2 8	2 次元輪郭抽出画像	
2 9	3 次元輪郭抽出画像	
1 0 0	閉曲線設定画像	
1 0 1	左心室	
1 0 2	閉曲線	
1 0 3	離散点	
1 0 4	心腔	40
1 0 5	心筋	
1 0 6	心室中隔	

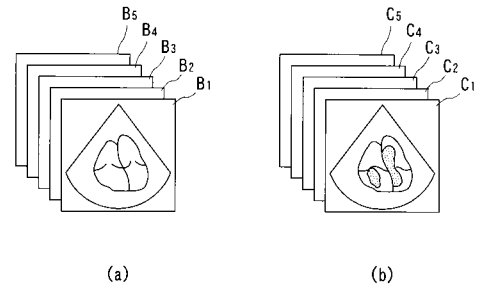
【図 1】



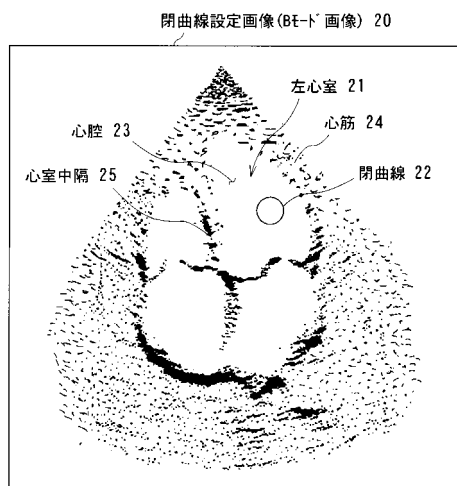
【図 2】



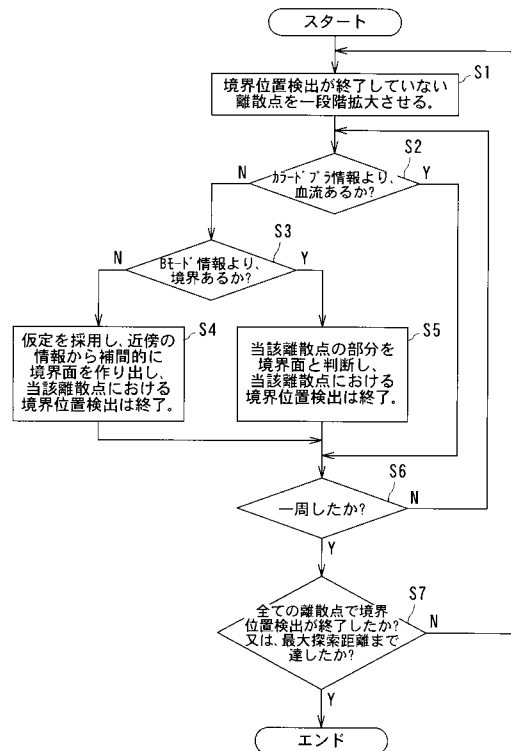
【図 3】



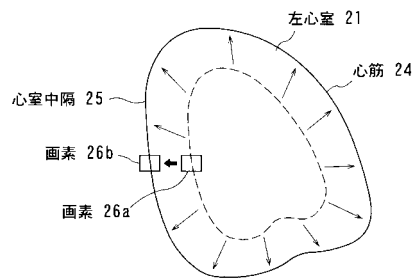
【図 4】



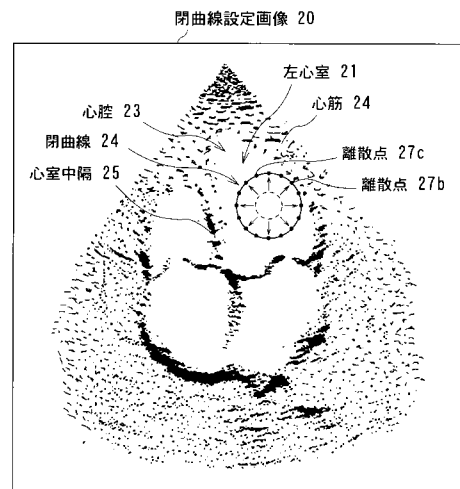
【図 5】



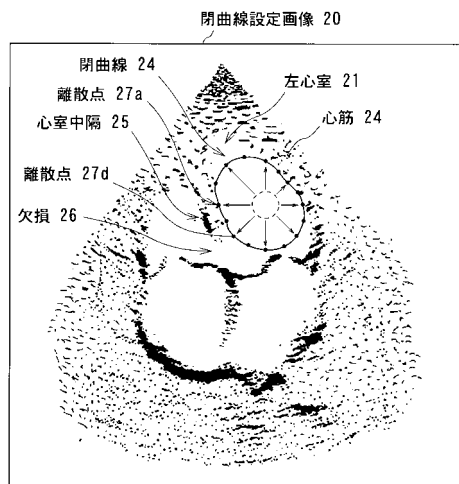
【図 6】



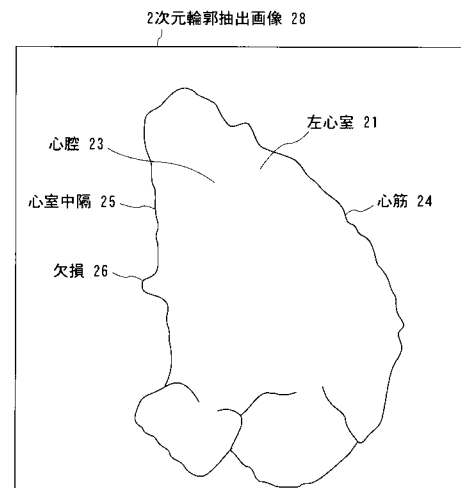
【図 7】



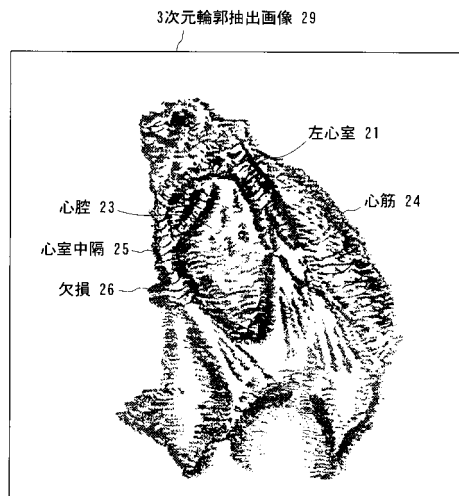
【図 8】



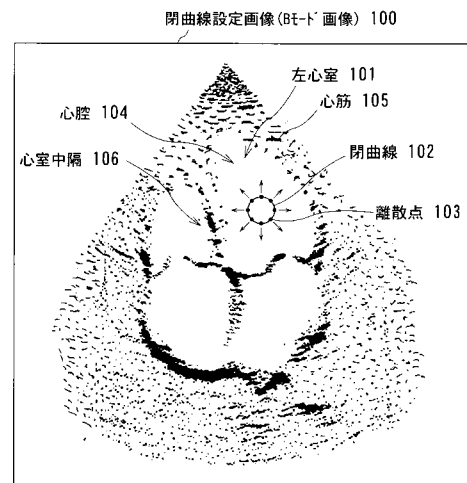
【図 9】



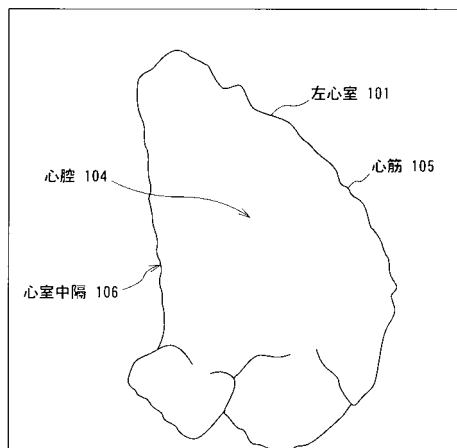
【図 10】



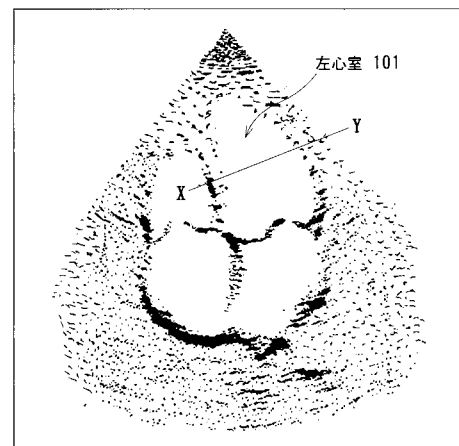
【図 11】



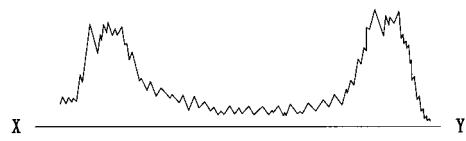
【図 12】



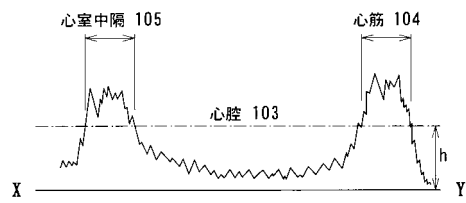
【図 13】



【図 14】



(a)



(b)

フロントページの続き

(72)発明者 山崎 延夫
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝 那須工場内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平 0 7 - 0 5 9 7 7 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和记录介质		
公开(公告)号	JP4589490B2	公开(公告)日	2010-12-01
申请号	JP2000211513	申请日	2000-07-12
[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	神田良一 阿部康彦 山崎延夫		
发明人	神田 良一 阿部 康彦 山崎 延夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD04 4C301/DD07 4C301/EE11 4C301/FF28 4C301/JC08 4C301/JC20 4C301/KK21 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC09 4C601/KK18 4C601/LL38		
代理人(译)	波多野尚志		
其他公开文献	JP2002017719A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在任何条件下适当提取生物体内腔结构轮廓的超声波检查仪，并提供记录介质。解决方案：在检测生物体中空腔结构的结构信息的情况下，假设空腔结构为闭合曲面，则从近闭曲面的信息中插入确定闭合曲面。这是顺利改变的。然而，在本发明中，在使用彩色多普勒信息确定血流的存在的情况下，假设被释放或缓解。因此，如果存在缺陷，则确定缺陷存在，而不像传统方式那样将其确定为闭合曲面，从而可以提取适当的轮廓。

