

(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2009-153600

(P2009-153600A)

(43) 公開日 平成21年7月16日(2009.7.16)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2007-332771 (P2007-332771)
(22) 出願日 平成19年12月25日(2007.12.25)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(74) 代理人 100081411
弁理士 三澤 正義

最終頁に続く

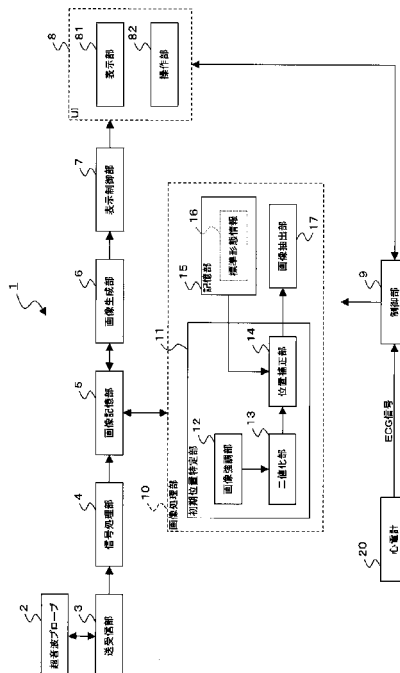
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】注目部位の輪郭を超音波画像から抽出するための初期位置の確度向上を図る。

【解決手段】超音波診断装置1は、標準形態情報16を予め記憶している。標準形態情報16は、心臓の弁膜部や心尖部を含む体内領域の標準的な形態を表す情報である。超音波診断装置1は、被検体の心臓の画像データを形成して画像(心尖四腔断層像等)を表示する。オペレータは、表示画像中の弁膜部や心尖部の位置を指定する。弁膜部等の位置が表示画像中に指定されると、超音波診断装置1は、標準形態情報16に基づいて各指定位置を補正し、この補正後の指定位置を初期位置として左心室の内面に相当する画像領域を表示画像から抽出する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に向けて超音波を送信し、前記被検体内からの前記超音波の反射波を受信し、この受信結果に基づいて画像データを形成する形成手段と、

所定の体内位置を含む体内領域の標準的な形態を表す標準形態情報を予め記憶する記憶手段と、

前記画像データに基づく体内画像を表示する表示手段と、

前記体内画像中の画像領域を指定するための操作手段と、

前記指定された画像領域と前記標準形態情報とに基づいて、前記所定の体内位置に相当する前記体内画像中の位置を特定する特定手段と、

前記特定された位置を初期位置として前記被検体内の所定部位の輪郭を前記体内画像から抽出する抽出手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像領域として前記体内画像中の位置が指定されたときに、前記特定手段は、前記標準形態情報に基づいて当該指定位置を補正し、前記補正後の指定位置を前記所定の体内位置に相当する位置として特定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記標準形態情報は、前記体内領域の標準的な形態を表す標準二値画像を含み、

前記特定手段は、当該指定位置を含む前記体内画像の部分画像を二値化する二値化手段を含み、前記二値化された部分画像と前記標準二値画像とを比較して該指定位置を補正する、

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】

前記特定手段は、前記部分画像の画素値を強調する強調手段を含み、

前記二値化手段は、前記画素値が強調された前記部分画像を二値化する、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像領域として前記体内画像中に広がりを持つ範囲が指定されたときに、前記特定手段は、前記標準形態情報に基づいて前記所定の体内位置に相当する当該指定範囲中の位置を特定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記標準形態情報は、前記体内領域の標準的な形態を表す標準二値画像を含み、

前記特定手段は、当該指定範囲に含まれる前記体内画像の部分画像を二値化する二値化手段を含み、前記二値化された部分画像と前記標準二値画像とを比較して前記所定の体内位置に相当する位置を特定する、

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】

前記特定手段は、前記部分画像の画素値を強調する強調手段を含み、

前記二値化手段は、前記画素値が強調された前記部分画像を二値化する、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記記憶手段は、複数の異なる体内位置に対応する複数の標準形態情報を予め記憶し、

前記特定手段は、前記画像データに基づいて前記体内画像に表現された体内位置を特定し、該体内位置に対応する標準形態情報を前記記憶手段から選択し、前記選択された標準形態情報に基づいて該体内位置に相当する位置を特定する、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

前記形成手段は、時系列に沿って順次に超音波を送信し、前記被検体からの反射波を順次に受信し、これら受信結果に基づいて前記被検体の体内の時間変化を表す動画像データを形成し、

前記表示手段は、前記動画像データに含まれる一のフレームの体内画像を表示し、

前記特定手段は、前記操作手段により前記一のフレームの体内画像中の画像領域が指定されたときに、該指定された画像領域と前記標準形態情報とに基づいて前記所定の体内位置に相当する該体内画像中の位置を特定し、更に、該特定された位置と前記標準形態情報とに基づいて、他のフレームの体内画像における前記所定の体内位置に相当する位置を特定し、

前記抽出手段は、前記動画像データの各フレームについて、前記特定された位置を初期位置として前記所定部位の輪郭を抽出する、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記標準形態情報は、前記体内領域の断面の標準的な形態を表す標準断面形態情報を含み、

前記形成手段は、前記被検体の体内の断層像の画像データを形成し、

前記表示手段は、前記断層像を表示し、

前記操作手段により前記断層像中の画像領域が指定されたときに、前記特定手段は、該画像領域と前記標準断面形態情報とに基づいて、前記所定の体内位置に相当する該画像領域中の位置を特定し、

前記抽出手段は、該特定された位置を初期位置として前記所定部位の輪郭を抽出する、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記標準形態情報は、前記体内領域の断面の標準的な形態を表す標準断面形態情報を含み、

前記形成手段は、前記被検体の体内の 3 次元的な形態を表すボリュームデータを形成し、

前記表示手段は、前記ボリュームデータに基づく、断面の異なる二以上の断層像を表示し、

前記操作手段により前記二以上の断層像のそれぞれに画像領域が指定されたときに、前記特定手段は、前記標準断面形態情報に基づいて、前記二以上の断層像のそれぞれにおける前記所定の体内位置に相当する位置を特定し、該特定された前記二以上の位置を結ぶ前記ボリュームデータ中の線状領域を特定し、

前記抽出手段は、該線状領域を初期位置として前記ボリュームデータから前記所定部位の輪郭を抽出する、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記所定の体内位置は、僧帽弁のヒンジポイントを含む心臓の特徴点であり、

前記体内画像は、前記被検体の左心室を含む心臓の画像であり、

前記被検体内の所定部位は、左心室の心筋の内膜面である、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 請求項 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

被検体内の超音波画像の画像データを受け付ける受付手段と、

所定の体内位置を含む体内領域の標準的な形態を表す標準形態情報を予め記憶する記憶手段と、

前記画像データに基づく超音波画像を表示する表示手段と、

前記超音波画像中の画像領域を指定するための操作手段と、

前記指定された画像領域と前記標準形態情報とに基づいて、前記所定の体内位置に相当する前記超音波画像中の位置を特定する特定手段と、

前記特定された位置を初期位置として前記被検体内の所定部位の輪郭を前記超音波画像

10

20

30

40

50

から抽出する抽出手段と、
を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 14】

被検体内の超音波画像の画像データを受け付けるコンピュータを、
所定の体内位置を含む体内領域の標準的な形態を表す標準形態情報を予め記憶する記憶手段、

前記画像データに基づく超音波画像を表示する表示手段、

前記超音波画像中の画像領域を指定するための操作手段、

前記指定された画像領域と前記標準形態情報とに基づいて、前記所定の体内位置に相当する前記超音波画像中の位置を特定する特定手段、及び、

前記特定された位置を初期位置として前記被検体内の所定部位の輪郭を前記超音波画像から抽出する抽出手段として機能させる、

ことを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置、画像処理装置及びプログラムに関し、特に、被検体の画像から注目部位の輪郭を抽出する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体に向けて超音波を発信し、体内組織の音響インピーダンスの差異により生じる反射波を受信し、この受信結果に基づいて被検体内を画像化する装置である。

【0003】

超音波診断装置は、超音波振動子を搭載した超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で画像をリアルタイムで取得することができる。そのため、超音波診断装置は、各種臓器の形態診断や機能評価などに広く用いられている。

【0004】

特に近年では、心臓病が増加傾向にあることに伴い、心臓の機能評価への適用が注目を集めている。たとえば特許文献1には、心臓の機能検査への適用例が開示されている。この技術は、心臓の断層像中の心筋/心腔境界（つまり心腔の輪郭若しくは心臓内膜の輪郭）を抽出するものである。

【0005】

特許文献1の手法は、注目部位の標準的な形態に対するパターンマッチングを行うことにより、画像中の注目部位の輪郭を抽出するものである。これは、ACT (Automated Contour Tracking) 法と呼ばれる技術の一例である。特許文献1の手法は、オペレータが入力した位置を初期位置（起点）として輪郭抽出を行うものであり、半自動のACT法に相当する。この初期位置としては、弁膜の付け根位置（僧帽弁のヒンジポイント）や心尖部などが指定される。

【0006】

なお、全自動の手法についても研究開発が進められているが、画像のパターン認識の精度向上が課題である。

【0007】

【特許文献1】特開2007-14542号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

半自動の手法においては、オペレータが入力する初期位置の確度が問題となる。たとえば、被検体の状態などにより濃淡がはっきりしない画像に初期位置を入力する場合、心筋/心腔境界の入力位置に数ピクセル程度の誤差が生じ、抽出結果の確度を低下させるおそ

10

20

30

40

50

れがある。

【0009】

また、超音波の反射具合により初期位置となる部位に類似した形態が描画されることがあるが、その場合には初期位置の入力ミスが生じるおそれがある。

【0010】

また、胎児や子供のように注目部位が小さな被検体を検査する場合には、パターン認識の対象となる画像領域が小さくなる。そうすると、初期位置が僅かにずれただけで、対象領域に含まれる特徴的な情報が少なくなり、結果として、パターンマッチングの確度が低下してしまう。

【0011】

この発明は、以上のような問題を解決するために為されたものであり、体内の注目部位の輪郭を抽出するための初期位置の確度の向上を図ることが可能な超音波診断装置、画像処理装置及びプログラム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】

【0012】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、被検体に向けて超音波を送信し、前記被検体内からの前記超音波の反射波を受信し、この受信結果に基づいて画像データを形成する形成手段と、所定の体内位置を含む体内領域の標準的な形態を表す標準形態情報を予め記憶する記憶手段と、前記画像データに基づく体内画像を表示する表示手段と、前記体内画像中の画像領域を指定するための操作手段と、前記指定された画像領域と前記標準形態情報とに基づいて、前記所定の体内位置に相当する前記体内画像中の位置を特定する特定手段と、前記特定された位置を初期位置として前記被検体内の所定部位の輪郭を前記体内画像から抽出する抽出手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0013】

また、請求項13に記載の発明は、被検体内の超音波画像の画像データを受け付ける受付手段と、所定の体内位置を含む体内領域の標準的な形態を表す標準形態情報を予め記憶する記憶手段と、前記画像データに基づく超音波画像を表示する表示手段と、前記超音波画像中の画像領域を指定するための操作手段と、前記指定された画像領域と前記標準形態情報とに基づいて、前記所定の体内位置に相当する前記超音波画像中の位置を特定する特定手段と、前記特定された位置を初期位置として前記被検体内の所定部位の輪郭を前記超音波画像から抽出する抽出手段とを備えることを特徴とする画像処理装置である。

【0014】

また、請求項14に記載の発明は、被検体内の超音波画像の画像データを受け付けるコンピュータを、所定の体内位置を含む体内領域の標準的な形態を表す標準形態情報を予め記憶する記憶手段、前記画像データに基づく超音波画像を表示する表示手段、前記超音波画像中の画像領域を指定するための操作手段、前記指定された画像領域と前記標準形態情報とに基づいて、前記所定の体内位置に相当する前記超音波画像中の位置を特定する特定手段、及び、前記特定された位置を初期位置として前記被検体内の所定部位の輪郭を前記超音波画像から抽出する抽出手段として機能させることを特徴とするプログラムである。

【発明の効果】

【0015】

この発明によれば、表示された画像中の画像領域をオペレータが指定したことに対応し、この指定された画像領域と標準形態情報とに基づいて、所定の体内位置に相当する画像中の位置を特定し、更に、この特定された位置を初期位置として被検体内の所定部位の輪郭を画像から抽出することができるので、体内の注目部位の輪郭を抽出するための初期位置の確度向上を図ることが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

この発明に係る超音波診断装置、画像処理装置及びプログラムの実施形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

以下、心臓（特に左心室）の超音波画像を解析する場合について説明するが、他の体内部位（臓器等）の超音波画像についても同様の解析処理を行うことが可能である。また、以下の説明において、複数の画素により構成される「画像データ」と、それに基づく「画像」とを同一視することがある。

【 0 0 1 8 】

[構成]

この発明に係る超音波診断装置の実施形態について説明する。この実施形態に係る超音波診断装置の構成例を図 1 に示す。

【 0 0 1 9 】

この実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、画像記憶部 5、画像生成部 6、表示制御部 7、ユーザインターフェイス（UI）8、制御部 9、画像処理部 10 を備えている。また、超音波診断装置 1 には、心電計 20 が接続されている。

10

【 0 0 2 0 】

超音波プローブ 2 には、所定のパターンで配列された複数の超音波振動子が設けられている。複数の超音波振動子は、たとえば、所定方向（走査方向）に 1 列に配列されている（1次元アレイプローブ）。このような超音波プローブ 2 は、セクタスキャン、ラインスキャン、コンベックスキャンなど、各種の超音波スキャンを行うことができる。なお、心臓の画像を取得する際には、セクタスキャンが採用されることが多い。

20

【 0 0 2 1 】

1次元アレイプローブとしての超音波プローブ 2 は、走査方向に直交する方向（揺動方向）に複数の超音波振動子を揺動させる機構を備えていてもよい。また、超音波プローブ 2 は、複数の超音波振動子が 2 次元的に配列された 2次元アレイプローブであってもよい。このような構成により、被検体内を 3 次元的に走査するボリュームスキャンを実行することができる。

【 0 0 2 2 】

このような構成を有する超音波プローブ 2 は、被検体の体表にあてがわれて使用され、被検体に向けて超音波を送信するとともに、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。

30

【 0 0 2 3 】

送受信部 3 は、図示しない送信部と受信部とを備え、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信する。

【 0 0 2 4 】

送信部は、制御部 9 の制御の下、超音波プローブ 2 に電気信号を供給して所定の焦点にビームフォーム（送信ビームフォーム）した超音波を送信させる。

【 0 0 2 5 】

送信部の具体的な構成を説明する。送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給する。

40

【 0 0 2 6 】

受信部は、超音波プローブ 2 が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことで、アナログの受信信号を整相された（受信ビームフォームされた）デジタルの受信データに変換する。つまり、受信部は、対象とする反射体から各超音波振動子までの距離に応じてそれぞれ時間的に異なって受信されたエコー信号を、その位相（時間）を揃えて加算し、焦点の合った 1 本の受信データ（1走査線上の画像用信号）を生

50

成する。

【0027】

受信部の具体的な構成を説明する。受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ2の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号をA/D変換する。受信遅延・加算回路は、A/D変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。この加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【0028】

信号処理部4は、Bモード処理部やCFM処理部などを備えている。送受信部3から出力されたデータは、いずれかの処理部にて所定の処理が施される。

10

【0029】

Bモード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からBモード超音波ラスタデータを生成する。より具体的に説明すると、Bモード処理部は、送受信部3から送られる信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。

【0030】

CFM (Color Flow Mapping) 処理部は、血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分散、パワーなどの情報がある。これらの情報はたとえば2値化情報として得られる。より具体的には、CFM処理部は、位相検波回路、MTI (Moving Target Indication) フィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器を備えている。CFM処理部は、組織信号と血流信号とを分離するためのハイパスフィルタ処理 (MTIフィルタ処理) を行い、自己相関処理により血流の移動速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。その他、CFM処理部は、組織信号を低減及び削減するための非線形処理を実行する場合もある。

20

【0031】

信号処理部4にはドブラ処理部が設けられていてもよい。ドブラ処理部は、送受信部3から出力される受信信号を直交検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出す。更に、ドブラ処理部は、ドブラ偏移周波数成分に対してFFT処理を施して、血流速度を表すドブラ周波数分布を生成する。

30

【0032】

信号処理部4は、信号処理後の超音波ラスタデータを画像記憶部5に出力する。画像記憶部5は、信号処理部4から超音波ラスタデータを受けて、この超音波ラスタデータを記憶する。

【0033】

また、超音波プローブ2と送受信部3とによってボリュームスキャン (被検体内の3次元領域に対する超音波スキャン) が行なわれた場合、信号処理部4は、このボリュームスキャンにより得られるエコー信号に基づいてボリュームデータを生成する。この処理は、たとえば、複数の断面におけるBモード画像 (断層像) を生成し、これら断層像のスタックデータを生成し、このスタックデータに補間処理等を施してボクセルを設定することにより行う。画像記憶部5は、信号処理部4からボリュームデータを受けて、このボリュームデータを記憶する。

40

【0034】

画像生成部6は、画像記憶部5に記憶されている超音波ラスタデータに基づいて画像データを生成する。画像生成部6は、DSC (Digital Scan Converter: デジタルスキャンコンバータ) を備えている。DSCは、走査線信号列で表される信号処理後の超音波ラスタデータを、直交座標で表される画像データに変換する (スキャンコンバージョン処理)。前述のBモード処理部にて信号処理が施された場合、画像生成部6は、Bモード超音波ラスタデータにスキャンコンバージョン処理を施して、被検体の

50

組織形状を表す B モード画像データを生成する。

【 0 0 3 5 】

また、ポリウムスキャンが行なわれている場合、画像生成部 6 は、画像記憶部 5 からポリウムデータを読み込み、このポリウムデータにポリウムレンダリングを施すことで、被検体の組織形状を立体的に表す 3 次元画像データを生成する。また、画像生成部 6 は、ポリウムデータに M P R 処理 (M u l t i P l a n n a r R e c o n s t r u c t i o n) を施すことにより、任意断面における画像データ (M P R 画像データ) を生成する。

【 0 0 3 6 】

画像生成部 6 は、上記のようにして生成された超音波画像データを表示制御部 7 に出力する。また、画像生成部 6 は、これら超音波画像データを画像記憶部 5 に出力する。画像記憶部 5 は、これら超音波画像データを記憶する。

10

【 0 0 3 7 】

前述のように、超音波診断装置 1 には心電計 2 0 が接続されている。心電計 2 0 は、被検体の心電波形 (E C G (e l e c t r o c a r d i o g r a m) 信号) を取得して制御部 9 に入力する。制御部 9 は、E C G 信号を受け付け、各超音波ラスタデータに各超音波ラスタデータが取得されたタイミングで受け付けた心時相を対応付けて画像記憶部 5 に記憶させる。たとえば、制御部 9 は、E C G 信号から R 波を検出し、R 波が検出された心時相に取得された超音波ラスタデータに、R 波を示す心時相を対応付けて画像記憶部 5 に記憶させる。

20

【 0 0 3 8 】

超音波診断装置 1 は、被検体の心臓を超音波で走査することで、たとえば、左心室を含む心臓の超音波画像データ (B モード画像データ、ポリウムデータ等) を心時相ごとに取得する。すなわち、超音波診断装置 1 は、心臓の動画像データを取得する。たとえば、1 心周期以上に亘って被検体の心臓を超音波で走査することで、1 心周期以上に亘って複数の心臓の動画像データを取得する。また、制御部 9 は、各心時相の超音波画像データに対してその取得タイミングにて受け付けた心時相を対応付けて画像記憶部 5 に記憶させる。これにより、動画像を構成する複数の超音波画像データのそれぞれに対し、その超音波画像データが取得された心時相が対応付けられて画像記憶部 5 に記憶される。なお、心電波形 (E C G 信号) の代わりに、被検体の心音波形を取得して、各超音波画像データに心時相を対応付けるように構成することも可能である。

30

【 0 0 3 9 】

表示制御部 7 は、画像生成部 6 から超音波画像データを受けて、心臓の B モード画像、M P R 画像、3 次元画像等の超音波画像を表示部 8 1 に表示させる。たとえば、オペレータが操作部 8 2 を用いて任意の心時相を指定すると、画像生成部 6 は、指定された心時相に対応付けられた超音波画像データに基づいて表示用の超音波画像を生成し、表示制御部 7 は、その心時相の超音波画像を表示部 8 1 に表示させる。

【 0 0 4 0 】

なお、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、画像記憶部 5 及び画像生成部 6 は、超音波画像データを生成するための動作を行うものであり、この発明の「形成手段」の一例を構成している。また、表示部 8 1 は「表示手段」の一例を、操作部 8 2 は「操作手段」の一例をそれぞれ構成している。

40

【 0 0 4 1 】

画像処理部 1 0 について説明する。画像処理部 1 0 は、画像記憶部 5 に記憶された画像データに対して各種の画像処理を施す。画像処理部 1 0 には、初期位置特定部 1 1、記憶部 1 5 及び画像抽出部 1 7 が設けられている。

【 0 0 4 2 】

記憶部 1 5 には、画像処理に供される各種の情報が記憶される。特に、記憶部 1 5 には、標準形態情報 1 6 が予め記憶されている。標準形態情報 1 6 は、人体 (人以外の動物でもよい) の体内領域の標準的な形態を表す情報である。この体内領域は所定の体内位置を

50

含む領域である。

【0043】

この実施形態では、所定の体内位置として、心臓の特徴点、特に僧帽弁のヒンジポイント(hinge point)を採用する。更に、心尖部を特徴点とすることもできる。僧帽弁は、左心室と左心房との境界に位置し、左心房の収縮とともに弁を開いて左心室に血液を送り込み、また左心室の収縮とともに弁を閉じて左心房に血液が逆流しないように作用する。僧帽弁のヒンジポイントは、僧帽弁の付け根部分を表す。この実施形態では、僧帽弁のヒンジポイントを、単に「弁膜部」と称することがある。心尖部は、心臓の尖端位置(足側の先端位置)である。弁膜部と心尖部は、左心室の心筋(その内膜面や外膜面)を画像から抽出する処理の初期位置として一般に用いられている。

10

【0044】

標準形態情報16は、たとえば、心臓の断層像(Bモード画像やMPR画像など)に描写される、各特徴点(を含む体内領域)の標準的な形態を表す画像を含んでいる。この画像は、たとえば、臨床にて取得された断層像に基づいて形成することができる。その具体例として、臨床的に複数の断層像を取得し、各断層像における特徴点を特定し(画像処理により特定してもよいし、肉眼観察により特定してもよい)、各特徴点を含む所定サイズの領域の形態を抽出して二値化し、各二値化画像を統計的に処理して平均化することにより当該画像(標準形態情報16)を作成することが可能である。このような画像は、この発明の「標準二値画像」の一例であるとともに「標準断面形態情報」の一例である。

20

【0045】

標準形態情報16の一例を図2及び図3に示す。図2は、弁膜部に関する当該画像の例を表す。図2(A)に示す画像16Rは、心臓の断層像に描写される右弁膜部の標準的な形態を表す画像(右弁膜標準画像)の例である。図2(B)に示す画像16Lは、左弁膜部の標準的な形態を表す画像(左弁膜標準画像)の例である。なお、右弁膜部及び左弁膜部とは、それぞれ断層像中の右側及び左側に表示される弁膜部を意味する。また、弁膜部と同様に、心尖部についてもその特徴的な形態を表す画像(心尖標準画像16A)を設定しておくことが可能である(図3を参照)。

30

【0046】

右弁膜標準画像16Rにおいて、交差位置R0から左上方向に延びる線は僧帽弁に相当し、右上方向に延びる線は左心室の壁に相当し、下方向に延びる線は左心房の壁に相当する。交差位置R0は弁膜部の標準的な位置に相当する。また、左弁膜標準画像16Lについては、右弁膜標準画像16Rと左右対称である。交差位置L0は弁膜部の標準的な位置に相当する。また、心尖標準画像16Aにおいては、頂点位置A0が心尖部の標準的な位置に相当する。

40

【0047】

なお、標準形態情報16は、撮影対象となる体内部位、撮影態様、表示態様などに応じたものが予め用意される。また、上記のような画像からなる標準形態情報16については、細線化処理が施された画像であってもよい。また、標準形態情報16は、上記のような画像には限定されず、たとえば座標情報を含むテキストデータなど、対象部位の標準的な形態を表現する任意の情報であってもよい。

50

【0048】

初期位置特定部11について説明する。初期位置特定部11は、表示部81に表示された体内画像(被検体の体内の形態を表す画像)中の画像領域をオペレータが指定したときに、標準形態情報16に基づいて、弁膜部や心尖部等の注目点に相当する当該画像領域中の位置を特定する。初期位置特定部11は、この発明の「特定手段」の一例である。

【0049】

なお、オペレータが指定する画像領域は、点からなる画像領域(0次元領域)であってもよいし、線からなる画像領域(1次元領域)であってもよいし、面からなる画像領域(2次元領域)であってもよい。また、3次元画像を表示する場合には、立体的な画像領域(3次元領域)を指定することも可能である。

50

【0050】

初期位置特定部11には、上記の処理を実行するために、画像強調部12、二値化部13及び位置補正部14が設けられている。

【0051】

画像強調部12は、処理対象となる画像領域の画素値を強調することにより、この画像領域を強調する。その具体例として、画像強調部12は、当該画像領域に対してガウスフィルタによる補間処理を施し、当該画像領域の高輝度部分を強調する。ここで、ガウス補間に代えて、たとえばsinc補間などの公知の任意の画像強調処理を適用することも可能である。なお、(モノクロの)超音波画像は、輝度値を画素値とする階調画像(たとえば256階調の画像)である。画像強調部12は、その処理結果を二値化部13に送る。画像強調部12は、この発明の「強調手段」の一例である。

10

【0052】

二値化部13は、画像強調部12による処理結果を受けて当該画像領域を二値化する。この処理の具体例として、二値化部13は、当該画像領域を構成する各画素について、その画素値(輝度値)を所定閾値と比較することにより二値化する。この二値化処理は、公知の任意の画像処理により実行できる。二値化部13は、その処理結果を位置補正部14に送る。二値化部13は、この発明の「二値化手段」の一例である。

【0053】

位置補正部14は、二値化部13による処理結果を受け、標準形態情報16に基づいて、オペレータが指定した心臓の特徴点(弁膜部、心尖部等)の位置を補正する。この処理は、たとえば次のようにして実行される。

20

【0054】

位置補正部14に入力される画像領域、弁膜標準画像16L、16R、及び心尖標準画像16Aは、それぞれ二値画像である。また、当該画像領域は、オペレータが位置を指定した特徴点を含む画像領域である。以下、右弁膜部を含む画像領域について説明する。左弁膜部や心尖部を含む画像領域についても同様である。

【0055】

まず、位置補正部14は、右弁膜部を含む画像領域と右弁膜標準画像16Rとの照合を行う。なお、この照合処理を行う前に、これら画像のサイズ合わせを行うことが望ましい。このサイズ合わせ処理は、たとえば、撮影倍率や表示倍率など、当該画像領域のサイズを表す情報と、右弁膜標準画像16Rのサイズ(既知とする)を表す情報とに基づいて、一方又は双方の画像を拡大/縮小することにより実行できる。

30

【0056】

画像の照合処理は、たとえば次のようにして行う。まず、当該画像領域に含まれる画素と、右弁膜標準画像16Rに含まれる画素とを対応付ける。上記のサイズ合わせを行うことにより、双方の画像の同じ位置に有る画素同士を容易に対応付けることができる。なお、サイズ合わせを行わない場合には、たとえば、各画像の中心に位置する画素を対応付け、この中心画素の周囲の画素から順に外側に向かって画素を対応付けていけばよい。

【0057】

次に、対応付けられた各画素対について、これら2つの画素の画素値(二値画像であるから「0」又は「1」である)が一致するか否か判断する。そして、画素値が一致した画素対の個数をカウントし、画素対の総数に対する割合を求める。すなわち、(画素値が一致した画素対の個数)/(画素対の総数)を演算する。

40

【0058】

位置補正部14は、当該画像領域と右弁膜標準画像16Rとを相対的に移動(平行移動、回転移動など)させつつ、上記の照合処理を繰り返し実行する。そして、上記演算結果が所定閾値以上になるような、双方の画像の位置関係を求める。この閾値は、予め設定されて記憶部15に記憶される。この閾値は、たとえば80%に設定されている。

【0059】

なお、上記演算結果が最大になるような双方の画像の位置関係を求めるようにしてもよ

50

い。また、双方の画像の相関係数が最大になるような位置関係を求めるようにしてもよい。双方の画像の位置関係を求める処理は、公知の任意の画像処理によって実行することができる。

【0060】

位置補正部14は、上記処理により得られた位置関係において、右弁膜標準画像16Rの交差位置R0に対応する当該画像領域中の画素を求める。そして、この画素を、以下に説明する画像抽出処理の初期位置として特定する。位置補正部14は、特定された初期位置（特定された画素の座標情報）を画像抽出部17に送る。

【0061】

画像抽出部17は、位置補正部14により特定された画素の位置を受け、これを初期位置としてACT法などの公知の画像抽出処理を実行することにより、被検体内の所定部位の輪郭を超音波画像から抽出する。この実施形態では、左心室の心筋の内壁面に相当する画像領域、つまり左心室内の空洞領域の輪郭（左心室の心筋の輪郭）を抽出する場合について説明する（後述）。画像抽出部17は、この発明の「抽出手段」の一例である。なお、「抽出」とは、超音波画像中における所定部位の輪郭の位置を特定する処理であってもよいし、所定部位の輪郭を超音波画像中から抜き出す処理であってもよい。

10

【0062】

[動作]

超音波診断装置1の動作について説明する。図4に示すフローチャートは、超音波診断装置1の動作の一例を表している。

20

【0063】

まず、被検体の左心室を含む心臓の超音波画像データを取得する（S1）。これは、たとえば、被検体の体表の心尖部に近い位置に超音波プローブ2をあてがってセクタスキャンを繰り返し実行することにより、心臓の断層像（Bモード画像）を取得する。このとき、被検体には心電計20の電極が装着されており、制御部9にECG信号が入力されるものとする（心電同期撮影）。それにより、心臓の動画像データが得られる。この動画像データは、N個のフレーム（F1～FN：図示せず）により構成されるものとする。なお、これらフレームFi（i=1～N）からいくつかのフレームを選択して以下の処理を実行するようにしてもよい。たとえば、心臓の1周期分に相当するフレームを抽出して以下の処理を行うように構成することが可能である。

30

【0064】

表示制御部7は、いずれか1つのフレームFiに基づいて、被検体の心臓の画像を表示する（S2）。ここでは、最初のフレームF1の画像が表示されるものとする。なお、表示させるフレームをオペレータが選択できるようにしてもよい。また、所定の時相（たとえば心電図のR波に相当する拡張末期のフレーム）を自動的に選択して表示するようにしてもよい。

【0065】

このときの表示画像の例を図5に示す。図5に示す画像G1は、最初のフレームF1に描写された画像（心尖四腔断層像）である。ここで、符号Tはセクタスキャンのスキャン領域を表す。また、符号Vは左心室の心筋（に相当する画像領域：以下同様）を、符号ML、MRは僧帽弁を、符号Aは心尖部をそれぞれ表す。

40

【0066】

オペレータは、心尖四腔断層像G1を観察し、左心室の内膜面に相当する画像領域を抽出するための初期位置、すなわち右弁膜部、左弁膜部及び心尖部の位置をそれぞれ把握する。そして、オペレータは、操作部82を操作して、心尖四腔断層像G1中のこれら各位置を指定する（S3）。この指定操作は、たとえばマウスのクリック操作やダブルクリック操作により行うようになっている。制御部9は、指定された各位置を表す画像を心尖四腔断層像G上に表示させる。

【0067】

このときの表示態様の例を図6に示す。図6において、符号PRは右弁膜部の指定位置

50

を、符号 P L は左弁膜部の指定位置を、符号 P A は心尖部の指定位置をそれぞれ表している。

【 0 0 6 8 】

心尖四腔断層像 G 1 中の位置 P R、P L、P A が指定されると、画像処理部 1 0 は、心尖四腔断層像 G 1 の画像データと、ステップ 3 で指定された位置の座標情報を読み込む。初期位置特定部 1 1 は、この座標情報に基づいて、各指定位置 P R、P L、P A の近傍領域 W R、W L、W A を心尖四腔断層像 G 1 からそれぞれ抽出する (S 4)。

【 0 0 6 9 】

近傍領域 W R は、たとえば、指定位置 P R を中心とする所定範囲の矩形の領域である。近傍領域 W R のサイズは、たとえば、右弁膜標準画像 1 6 R のサイズ、つまり右弁膜標準画像 1 6 R を作成するときに参照された画像領域のサイズと等しくなるように予め設定されて記憶部 1 5 に記憶されている。近傍領域 W L、W A についても同様である。なお、近傍領域 W R、W L、W A のサイズは全て等しくてもよいし、それぞれ異なるサイズであってもよい。また、近傍領域 W R、W L、W A の形状は、矩形には限定されないが、標準画像 1 6 R、1 6 L、1 6 A の画像領域の形状と同じであることが望ましい。

10

【 0 0 7 0 】

近傍領域 W R、W L、W A の例を図 6 に示す。なお、近傍領域 W R、W L、W A を心尖四腔断層像 G 1 上に表示させるようにしてもよい。

【 0 0 7 1 】

画像強調部 1 2 は、各近傍領域 W R、W L、W A に対して画像強調処理を施して高輝度部分を強調させる (S 5)。なお、心尖四腔断層像 G 1 自体に画像強調処理を施してから近傍領域 W R、W L、W A を抽出するようにしてもよい。

20

【 0 0 7 2 】

続いて、二値化部 1 3 は、高輝度部分が強調された各近傍領域 W R、W L、W A を二値化する (S 6)。

【 0 0 7 3 】

次に、位置補正部 1 4 は、標準画像 1 6 R、1 6 L、1 6 A とに基づいて、各近傍領域 W R、W L、W A の二値画像における指定位置 P R、P L、P A を補正する (S 7)。

【 0 0 7 4 】

なお、各標準画像 1 6 R、1 6 L、1 6 A には識別情報が予め付与されている。位置補正部 1 4 は、各近傍領域 W R、W L、W A がどの標準画像に対応するか自動的に判別して適用する。この判別処理の例を説明する。心尖部の近傍領域 W A については、他の近傍領域 W R、W L と比較して、心尖四腔断層像 G 1 の表示画面の上側 (超音波の送受信面に近い側) に位置するので容易に判別できる。また、右弁膜部、左弁膜部の近傍領域 W R、W L については、心尖四腔断層像 G 1 中の表示位置に基づいて容易に判別できる。なお、心尖四腔断層像 G 1 における近傍領域 W R、W L、W A の位置に基づいて左心室の大まかな位置を特定することにより他の心室や心房との相対位置を認識し、それにより心尖四腔断層像 G 1 における上下方向や左右方向を判断して上記判別を行うことも可能である。

30

【 0 0 7 5 】

指定位置 P R の補正について図 8 を参照しつつ説明する。まず、必要に応じて近傍領域 W R と右弁膜標準画像 1 6 R とのサイズ合わせを行う。その後、前述の照合処理を実行して、右弁膜標準画像 1 6 R 中の交差位置 R 0 に対応する近傍領域 W R 中の位置を特定する。これにより特定された位置 P R が補正された指定位置 P R の位置 (補正位置) である。指定位置 P L、P A についてもそれぞれ同様の補正処理が施されて補正位置 P L、P A が得られる (図 9 参照)。

40

【 0 0 7 6 】

画像抽出部 1 7 は、補正位置 P R、P L、P A を初期位置として前述の画像抽出処理を実行し、左心室 V の内膜面に相当する画像領域 V (図 9 参照) を心尖四腔断層像 G 1 から抽出する (S 8)。すなわち、画像抽出部 1 7 は、まず、補正位置 P R (P L、P A) の近傍の画素の輝度値を解析して内膜面に相当する画像領域を抽出し、これに

50

隣接する領域の画素の輝度値を解析して内膜面に相当する画像領域を抽出し、・・・というように小領域における内膜面に相当する画像領域を順次に抽出していくことにより、左心室の内膜面に相当する画像領域を含む閉曲線を抽出する。この閉曲線は、左心室の輪郭に相当する。これで、最初のフレーム F 1 に対する処理は終了となる。

【 0 0 7 7 】

画像処理部 1 0 は、それ以外の各フレーム F i (i = 2 ~ N) において各指定位置 P R 、 P L 、 P A に相当する位置を特定する (S 9) 。この処理は、たとえば、従来 of A C T 法と同様に、フレーム F 1 の心尖四腔断層像 G 1 と、フレーム F i の心尖四腔断層像 G i (図示せず) とのパターンマッチングによって行うことができる。

【 0 0 7 8 】

更に、画像処理部 1 0 は、各フレーム F i (i = 2 ~ N) について、上記のステップ 4 ~ ステップ 8 の処理を実行することにより、左心室 V の内膜面に相当する画像領域 V を各心尖四腔断層像 G i から抽出する (S 1 0) 。このとき、ステップ 9 で特定された位置を初期位置とする画像抽出処理が実行される。

【 0 0 7 9 】

それにより、フレーム F i (i = 1 ~ N) について、左心室 V の内膜面に相当する画像領域 V i (図示せず) が得られる。これら画像領域 V i の経時的な変化を解析することにより、左心室 V の壁運動の状態を評価することができる。また、これら画像領域 V i の面積の経時的な変化を解析することにより、心臓の機能を評価することができる。これらの解析処理は従来と同様にして実行できる。

【 0 0 8 0 】

以上に説明した処理では、左心室の内膜に相当する画像領域を心尖四腔断層像から抽出しているが、たとえば心尖二腔断層像など、任意の心臓画像から当該画像領域を抽出するように構成することも可能である。

【 0 0 8 1 】

[作用・効果]

この実施形態に係る超音波診断装置 1 の作用及び効果について説明する。

【 0 0 8 2 】

超音波診断装置 1 は、標準形態情報 1 6 を予め記憶している。標準形態情報 1 6 は、心臓の弁膜部や心尖部 (体内位置) を含む体内領域の標準的な形態を表す情報である。

【 0 0 8 3 】

超音波診断装置 1 は、被検体の心臓の画像データを形成してこの画像 (心尖四腔断層像等) を表示する。オペレータは、表示画像中の弁膜部や心尖部 (画像領域) を指定する。この実施形態では、左右の弁膜部と心尖部の位置 (0 次元領域) が指定される。

【 0 0 8 4 】

弁膜部等の位置が表示画像中に指定されると、超音波診断装置 1 は、標準形態情報 1 6 に基づいて各指定位置を補正し、この補正後の指定位置を初期位置とする画像抽出処理を実行して左心室の内膜面に相当する画像領域を表示画像 (の画像データ) から抽出する。

【 0 0 8 5 】

このように作用する超音波診断装置 1 によれば、オペレータによる指定位置と実際の位置とにズレがあった場合でも、標準形態情報 1 6 を参照して指定位置を補正することができるので、注目部位の輪郭 (ここでは左心室の内膜面) を抽出するための初期位置の確度の向上を図ることが可能である。それにより、注目部位の輪郭抽出処理の確度向上を図ることができる。

【 0 0 8 6 】

また、この実施形態においては、オペレータによる指定位置の近傍領域の画像を二値化し、更に、二値画像からなる標準画像 1 6 R 、 1 6 L 、 1 6 A に基づいて指定位置を補正するように構成されているので、補正処理を容易に行うことができる。また、近傍領域の画像を二値化する前に画像強調を施すことにより、補正処理の精度の向上を図ることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 7 】

また、超音波診断装置 1 は、被検体の体内の時間変化を表す動画像データを形成することができる。この動画像データは、従来と同様に、時系列に沿って順次に超音波を送信し、被検体からの反射波を順次に受信し、これら受信結果に基づいて形成される。超音波診断装置 1 は、動画像データに含まれる一のフレームの画像を表示する。

【 0 0 8 8 】

この表示画像中における弁膜部等の位置をオペレータが指定すると、超音波診断装置 1 は、この指定位置と標準形態情報 1 6 とに基づいて、弁膜部等に相当する当該表示画像中の位置を特定する。更に、超音波診断装置 1 は、一のフレームについて特定された弁膜部等の位置と、標準形態情報 1 6 とに基づいて、他のフレームの画像における弁膜部等の位置を特定する。そして、特定された弁膜部等の位置を初期位置とする画像抽出処理を各フレームの画像に対して実行することにより、左心室の内膜面に相当する画像領域を各フレームから抽出する。

10

【 0 0 8 9 】

それにより、被検体の所定部位（左心室の内膜面）に相当する画像領域を、複数のフレームから容易にかつ高確度で抽出することができる。

【 0 0 9 0 】

〔変形例〕

以上に説明した構成は、この発明に係る超音波診断装置の実施形態の一例に過ぎない。よって、この発明の要旨の範囲内における任意の変形を施すことが可能である。以下、このような変形例について説明する。なお、上記実施形態と以下の変形例とを適宜に組み合わせることが可能である。

20

【 0 0 9 1 】

〔第 1 の変形例〕

上記実施形態は、表示画像中の点（0次元領域）をオペレータが指定し、標準形態情報を参照してこの指定位置を補正するように構成されているが、表示画像中の画像領域の指定態様はこれに限定されるものではない。以下、表示画像中の 2次元領域をオペレータが指定する場合について説明する。なお、1次元領域を指定する場合についても同様である。なお、このような 1次元領域や 2次元領域は、この発明の「広がりを持つ範囲」の一例である。

30

【 0 0 9 2 】

オペレータは、たとえばマウスのドラッグ操作などを行って、表示画像中の 2次元の画像領域を指定する。この画像領域は、特徴点（弁膜部、心尖部等）を含むように指定される。このとき、望ましくは、特徴点が略中心に位置するように画像領域を指定する。

【 0 0 9 3 】

画像強調部 1 2 は、指定された画像領域内の画像に対して画像強調処理を施す。二値化部 1 3 は、画像強調がなされた画像領域内の画像を二値化する。初期位置特定部 1 1 は、たとえば、標準形態情報 1 6 に基づいて、位置補正部 1 4 と同様の照合処理やパターンマッチングなどの画像処理を行うことにより、弁膜部や心尖部に相当する当該画像領域中の位置を特定する。画像抽出部 1 7 は、特定された位置を初期位置とする画像抽出処理を実行して、左心室の内膜面に相当する画像領域を抽出する。

40

【 0 0 9 4 】

このように動作する超音波診断装置によれば、注目部位の輪郭（ここでは左心室の内膜面）を抽出するための初期位置の確度の向上を図ることが可能である。また、オペレータは、初期位置の候補を大まかに指定するだけでよいという利点もある。

【 0 0 9 5 】

〔第 2 の変形例〕

ボリュームデータに対する処理について説明する。標準形態情報 1 6 には、体内領域の断面の標準的な形態を表す標準断面形態情報が含まれているものとする。特に、この変形例においては、異なる二以上の断面の形態を表す標準断面形態情報が含まれる。各標準断

50

面形態情報は、たとえば、当該断面における標準二値画像である。また、異なる二以上の断面の組み合わせの例として、心尖四腔断層像と心尖二腔断層像との組み合わせがある。

【0096】

ボリュームデータは、前述の実施形態と同様にして取得される。画像生成部6は、MPR処理等を行うことにより、断面の異なる二以上の断層像を生成する。これら断層像は、標準断面形態情報の断面に一致される。なお、これらの断面は、オペレータが手作業で設定してもよいし、ボリュームデータを解析して自動で特定するようにしてもよい。

【0097】

表示制御部7は、これらの断層像を表示部81に表示させる。このとき、これらの断層像を並べて表示させてもよいし、それぞれ個別に表示させてもよい。オペレータは、各断層像を観察して所定の体内位置（弁膜部、心尖部等）の位置を把握するとともに、操作部82を操作して、把握した位置に対応する画像領域を各断層像中に指定する。指定される画像領域は、0次元領域、1次元領域及び2次元領域のうちのいずれかであり、

10

【0098】

初期位置特定部11は、標準断面形態情報に基づいて、各断層像中の弁膜部等に相当する位置を特定する。この処理は、上記実施形態と同様にして実行できる。更に、初期位置特定部11は、二以上の断層像中に特定された位置を結ぶボリュームデータ中の線状領域を特定する。この線状領域は、たとえば、二以上の断層像中にそれぞれ特定された位置を通過するような円環状の領域である。弁膜部の場合、この円環状の領域は、僧帽弁の弁輪の位置を近似するものとなる。

20

【0099】

画像抽出部17は、この線状領域を初期位置とする画像抽出処理を実行し、左心室の内膜面に相当する画像領域をボリュームデータから抽出する。それにより抽出される領域は、内膜面の3次元的な配置に相当する。すなわち、上記処理により、左心室内の空洞領域の輪郭、言い換えると、左心室の内膜面全体の輪郭が抽出される。なお、上記実施形態では、左心室内の空洞領域の或る断面内における輪郭、言い換えると、左心室の内膜面の或る断面における輪郭を抽出している。

【0100】

このような変形例によれば、ボリュームデータから注目部位の輪郭を抽出するための初期位置の確度の向上を図ることができる。

30

【0101】

この変形例は、動画撮影により得られたボリュームデータについても、各ボリュームデータについて同様の処理を逐次に施すことにより適用可能である。

【0102】

〔その他の変形例〕

上記実施形態では、指定位置の近傍領域を二値化して二値標準画像と比較しているが、近傍領域の階調を減少させて標準形態情報と比較するように構成してもよい。なお、近傍領域の階調をK階調からk階調に減少させる場合（ $K > k$ ）、k階調の画像からなる標準形態情報を予め用意しておく。

【0103】

上記実施形態では、左心室の内膜面に相当する画像領域を抽出する場合について説明したが、抽出対象の領域はこれに限定されるものではない。たとえば、左心房、右心室、右心房の内膜面に相当する画像領域を抽出することも可能である。また、心臓の内膜面ではなく外膜面を抽出することも可能である。また、心臓以外の臓器や腫瘍など、任意の体内部位の輪郭を抽出するように構成することも可能である。ただし、抽出対象の体内部位に応じた標準形態情報を予め用意しておく必要がある。

40

【0104】

オペレータが指定した位置の補正結果（補正位置）を画像上に表示することが可能である。オペレータは、この補正位置を確認し、それで良い場合には操作部82を操作して、画像抽出処理を要求する。更なる修正が必要な場合には、オペレータが手作業で修正を加

50

えることができる。

【0105】

上記実施形態では、1つの体内位置（弁膜部等）について1つの標準形態情報が予め用意されているが、1つの体内位置に対して2つ以上の標準形態情報を予め用意しておくことができる。たとえば、性別、年齢、病歴、治療歴など、各種のファクタについて、2つ以上の標準形態情報を用意することができる。この場合、たとえば電子カルテ情報などに基づいて、当該患者に対して適用する標準形態情報を自動的に選択するように構成することが可能である。また、オペレータが手作業で標準形態情報を選択するようにしてもよい。

【0106】

[画像処理装置]

この発明に係る画像処理装置の実施形態について説明する。この発明に係る画像処理装置の構成の一例を図10に示す。画像処理装置100は、医用画像を処理するコンピュータである。画像処理装置100の例としては、医師が診察室等で使用する医師端末や、読影用の端末などがある。

【0107】

画像処理装置100は、たとえばLAN等の通信回線を介して画像データベース300と通信可能に接続されている。画像データベース300は、たとえば、PACS（Picture Archiving and Communication System）として機能するNAS（Network Attached Storage）などにより構成される。画像データベース300は、超音波診断装置200を初めとする医用画像診断装置により取得された画像データを受け付けて保管、管理する。

【0108】

画像処理装置100は、装置各部を制御する制御部110を備えている。また、画像処理装置100は画像処理部120を備えている（図1参照）。画像処理部120は、上記実施形態の画像処理部10と同様の構成を有する。すなわち、画像処理部120には初期位置特定部121が設けられており、初期位置特定部121には、画像強調部122、二値化部123及び位置補正部124が設けられている。初期位置特定部121は「特定手段」の一例に相当する。

【0109】

更に、画像処理部120には、記憶部125と画像抽出部127が設けられている。記憶部125には標準形態情報126が予め記憶されている。記憶部125は「記憶手段」の一例に、画像抽出部127は「抽出手段」の一例にそれぞれ相当する。

【0110】

各部120～127は、それぞれ、上記実施形態の各部10～17と同様に構成され、同様に作用する。

【0111】

また、画像処理装置100のユーザインターフェイス（UI）には、表示部131と操作部132が設けられている。表示部131は「表示手段」の一例に、操作部132は「操作手段」の一例にそれぞれ相当する。

【0112】

画像処理装置100には通信部140が設けられている。通信部140は、制御部110の制御の下、画像データベース300から画像データを受け付ける。通信部140は「受付手段」の一例に相当する。

【0113】

なお、受付手段は、このような通信機器に限定されるものではない。たとえば、記録媒体に記録されたデータを読み出すドライブ装置を受付手段として用いることが可能である。この場合、ドライブ装置は、制御部110の制御の下、記録媒体に記録された超音波画像の画像データを読み出すように機能する。

【0114】

10

20

30

40

50

画像処理装置 100 は、次のように作用する。まず、画像処理装置 100 は、被検体内の超音波画像の画像データを画像データベース 300 から受け付ける。画像処理装置 100 は、この超音波画像を表示する。この超音波画像中の画像領域をオペレータが指定すると、初期位置特定部 121 は、指定された画像領域と標準形態情報 126 とに基づいて、所定の体内位置（弁膜部等）に相当する超音波画像中の位置を特定する。更に、画像抽出部 127 は、特定された位置を初期位置とする画像抽出処理を実行し、被検体内の所定部位（左心室の内膜面等）に相当する画像領域を超音波画像から抽出する。

【0115】

このように作用する画像処理装置 100 によれば、オペレータによる指定領域と、所定の体内部位の実際の位置とにズレがあった場合でも、標準形態情報 126 を参照して当該体内部位に相当する位置を特定することができるので、注目部位の輪郭（左心室の内膜面等）を抽出するための初期位置の確度の向上を図ることが可能である。それにより、注目部位の輪郭抽出処理の確度向上を図ることができる。

10

【0116】

なお、この画像処理装置 100 に対して、前述の実施形態や変形例の構成を適用することが可能である。

【0117】

[プログラム]

この発明に係るプログラムの実施形態について説明する。この発明に係るプログラムは、コンピュータを上記画像処理装置として機能させるものである。すなわち、この発明に係るプログラムは、被検体内の超音波画像の画像データを受け付けるコンピュータを次のように機能させる：（１）所定の体内位置を含む体内領域の標準的な形態を表す標準形態情報を予め記憶する記憶手段；（２）受け付けられた画像データに基づく超音波画像を表示する表示手段；（３）この超音波画像中の画像領域をオペレータが指定するための操作手段；（４）オペレータが指定した画像領域と標準形態情報とに基づいて、上記体内位置に相当する超音波画像中の位置を特定する特定手段；（５）特定された位置を初期位置とする画像抽出処理を実行し、被検体内の所定部位の輪郭を超音波画像から抽出する抽出手段。

20

【0118】

このようなプログラムによれば、オペレータによる指定領域と所定の体内部位の実際の位置とにズレがあった場合でも、標準形態情報を参照して当該体内部位に相当する位置を特定することができるので、注目部位の輪郭を抽出するための初期位置の確度の向上を図ることが可能である。それにより、注目部位の輪郭抽出処理の確度向上を図ることができる。

30

【0119】

なお、前述の実施形態や変形例で説明した処理をコンピュータに実行させるようにプログラムを構成することが可能である。

【0120】

この発明に係るプログラムを、コンピュータによって読み取り可能な任意の記録媒体に記録させることができる。この記録媒体としては、たとえば、光ディスク、光磁気ディスク（CD-ROM/DVD-RAM/DVD-ROM/MO等）、磁気記憶媒体（ハードディスク/フロッピー（登録商標）ディスク/ZIP等）などを用いることが可能である。また、半導体メモリなどにプログラムを記憶させることも可能である。更に、インターネットやLAN等のネットワークを通じてプログラムを送受信することも可能である。

40

【図面の簡単な説明】

【0121】

【図1】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【図2】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態の標準形態情報の一例を表す概略図である。

50

【図 3】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態の標準形態情報の一例を表す概略図である。

【図 4】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態の動作の一例を表すフローチャートである。

【図 5】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態による画像の表示態様の一例を表す概略図である。

【図 6】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態における特徴点の指定態様の一例を表す概略図である。

【図 7】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態による、特徴点の近傍領域の設定態様の一例を表す概略図である。

【図 8】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態による、特徴点の指定位置の補正処理の一例を説明するための概略図である。

【図 9】この発明に係る超音波診断装置の実施の形態による、左心室の内膜面に相当する画像領域の抽出態様の一例を表す概略図である。

【図 10】この発明に係る画像処理装置の実施の形態の構成の一例を表す概略ブロック図である。

【符号の説明】

【0122】

1 超音波診断装置

10 画像処理部

11 初期位置特定部

12 画像強調部

13 二値化部

14 位置補正部

15 記憶部

16 標準形態情報

16R 右弁膜標準画像

16L 左弁膜標準画像

16A 心尖標準画像

17 画像抽出部

81 表示部

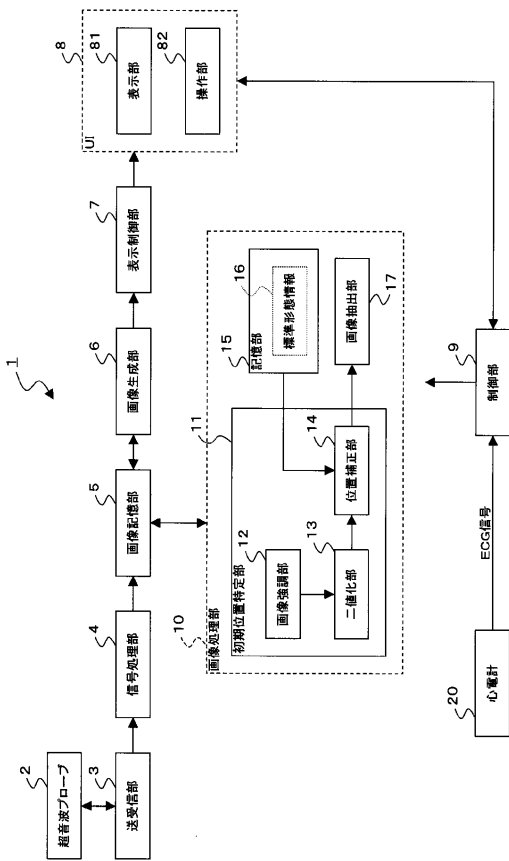
82 操作部

10

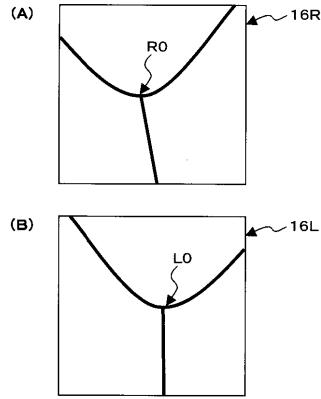
20

30

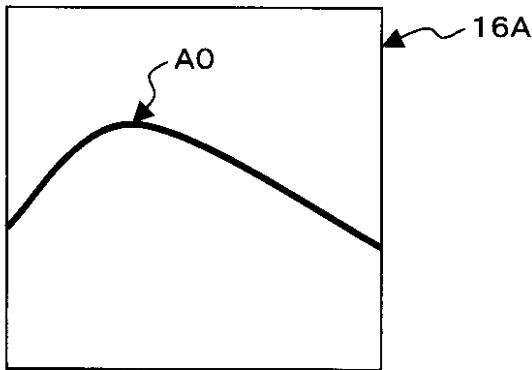
【図 1】



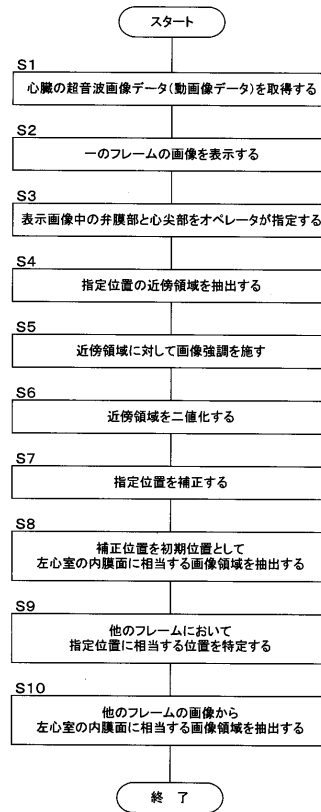
【図 2】



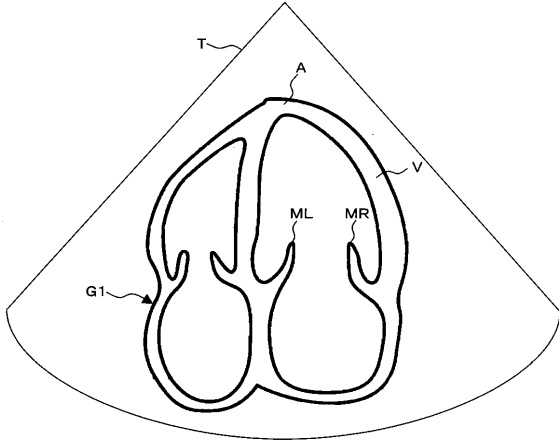
【図 3】



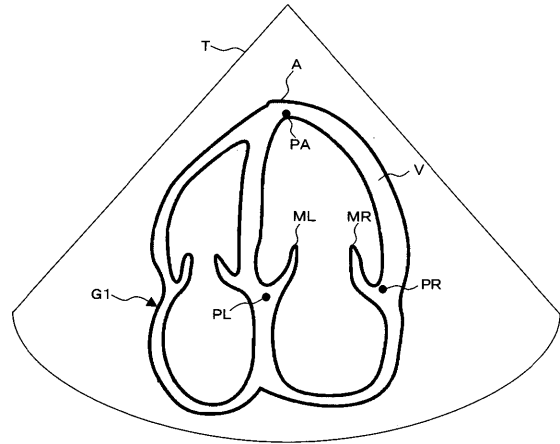
【図 4】



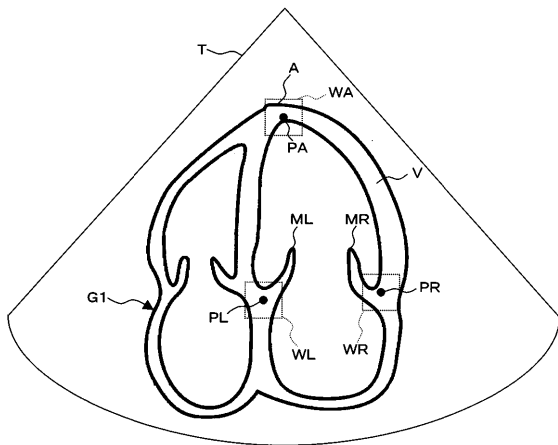
【 図 5 】



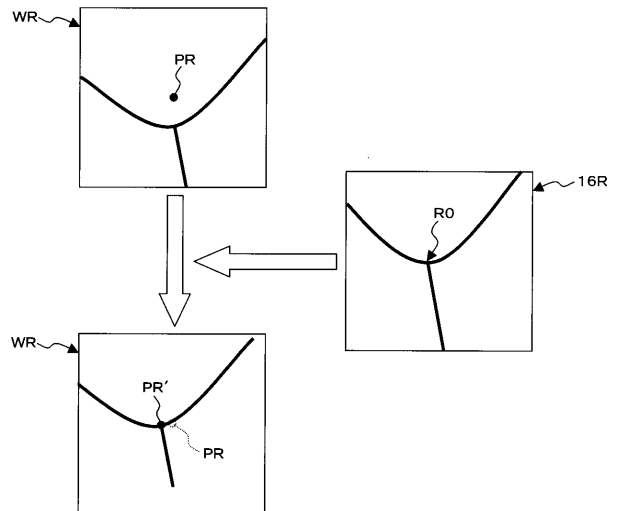
【 図 6 】



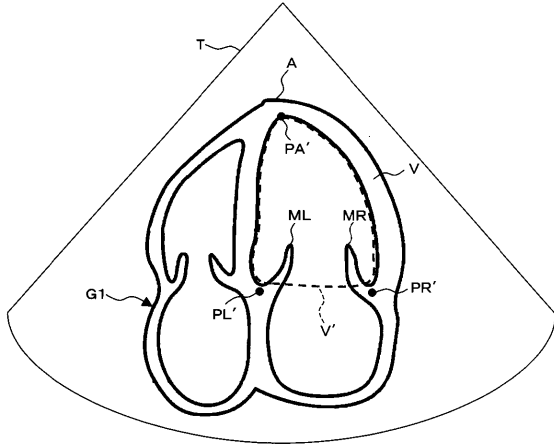
【 図 7 】



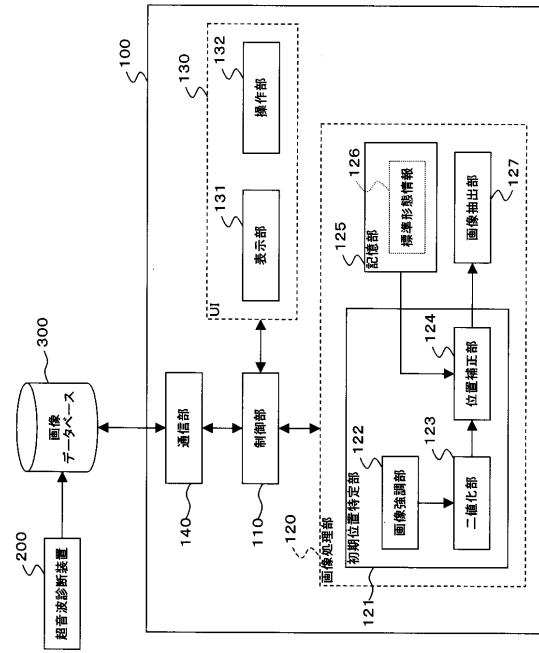
【 図 8 】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 米山 直樹

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB16 BB21 BB22 BB23 DD15 EE09 FF08 GB04
GB06 JC09 JC12 JC23 JC33 KK03 KK12 KK19 KK22 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和程序		
公开(公告)号	JP2009153600A	公开(公告)日	2009-07-16
申请号	JP2007332771	申请日	2007-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	米山直樹		
发明人	米山 直樹		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC09 4C601/JC12 4C601/JC23 4C601/JC33 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/LL38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提高用于从超声图像提取感兴趣区域的轮廓的初始位置的精度。超声诊断设备1预先存储标准表格信息16。标准形态信息16是表示包括瓣膜小叶和心脏的心尖的身体区域的标准形态的信息。超声波诊断装置1形成被检体的心脏的图像数据并显示图像（心尖四腔断层图像等）。操作员在显示的图像中指定瓣膜小叶的位置和心脏的顶点。当在显示图像中指定瓣膜小叶等的位置时，超声诊断设备1基于标准形式信息16校正每个指定位置，并且将校正后的指定位置设置为左心室中的初始位置。从显示图像中提取与膜表面相对应的图像区域。[选型图]图1

