

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4614548号
(P4614548)

(45) 発行日 平成23年1月19日 (2011. 1. 19)

(24) 登録日 平成22年10月29日 (2010. 10. 29)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006. 01)
G 0 6 T 1/00 (2006. 01)
G 0 6 T 7/60 (2006. 01)

A 6 1 B 8/08
 G 0 6 T 1/00 2 9 0 D
 G 0 6 T 7/60 1 5 0 J
 G 0 6 T 7/60 2 5 0 C

請求項の数 16 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2001-23819 (P2001-23819)
 (22) 出願日 平成13年1月31日 (2001. 1. 31)
 (65) 公開番号 特開2002-224116 (P2002-224116A)
 (43) 公開日 平成14年8月13日 (2002. 8. 13)
 審査請求日 平成19年12月5日 (2007. 12. 5)

(73) 特許権者 000005821
 パナソニック株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 100109210
 弁理士 新居 広守
 (72) 発明者 山内 真樹
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下
 電器産業株式会社内

審査官 宮澤 浩

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】

超音波の反射に基づいて被検体の断層画像を生成し表示する超音波診断装置であって、
 前記断層画像に対して予め定められた一定の処理を施すことによって、前記断層画像中
 の対象物の輪郭を抽出する自動輪郭抽出部を備え、

前記自動輪郭抽出部は、

前記断層画像に対してコントラストを強める等化処理を施す輝度値再構成部と、等化処
 理が施された断層画像に対して2値化処理を施す2値化部と、2値化された断層画像に対
 して縮退処理を行う縮退部と、を備え、前記対象物の輪郭の近傍に初期輪郭を抽出する初
 期輪郭抽出部と、

前記対象物の位置、形状、大きさ、及び初期輪郭同士の相対位置情報のうち少なくとも
 1つを格納した選択情報記憶部と、

前記初期輪郭抽出部で複数の初期輪郭が抽出された場合に、前記選択情報記憶部に格納
 された情報を参照して、複数の初期輪郭の中から所定の初期輪郭を選択する初期輪郭選択
 部と、

前記初期輪郭選択部によって選択された初期輪郭を初期値とし、動的な輪郭モデルを適
 用して前記対象物の輪郭を抽出する動的輪郭抽出部と、を有することを特徴とする超音波
 診断装置。

【請求項 2】

前記自動輪郭抽出部はさらに、

10

20

前記初期輪郭抽出部で抽出された初期輪郭に対して、一定の基準を満たしているか否かを判断し、満たしていない場合に前記初期輪郭を修正する初期輪郭調整部を有し、

前記初期輪郭調整部は、前記初期輪郭の重心と、前記初期輪郭の周辺の画像情報から得られる重心とを比較し、一定値以上のずれが検出された場合に前記初期輪郭の位置を前記重心のずれが低減される方向に移動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】

前記自動輪郭抽出部はさらに、

前記初期輪郭抽出部で抽出された初期輪郭に対して、一定の基準を満たしているか否かを判断し、満たしていない場合に前記初期輪郭を修正する初期輪郭調整部を有し、

前記初期輪郭調整部は、前記初期輪郭の重心と、前記初期輪郭の周辺の画像情報から得られる重心とを比較し、一定値以上のずれが検出された場合に、前記初期輪郭抽出部に前記初期輪郭抽出部で使用される条件を変更して初期輪郭を再抽出させ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 4】

前記超音波診断装置はさらに、

前記断層画像における輝度値分布が一定範囲内の輝度値分布になるように画素の輝度値を変換する画像正規化部を備え、

前記画像正規化部は、

対象物の種類に応じて設定された正規化基準を予め記憶する正規化基準記憶部と、

前記輝度値を複数の変換関数を用いて変換することにより、複数の断層画像を生成する輝度値変換部と、

前記輝度値変換部で生成された複数の断層画像のうち、前記正規化基準記憶部に記憶された前記対象物の正規化基準を満たすものを特定し、正規化後の断層画像として出力する制御判定部と、を有し、

前記自動輪郭抽出部は、前記画像正規化部により正規化された断層画像に対して前記処理を施すことにより前記輪郭を抽出することを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波診断装置はさらに、

前記自動輪郭抽出部で抽出された輪郭を蓄積することで前記対象物の 3 次元画像を構築し表示する 3 D 画像構成部を備える

ことを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波診断装置はさらに、

前記自動輪郭抽出部で抽出された輪郭を用いて前記対象物の容積を求める自動容積計測部を備える

ことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記自動容積計測部は、シンプソン法、モディファイドシンプソン法、シングルプレーンエリアレンジス法及びバイプレーンエリアレンジス法のいずれかによる近似式を用いて前記容積を求める

ことを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波診断装置はさらに、

前記自動輪郭抽出部による心臓左室の輪郭の抽出、前記容積計測部による心臓左室の容積の算出、及び、前記測定結果表示部による容積の表示を一定のフレームレートで繰り返させるリアルタイム制御部を備えることを特徴とする請求項 5 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記超音波診断装置はさらに、
前記断層画像及び前記輪郭の少なくとも1つを表示する画像表示部を備え、
前記リアルタイム制御部は、心臓左室の断層画像及び輪郭の少なくとも1つの表示に同期させて心臓左室の容積を表示させるように前記画像表示部及び前記測定結果表示部を制御する

ことを特徴とする請求項8記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記自動輪郭抽出部は、心臓左室の直交する2種類の断面での断層画像それぞれについて、心臓左室の輪郭を抽出し、

前記容積計測部は、前記自動輪郭抽出部で抽出された心臓左室の2種類の輪郭に対してモディファイドシンプソン法及びパイプラインエリアレンジス法のいずれかによる近似式を用いて心臓左室の容積を求める

ことを特徴とする請求項5～9のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記超音波診断装置はさらに、

前記断層画像の生成、前記自動輪郭抽出部による輪郭の抽出及び前記容積計測部による容積の算出を一定のフレームレートで繰り返させるリアルタイム制御部と、

前記繰り返しにより得られた断層画像を蓄積することにより前記対象物の動画像を生成し記憶する動画像保持部とを備える

ことを特徴とする請求項5～9のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記超音波診断装置はさらに、

前記断層画像の生成、前記自動輪郭抽出部による輪郭の抽出及び前記容積計測部による容積の算出を一定のフレームレートで繰り返させるリアルタイム制御部を備え、

前記リアルタイム制御部は、前記断層画像の生成、輪郭の抽出及び容積の算出を監視することで、それら処理が完結するように前記フレームレートを変化させるフレームレート制御部を有する

ことを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項13】

前記自動輪郭抽出部は、前記対象物の、過去に抽出された輪郭が存在するか否かを判断し、前記初期輪郭抽出部は、前記過去に抽出された輪郭が存在する場合には、前記輪郭を用いて前記対象物の初期輪郭を抽出する

ことを特徴とする請求項1～12のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項14】

過去に前記自動輪郭抽出部によって抽出された輪郭が存在する場合に、前記初期輪郭抽出部は、前記輪郭を初期輪郭として抽出することを特徴とする請求項1～13のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項15】

前記自動輪郭抽出部は、過去に抽出した複数フレームの断層画像における輪郭を用いて、フレーム間の補間処理、2値化後のOR処理、2値化後のAND処理及び動き予測の少なくとも1つの処理を施すことにより新たな初期輪郭を抽出することを特徴とする請求項1～14のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項16】

超音波の反射に基づいて被検体の断層画像を生成し表示する超音波診断装置のためのプログラムであって、

請求項1～14のいずれか1項に記載された処理部としてコンピュータを機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断装置及び画像処理装置に関し、特に、画像中の対象物の輪郭を抽出する技術に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置は、超音波プローブから射出された超音波が生体内の対象物における組織構造の変化点や変化面において一部が反射されることで得られるエコーを受信し、信号処理等を施した後に、対象物の断層画像（エコー画像）を生成する。超音波診断装置は、無侵襲で生体軟部組織等の対象物の2次元断層像を生成するので、生体に対する安全性が高く、臨床医学等においては必要不可欠な装置として広く普及している。

【0003】

このような超音波診断装置の普及と装置のデジタル化に伴い、超音波診断装置で得られる断層画像のデータから、胎児や内臓器官・循環器官等の面積や体積・変化量といった定量的な大きさを算出することが、超音波診断装置によるスクリーニング（精密検査）において極めて重要となってきた。そのような定量分析を可能にするためには、超音波断層画像中の対象物の輪郭（境界）を正確に抽出することが必要とされ、従来より、様々な手法が提案されている。

【0004】

例えば、特開平11-164834号公報には、注目する組織の境界を操作者が大雑把にトレース等することで、ノイズ等の影響を受けることなく組織の境界を抽出する超音波画像診断装置が開示されている。

【0005】

また、特開平9-84793号公報には、画像上のテクスチャに着目し、抽出対象組織及び対象周辺組織を複数の学習窓で学習し、その特徴量分布の違いから注目組織等の境界を抽出する超音波画像処理装置が開示されている。

【0006】

また、特開平7-246207号公報には、境界線上に設定された複数の標本点に基づいて、組織の輪郭線を抽出する超音波画像処理装置が開示されている。

【0007】

さらに、特開平4-279156号公報には、画像の濃淡を示すエコーデータに対して、操作者が予め設定した所定の条件やしきい値と比較することで、対象物の表面に対応するエコーデータを抽出する超音波三次元画像表示装置が開示されている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、これら従来技術は、いずれも、操作者に対して多くの操作や指示を強いるか、あるいは、高い精度で対象物の輪郭を抽出することができない、という問題がある。

【0009】

具体的には、特開平11-164834号公報に開示された超音波画像診断装置では、まず最初にマウス等で、注目する組織の境界を大ざっぱにトレースすることにより、目安となる境界を入力する必要がある。そして、境界抽出のための開始点を設定する必要がある。開始点からはスキャンラインが放射状に伸びるが、そのライン上で、手動により、境界との交点を中心とした検出範囲の設定を行なう必要がある。そして、その検出範囲内の断層像データが2値化処理され、補正すべき境界位置が検出されるが、その境界位置が検出された後にさらに手動で境界を設定する必要がある。

【0010】

また、特開平9-84793号公報に開示された超音波画像処理装置では、学習窓の設定は操作者がマウス等で指定する必要がある。この設定は、学習効果を確認しながらの作業になるため、抽出作業が煩雑になるだけでなく、学習が効果的に行われるように操作者が常に学習窓の位置選択や大きさの選択等について細心の注意を払う必要がある。

【0011】

また、特開平7-246207号公報に開示された超音波画像処理装置では、操作者は、

10

20

30

40

50

注目組織等の境界上に複数の標本点を設定しなければならない。この手法は、標本点の選び方次第で、結果として得られる輪郭線が大幅に変わるものであり、正しい輪郭を得るためには完全な手動トレースのみの抽出の場合に匹敵する標本点の設定作業が必要となる。しかも、同じ画像データに対して繰り返して計測を行った場合には、手動トレースのみの抽出の場合に匹敵する標本点を操作者が設定したとしても、前回とまったく同じ点を操作者が指示しない限り、得られる輪郭線の再現性（同一性）は保証されない。

【0012】

さらに、特開平4-279156号公報に開示された超音波三次元画像表示装置では、所定の条件やしきい値の設定等、人手による処理は比較的少ないと言えるものの、この装置では、超音波断層画像の輝度値情報を単純に2値化等することで輪郭を抽出しているため

10

【0013】

そこで、本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであり、操作者に多くの操作を強いることなく、かつ、高い精度で超音波断層画像中の対象物の輪郭を抽出することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0014】

【課題を解決するための手段】

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、超音波の反射に基づいて被検体の断層画像を生成し表示する超音波診断装置であって、前記断層画像に対して予め定められた一定の処理を施すことによって、前記断層画像中の対象物の輪郭を抽出する自動輪郭抽出手段を備え、前記自動輪郭抽出部は、前記断層画像に対してコントラストを強める等化処理を施す輝度値再構成部と、等化処理が施された断層画像に対して2値化処理を施す2値化部と、2値化された断層画像に対して縮退処理を行う縮退部と、を備え、前記対象物の輪郭の近傍に初期輪郭を抽出する初期輪郭抽出部と、前記対象物の位置、形状、大きさ、及び初期輪郭同士の相対位置情報のうち少なくとも1つを格納した選択情報記憶部と、前記初期輪郭抽出部で複数の初期輪郭が抽出された場合に、前記選択情報記憶部に格納された情報を参照して、複数の初期輪郭の中から所定の初期輪郭を選択する初期輪郭選択部と、前記初期輪郭選択部によって選択された初期輪郭を初期値とし、動的な輪郭モデルを適用して前記対象物の輪郭を抽出する動的輪郭抽出部と、を有することを特徴とする。

20

30

【0017】

また、本発明は、上記自動輪郭抽出手段を備える画像処理装置として実現したり、上記自動輪郭抽出手段の機能を汎用のコンピュータで実行されるプログラムとして実現することもできる。

【0018】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて詳細に説明する。

（第1の実施の形態）

【0019】

図1は、本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置10の外観図である。この超音波診断装置10は、エコー法等によって胎児、内臓、心臓等の断層画像を生成するだけでなく、得られた断層画像に基づいて、胎児、内臓、内臓の内部のガン組織、心臓の内壁等の対象物の輪郭を自動抽出するとともに、抽出された対象物の容積計測や3D（3次元）画像の生成等をリアルタイムで実行するデジタル方式の超音波診断装置であり、主なハードウェアとして、表示装置11、本体装置12及びプローブ13から構成される。

40

【0020】

表示装置11は、前面に透明のタッチパネル等が貼られたCRT等であり、得られた断層画像、輪郭及び計測結果等をグレースケールやカラー等で表示するとともに、それら画像に対する操作者のタッチペン等による指示を取得する。

50

【0021】

プローブ13は、超音波を送受信するための超音波振動子や音響レンズ等からなる探触子であり、対象物の容積値等をリアルタイムに表示する液晶表示部を備える。

【0022】

本体装置12は、超音波による電子走査ための送受信回路、DSPやCPU等からなる信号・画像処理回路等からなり、操作者と対話するためのスイッチ群、トラックボール、液晶表示部等を有する操作パネル、マウス等を備える。

【0023】

図2は、図1に示された超音波診断装置10の主要な機能構成を示すブロック図である。この超音波診断装置10は、大きく分けて、超音波探触子101、送受信部102、画像処理部103、画像表示部104及びデジタル出力部105からなる。

10

【0024】

超音波探触子101は、図1に示されたプローブ13が有する機能に相当し、送受信部102からの信号に基づいて、フェーズドアレイ方式等により、対象物に対して、超音波ビームを走査する。送受信部102は、超音波探触子101に超音波を発生させる送信ビームフォーマー及び超音波探触子101で受信された超音波を電気信号に変換して画像処理部103に送る受信ビームフォーマー等である。

【0025】

画像処理部103は、送受信部102からの電気信号に対して一定の信号処理を施すことにより断層画像を生成し、生成した断層画像中の対象物の輪郭を自動抽出するとともに容積計測等の後処理を行なうものであり、主に、図1に示された本体装置12によって実現され、画像生成部110、画像正規化部111、動画像データ保持部112、リアルタイム制御部113、輪郭改変部114、自動容積計測部115、3D画像構成部116及び自動輪郭抽出部120からなる。

20

【0026】

画像生成部110は、送受信部102からの電気信号をA/D変換等することにより、超音波探触子101による1回の走査ごとに、例えば、 256×256 画素（1画素当たり8ビットの輝度分解能）の画像データからなるグレースケールの断層画像を生成する。

【0027】

画像正規化部111は、後続する画像処理（輪郭抽出等）の前処理として、一定範囲の輝度値分布となるように、画像生成部110で生成された断層画像を正規化する。例えば、断層画像おける輝度値分布のダイナミックレンジを一定に保つ、分散を一定値以内にする、平均値を一定値以内にする等の複数の変換処理から予め操作者によって選択された一つをLUT（ルックアップテーブル）等で行ったり、断層画像中の対象物が写っている領域（ROI: Region Of Interest; 興味領域）だけに対して同様の変換処理を施したり、隣接画素の輝度値を用いた加重平均値をとること等によるノイズ除去やバンドパスフィルタ、各画素の輝度値から一定値を差し引くこと等によるバイアス除去等の処理を施す。

30

【0028】

動画像データ保持部112は、画像生成部110及び画像正規化部111により新たな断層画像（正規化された断層画像）が生成される度に、それら画像群をそのまま、又は、圧縮・符号化を施した後に、動画像として保持するメモリやMPEGエンコーダ等である。

40

【0029】

なお、この動画像データ保持部112は、高いフレームレートによる断層画像の連続サンプリングが行われたために後続する処理がリアルタイムに追従できない場合（後述するリアルタイム制御部113の機能をOFFにした状態での高速連続サンプリング等）において、画像データを取りこぼすことなく一旦蓄えておき、後で画像表示や画像処理（輪郭抽出等）を実行するためのデータ記録装置としての役割も果たしている。

【0030】

例えば、一般の超音波診断装置のフレームレートは毎秒10～30フレームであるが、近

50

年の心臓循環器分野では、毎秒60フレームあるいはそれ以上のレートが求められるようになってきており、数拍動分の断層画像を高速に連続サンプリングして一旦蓄積しておき、後でスクリーニングする、といった用途に活用される。

【0031】

自動輪郭抽出部120は、画像生成部110及び画像正規化部111によって新たな断層画像が生成されると、生成された断層画像に対して、予め定められた一定の画像処理を施すことにより、心臓等の対象物の輪郭を自動抽出するものであり、大きく分けて、2つのステップを実行する処理部、即ち、(i)まず、粗く輪郭を抽出する初期輪郭抽出部121と、(ii)続いて、その結果を用いて、断層画像中の対象物に対して動的な輪郭モデルを適用することで細かく（より正確に）輪郭を抽出する動的輪郭抽出部122とからなる。

10

【0032】

この自動輪郭抽出部120は、(i)操作者に対して入力操作を強いることなく、断層画像から対象物の輪郭を自動抽出する点と、(ii)粗い輪郭抽出と細かい輪郭それぞれに特化した2段階のステップを踏むことで、高い精度で、かつ、高速に対象物の輪郭を抽出する点に特徴を有する。なお、この自動輪郭抽出部120は、操作者からの入力操作を必要とすることなく対象物の輪郭を抽出することができるが、後述するように、操作者からの入力操作（初期輪郭の指定等）を排除するものではない（操作者からの入力操作を考慮した輪郭抽出を行なうこともできる）。

【0033】

初期輪郭抽出部121は、新たな断層画像が繰り返し入力される場合において、動的輪郭抽出部122によって直前の断層画像に対する輪郭が既に抽出されているときには、それら輪郭データを参照（フィードバック）しながら、新たな断層画像に対する初期輪郭を抽出する機能も有する。

20

【0034】

図3は、自動輪郭抽出部120の概略機能を説明するための図であり、図3(a)及び(b)は、それぞれ、心臓の二腔像及び四腔像が断層画像として生成された場合において、左室を対象物として自動輪郭抽出部120により抽出された輪郭の例（実線で囲まれた境界）を示している。ここで、二腔像は心臓の左室と左房の像であり、四腔像はさらに右室と右房が加わった像である。

【0035】

輪郭変更部114は、自動輪郭抽出部120によって抽出された輪郭が、予め保持する一定の基準を超える異常な形状となった場合に、その形状を修正したり、自動輪郭抽出部120での輪郭抽出において用いられる各種パラメータを変更した後に再び自動輪郭抽出部120に輪郭抽出を実行させたりすることによって、輪郭を変更する。

30

【0036】

具体的には、一定の基準を超える異常な形状となったか否かの判断として、過去のデータベースとの比較による差分量から判断したり、後述する動的な輪郭モデルにおけるエネルギー値の大きさ等から判断したりする。また、形状の修正方法として、データベース中の最も近い標準的な輪郭を特定し、その輪郭と大きく異なる箇所の輪郭データを標準の輪郭に近づけるように改ざんしたりする。

40

【0037】

そして、輪郭変更部114は、予め設定された操作者の指示に従って、変更後の輪郭データを自動容積計測部115、画像表示部104及び自動輪郭抽出部120のいずれかに送ることで、変更後の輪郭（又は変更前の輪郭）に対して容積計測、画像表示、輪郭抽出等が実行されるように処理フローを制御する。

【0038】

自動容積計測部115は、自動輪郭抽出部120で得られた輪郭（又は、輪郭変更部114による変更後の輪郭）に対して、予め定められた長さや面積を特定した後に、シングルプレーンエリアリング法による近似式等を用いて、対象物の容積を算出する。

【0039】

50

図4は、シングルプレーンエリアリング法を用いた自動容積計測部115による対象物の容積の計測方法を説明するための図である。自動容積計測部115は、自動輪郭抽出部120により輪郭が抽出され、その輪郭で囲まれた画素の総数及びその輪郭を横切る座標軸の最大長等を算出することによって断面積A及び長径hを特定し、本図に示された近似式を用いて対象物の容積を算出する。

【0040】

3D画像構成部116は、自動輪郭抽出部120で得られた輪郭（又は、輪郭改変部114による改変後の輪郭）データを繰り返し受け取り、予め設定された超音波探触子101の移動速度や超音波の走査方向（断面の方向）等に基づいて、それら蓄積した2次元の輪郭データから、対象物の3次元画像のデータを生成し、保持する。

10

【0041】

このとき、3D画像構成部116は、予め設定された操作者の指示に基づいて、抽出された輪郭の線データだけからなるワイヤフレームモデル、抽出された輪郭を物体の外表面又は内面とするサーフェスモデル等のいずれかのモデルを採用した3次元データを生成したり、異なる複数の断面における断層画像の輪郭データを用いてボリュームレンダリングを施したり、レイキャスティング等による一定方向から見た対象物の3次元データを構築する。

【0042】

リアルタイム制御部113は、画像処理部103及び画像表示部104での各処理が一定のフレームレート（例えば、毎秒30フレーム）で同期して繰り返されるように、各構成要素（動画像データ保持部112、自動輪郭抽出部120、自動容積計測部115、3D画像構成部116、画像表示部104）に対して繰り返してトリガーを発する割り込み制御回路等からなり、フレームレート制御部113aを有する。

20

【0043】

フレームレート制御部113aは、各構成要素での処理状態（完了したか否か）や内部メモリの空き容量等を監視することにより、いずれかの構成要素での処理において一定基準以上の余裕が確保されない状態となっていることを検出した場合に、フレームレートを低下させる等のレート調整を行なう。これによって、処理負荷の大きい断層画像が突発的に発生した場合や、輪郭改変部114による繰り返し処理が発生した場合等においては、フレームレートが低下することとなり、断層画像の部分的欠落や容積が計測されない等の異常の発生が回避される。

30

【0044】

画像表示部104は、グラフィックアクセラレータやスキャンコンバーター等からなり、画像処理部103で得られた断層画像、動画像、輪郭及び3D画像等の画像を表示装置11やプローブ13の液晶表示部にグラフィック表示する断層画像表示部104aと、自動容積計測部115で得られた対象物の容積値（数値又はグラフ）をプローブ13や本体装置12の液晶表示部等に表示する測定結果表示部104bとからなる。

【0045】

なお、測定結果表示部104bは、断層画像表示部104aが表示する画像にスーパーインポーズしたうえで（画像のデータに他の表示データを挿入することで）、容積を示す数値やグラフ等を断層画像等に重畳させて表示させる。

40

【0046】

デジタル出力部105は、パラレルインタフェース回路等からなり、画像処理部103で得られた各種画像や容積等をデジタル信号としてパソコン等の外部機器に出力する。

【0047】

なお、図2に示された各構成要素は、診断の開始に先立って設定される各種パラメータに対応する動作モード（動作させないことも含む）で、各処理を実行する。例えば、画像正規化部111による正規化、動画像データ保持部112による動画像の生成処理、輪郭改変部114による改変処理、自動容積計測部115による計測、3D画像構成部116による3次元データの生成等については、操作者は、機能を禁止（停止）させることができ

50

る。また、各種処理に用いられる様々なパラメータを任意に設定・変更しておくことができる。

【0048】

次に、以上のような構成を備える本超音波診断装置10の特徴的な構成要素である自動輪郭抽出部120について、さらに詳細に説明する。

【0049】

図5は、自動輪郭抽出部120を構成する初期輪郭抽出部121の詳細な構成を示す機能ブロック図である。初期輪郭抽出部121は、断層画像中の対象物の輪郭を粗く特定するために、輝度値再構成部121a、2値化部121b及び縮退部121cを有する。

【0050】

輝度値再構成部121aは、初期輪郭の抽出を容易かつ確実にするための前処理として、入力された断層画像における輝度値の再構成を行なう。具体的には、ノイズ除去、バンドパスフィルタ、バイアス除去、エッジ強調、輝度値等化（イコライザ）等の中から予め選択された1以上の処理を断層画像の全体又は指定された領域に施す。

【0051】

ここで、エッジ強調とは、画素の輝度値を隣接画素の輝度値との差分値（微分値）等に変換する処理である。また、輝度値等化とは、断層画像におけるコントラストの歪（輝度値分布が白又は黒に偏っていること）を補正する処理であり、例えば、図6（a）に示されるような、LUTに保持された変換関数（中間調の輝度を強調する変換関数）に従った輝度値の変換等である。

【0052】

2値化部121bは、輝度値再構成部121aで再構成された断層画像の各画素の輝度値について、予め設定されたしきい値と比較することで、2値化（白又は黒の画素に変換）する。

【0053】

縮退部121cは、2値化部121bで2値化された画像データに対して、縮退処理を施し、その結果を初期輪郭として動的輪郭抽出部122に出力する。ここで、縮退処理とは、着目画素のプロパティ（ここでは、輝度値）と、その着目画素の周囲の画素（例えば、8個の近傍画素）全てのプロパティとが、判断基準としているプロパティと一致する場合に、その着目画素に対応する出力を“TRUE”とし、一つでも一致しない画素が存在する場合に、“FALSE”とする、といった処理を任意回数だけ画像全体に施すものである。

【0054】

例えば、図6（b）に示されるように、2値化された画像において、判断基準とするプロパティを「輝度値が白（0）である」とする。ある画素Pの座標を（X，Y）として、その輝度値をP（X，Y）と表すとき、P（X，Y）とPの8近傍すなわちP（X－1，Y）、P（X＋1，Y）、P（X，Y－1）、P（X，Y＋1）、P（X－1，Y－1）、P（X＋1，Y－1）、P（X－1，Y＋1）、P（X＋1，Y＋1）の計9点の輝度値が全て白（0）であれば、P（X，Y）に対応する縮退処理の出力を“TRUE”（例えば、0）とし、一つでも黒（1）があれば、P（X，Y）に対応する縮退処理の出力を“FALSE”（例えば、1）とする、といった処理を全ての画素について施し、さらに、このような変換処理を繰り返す。すると、このような変換処理を繰り返していくことで、「白」の領域が徐々に「縮退」していくので、例えば、所定の回数の縮退処理を終えた時点や縮退対象の領域（この場合は白の領域）が所定数以下又は1つになった時点で終了する。

【0055】

図7は、図5に示された初期輪郭抽出部121の各構成要素121a～cによる処理が施された場合における断層画像の変化の様子を示す図である。図7（a）は、初期輪郭抽出部121に入力された断層画像の例を示し、図7（b）は、その断層画像に対して輝度値再構成部121aによる輝度値の等化処理が施された場合の断層画像の例を示し、図7（

10

20

30

40

50

c) は、続いて、2 値化部 1 2 1 b による 2 値化（ここでは、「白」を「白」、「白」以外の輝度値を「黒」に変換）が行われた後の断層画像の例を示し、図 7 (d) は、さらに、縮退部 1 2 1 c による縮退処理（ここでは、判断基準のプロパティを「輝度値が白である」とした場合の縮退処理）が施された後の断層画像の例を示している。

【0056】

図 8 は、動的輪郭抽出部 1 2 2 の詳細な動作を説明するための図であり、図 8 (a) は、初期輪郭抽出部 1 2 1 から動的輪郭抽出部 1 2 2 に入力された対象物（ここでは、心臓の左室）の初期輪郭（左室の内壁）の例を示し、図 8 (b 1) ~ (b 4) は、動的輪郭抽出部 1 2 2 における繰り返し計算によって左室の正確な輪郭が徐々に求められていく様子を示す。

10

【0057】

動的輪郭抽出部 1 2 2 は、初期輪郭抽出部 1 2 1 から通知された初期輪郭を初期値とし、画像生成部 1 1 0 等で生成された断層画像中の対象物に対して、動的な輪郭モデル（ここでは、SNAKES と呼ばれる輪郭モデル）を適用し、力学系でのエネルギー最小化問題と似せて定式化することにより、断層画像中の対象物の輪郭に最も近い形状の輪郭線パターンを一種の最適化問題における最適解として求める。

【0058】

具体的には、曲線を $v(s) = (x(s), y(s))$ とするとき、以下の式に示されたエネルギー E が最小値又は極小値となるように、曲線の位置と形状を少しずつ変化させ、収束させながら、最終的な曲線を決定する。例えば、繰り返し計算におけるエネルギー E の変動が一定範囲内に収まるまで輪郭（曲線）に変形を加えていけばよい。

20

【0059】

$$E = \int \{E_{\text{int}}(v(s)) + E_{\text{image}}(v(s)) + E_{\text{con}}(v(s))\} ds$$

ここで、 E_{int} は、曲線の曲がりによる内部エネルギー、

E_{image} は、画像のエッジ等に曲線が引き寄せられるエネルギー、

E_{con} は、外的な束縛力のエネルギー、を定義する関数である。

【0060】

なお、SNAKES を用いて輪郭の収束、即ち、エネルギー値の最小化を図るためには、暫定的に得られている輪郭に対して何らかの動的な構造を設定しつつ計算を繰り返す必要があるが、その手法として、反復演算法を採用すればよい。例えば、変分法、摂動を加える方法、ダイナミックプログラミング法と呼ばれる手法を適用すればよい。

30

【0061】

図 9 は、動的輪郭抽出部 1 2 2 によって抽出された輪郭データの再利用（初期輪郭抽出部 1 2 1 へのフィードバック）を説明するための図であり、図 9 (a) 及び (b) は、自動輪郭抽出部 1 2 0 に連続して入力された 2 つの断層画像において最終的に抽出された 2 つの輪郭データ（被抽出輪郭 A、B）の例を示し、図 9 (c) は、それら 2 つの被抽出輪郭 A、B から新たな断層画像における初期輪郭が生成される様子を示す図である。

【0062】

ここでは、初期輪郭抽出部 1 2 1 は、動的輪郭抽出部 1 2 2 により抽出された直前の 2 つの輪郭データ（例えば、1 フレーム及び 2 フレーム前の輪郭データ）に基づいて対象物の動きを予測（動き補償）することにより、対象の断層画像における初期輪郭を推定し、動的輪郭抽出部 1 2 2 に通知する。例えば、2 つの輪郭データにおける同一の特徴点（画素）を特定し、それら特徴点の座標値の差分から、動きベクトルを算出し、同一速度で同一時間だけ動いた場合の特徴点の座標値を算出することで、初期輪郭を推定する。

40

【0063】

以上のように、この自動輪郭抽出部 1 2 0 により、縮退等による粗い輪郭抽出に適した手法に基づく初期輪郭の抽出が行なわれた後に、SNAKES 等による細かい輪郭抽出が行なわれるので、単に SNAKES 等の動的な輪郭抽出だけによる場合に比べ、格段に収束性が増すことに加え、全体としての演算時間が短縮化される。

【0064】

50

ちなみに、心左室の場合の経験的な例では、従来のSNAKESのみを用いた場合には、操作者が初期輪郭を指定する必要があるが、その操作に要する時間は、数秒から数十秒である。また、SNAKES自身の演算は初期値に大きく依存するために、操作者が指定した初期値が適切でない場合には、その後の繰り返し計算において非常に多くの時間を要し、しかも、正しい輪郭が出力されなくなる。

【0065】

また、SNAKESが安定して収束するための初期値条件は、画像の状態（輝度値分布やノイズ量等）に対して非常に敏感であり、また設定パラメータにも非常に鋭敏に反応するために、操作者が初期値を指定することとしたのでは、一定の指標を得ることが困難となる。つまり、うまく（対象物に対して）初期値を与えたつもりでも、まったく予想しない動作になり得る（しかもパラメータの設定も操作者が行なう必要がある。）。 10

【0066】

ちなみに、このような難関を乗り越えて、操作者がうまく初期値を与えた場合での収束に要する演算時間は、インテル社製PENTIUM3の500MHzCPUで0.2～2.0秒程度である。また、初期輪郭抽出部121での処理時間は、0.01秒程度である。

【0067】

したがって、本超音波診断装置10により、従来であれば数秒以上かかっていた初期輪郭の設定作業が不要になるとともに極めて高速化される。

【0068】

さらに、初期輪郭抽出部121により一定の画像処理手順に従って初期輪郭が抽出されるために、抽出される初期輪郭のパターンや条件が揃ったものとなる。すると、動的輪郭抽出部122で必要とされるパラメータとして、初期輪郭抽出部121により抽出される初期輪郭に沿ったものとする（チューニングしておく）ことが可能となり、これによって、動的な輪郭抽出における収束性（安定性）が格段に向上されることとなり、全体としての処理時間も極めて短くなる。 20

【0069】

よって、操作者は、これまで人手を要した作業が全自動になるというメリットと、常に再現性ある信頼できる診断情報が得られるというメリットを享受することができる。

【0070】

次に、以上のように構成された本超音波診断装置10の動作について説明する。 30

【0071】

図10は、画像処理部103での処理を中心とした本超音波診断装置10の動作の流れを示すフローチャートであり、リアルタイム制御部113によるレート制御の下で繰り返される1サイクル分の処理が示されている。

【0072】

まず、画像生成部110は、送受信部102からの信号をA/D変換等した後に、画像正規化部111によって各画素の輝度値を正規化させることにより、超音波探触子101による1回の走査に対応する断層画像のデータを生成する（ステップS501～S502）。生成された画像データは、動画像データ保持部112に蓄積して保持等されるとともに、自動輪郭抽出部120に送られる。 40

【0073】

自動輪郭抽出部120において、初期輪郭抽出部121は、直前に入力された過去の断層画像について抽出された輪郭データが存在するか否かを判断し（ステップS503）、存在する場合には（ステップS503でYes）、それら過去の輪郭データから、いま入力された断層画像についての初期輪郭を推定して生成し（ステップS504）、一方、存在しない場合には（ステップS503でNo）、いま入力された断層画像に対して輝度値再構成、2値化及び縮退処理を施すことによって新たな初期輪郭を抽出する（ステップS505）。

【0074】

続いて、動的輪郭抽出部122は、初期輪郭抽出部121から通知された初期輪郭を初期 50

値とし、動的な輪郭モデルを用いて繰り返し計算をすることにより、正確な輪郭を抽出する（ステップS506）。

【0075】

そして、自動容積計測部115は、抽出された輪郭に対して近似式等を適用することで、対象物の容積を算出し（ステップS507）、一方、3D画像構成部116は、抽出された輪郭のデータを蓄積等することで、3次元輪郭画像のデータを構築する（ステップS508）。

【0076】

画像生成部110で得られた断層画像及び自動輪郭抽出部120で得られた対象物の輪郭等の画像は、断層画像表示部104aによって表示装置11等に表示されるとともに、自動容積計測部115で算出された対象物の容積は、測定結果表示部104bによってプローブ13の液晶表示部等に表示される（ステップS509）。

10

【0077】

このように、フレーム毎に、得られた断層画像、その断層画像で得られた輪郭、その輪郭に基づいて算出された容積等が同期して表示されるので、操作者は、リアルタイムかつ多面的に、心臓等の対象物を診断することができる。

【0078】

なお、動画像データ保持部112に保持された動画像や3D画像構成部116に保持された3次元画像については、以上のようなフレームレートでのリアルタイム診断（ステップS501～S509）が実行されていない間において、画像表示部104により、表示装置11等に、動画又は静止画として、再生・表示される。また、デジタル出力部105は、リアルタイム診断と並行して、又は、リアルタイム診断が実行されていない間において、操作者からの指示の下で、輪郭や容積に関するデジタルデータを外部機器に出力する。

20

【0079】

図11は、以上のリアルタイム診断におけるプローブ13の液晶表示部での画面表示例を示す。ここでは、自動容積計測部115で計測された心臓の左室の容積値がフレームレートで更新されながら表示されている。

【0080】

図12は、リアルタイム診断における表示装置11での画面表示例を示す。ここでは、画面の上部に、画像生成部110で生成された心臓の断層画像がリアルタイムに表示され、画面の下部に、その表示と同期して（又は、非同期で）、抽出された心左室の輪郭から算出された容積の時間的变化を示すグラフがスーパーインポーズされて表示されている。

30

【0081】

以上のように、本実施の形態における超音波診断装置10によれば、自動輪郭抽出部120により、断層画像から対象物の輪郭が自動抽出されるので、操作者は、診断中において初期輪郭の指定等の特別な操作をすることなく、プローブ13を患者の特定部位で移動させるだけで、対象物の正確な輪郭やその容積をリアルタイムに知ることができる。

（第2の実施の形態）

【0082】

次に、本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置20について説明する。本超音波診断装置20は、繰り返し得られる断層画像中の対象物の輪郭を自動抽出し、抽出した輪郭から対象物の容積を算出する点において第1の実施の形態と同一であるが、同一対象物に対する複数の異なる断層面の画像を用いることにより、より高い精度で対象物の容積を計測したり、異なる断面の画像を同期させて表示する等において、第1の実施の形態と異なる。

40

【0083】

図13は、本実施の形態における超音波診断装置20の機能構成を示すブロック図である。なお、本図において、第1の実施の形態と同一の構成要素については、同一の符号を付して（又は、図示しないで）説明を省略する（以下の図面についても同様）。

【0084】

50

この超音波診断装置 20 の画像処理部 203 は、自動輪郭抽出部 120、動画像データ保持部 112、拍動同期部 130 及び自動容積計測部 215 等を備え、拍動同期部 130 を備える点と、より高精度に容積を計測する自動容積計測部 215 を備える点で、第 1 の実施の形態と相違する。

【0085】

拍動同期部 130 は、異なる時間帯に得られた（異なる断面での）断層画像どうしを関連づけて同期をとる（同一対象物に対する同一状態における複数の断層画像として処理する）ように、図示されていない心電図計測装置等からの血流波形が示す拍動に基づいて、各構成要素 120、112、215 及び 104 を制御する。

【0086】

具体的には、拍動同期部 130 は、まず、操作者と対話しつつ自動輪郭抽出部 120 及び動画像データ保持部 112 を制御することで、拍動に同期した一定のフレームレートで、同一対象物の異なる断層面での画像を蓄積させるとともに、それら画像における輪郭を抽出させる。例えば、プローブ 13 を 90 度（又は 120 度、30 度などの任意の度数だけ）回転させて得られる心臓の左室の二腔像と四腔像それぞれを、拍動の 1 サイクル以上の期間にわたって蓄積させるとともに左室の内壁の輪郭を抽出させる。

【0087】

続いて、それら 2 種類の断層画像・輪郭データ列の中から、同一位相（拍動のサイクルにおいて相対的に同一時刻）の対を特定し、それら断層画像の対については動画像データ保持部 112 から画像表示部 104 に転送させ、輪郭データの対については自動輪郭抽出部 120 から自動容積計測部 215 に転送させるといった処理を各位相について繰り返す。

【0088】

自動容積計測部 215 は、図 14 に示されるように、自動輪郭抽出部 120 から送られてきた 1 対の輪郭データそれぞれに対して、断面積 $A1$ 及び $A2$ と長径 $h1$ 及び $h2$ を特定し、パイプラインエリアレングス法による近似式を用いて対象物の容積を算出する。なお、この近似式は、直交する 2 つの断面を用いた体積計算の近似式であり、これにより、第 1 の実施の形態におけるシングルプレーンエリアレングス法による場合よりも高い精度で対象物の容積が計測される。

【0089】

図 15 は、拍動同期部 130 による制御内容を説明するための図であり、図 15 (a) は、時間軸を示し、図 15 (b) は、拍動（血流波形）を示し、図 15 (c) は、異なる時間帯において得られた直交する断層面の断層画像列（又はその画像列で抽出された輪郭データ列）の例（ここでは、心臓の二腔像と四腔像の列）を示し、図 15 (d) は、それら 2 種類の断層画像列（又は、輪郭データ列）それぞれから選ばれた同一位相の 2 つのデータが対となって画像表示や容積計算に用いられる様子を示す。

【0090】

図 16 は、このような拍動同期部 130 による制御の下で得られた対象物の輪郭及び容積の表示例を示す。ここでは、画像表示部 104 により、表示装置 11 の画面下部に心左室の容積の時間的変化がグラフで表示され、その表示に同期して、画面左上部に、二腔像における左室の輪郭が表示され、画面右上部に、四腔像における左室の輪郭が表示されている。

【0091】

以上のように、本実施の形態における超音波診断装置 20 によれば、拍動同期部 130 によって、異なる時間帯に得られた複数の断層画像列（及び輪郭データ列）の中から同期したものが特定され、同一対象物の同一状態における情報として組となって画像処理が施されるので、より詳細で正確な診断結果が得られる。

（変形例）

【0092】

次に、上記第 1 及び第 2 の実施の形態における超音波診断装置及びその構成要素の変形例について説明する。

10

20

30

40

50

【0093】

まず、上記実施の形態における画像正規化部111と置換可能な変形例に係る画像正規化部211について説明する。

【0094】

図17(a)は、変形例に係る画像正規化部211の詳細な構成を示す機能ブロック図であり、図17(b)は、この画像正規化部211による断層画像の正規化処理の内容を示す輝度値分布の変化図である。

【0095】

この画像正規化部211は、診断の対象物ごとに異なる正規化を断層画像に施したり、複数の変換処理の中から最良のものを正規化として実行する点に特徴を有し、制御判定部211a、正規化基準記憶部211b及び輝度値変換部211cから構成される。

10

【0096】

正規化基準記憶部211bは、対象物の種類ごとに設定された正規化基準（輝度値分布をいかに変換するかを示す指標）を予め記憶している書き換え可能なメモリ等であり、操作者によって予め設定されたり編集され得る。

【0097】

正規化基準として、例えば、心臓については、左室がより鮮明に写るように画像を正規化し、胎児については、胎児の表面像が明確になるように断層画像を正規化するための基準パラメータ等が用いられる。具体的には、断層画像の輝度値分布がガウス分布になることを前提として、画像中心部の所定の領域内における輝度値分布に対して、平均値がダイナミックレンジの半分の値になること、分散がダイナミックレンジの10分の1になること（図17(b)に示された変換）等の基準が用いられる。

20

【0098】

輝度値変換部211cは、複数の変換関数に対応するLUTを予め保持しており、1つの断層画像と指定領域が与えられると、それら複数のLUTそれぞれを用いて指定領域の全画素の輝度値を変換し、得られた複数の画像データを返す。

【0099】

制御判定部211aは、正規化基準記憶部211b及び輝度値変換部211cと通信することによって、画像生成部110から与えられた断層画像に対して、対象物の種類等に依存した基準に最も合致した正規化が施されることを確保するための制御をする。

30

【0100】

図18は、この画像正規化部211の動作の流れを示すフローチャートである。画像生成部110から断層画像が与えられると、制御判定部211aは、まず、操作者からの事前の指示又は過去に抽出された対象物の輪郭等に基づいて診断の対象物及び正規化すべき領域を特定し（ステップS520）、特定した対象物に対応する正規化基準を正規化基準記憶部211bから読み出す（ステップS521）。

【0101】

続いて、制御判定部211aは、正規化すべき領域の断層画像を輝度値変換部211cに与えて変換させ（ステップS523）、得られた画像データに対して正規化の程度を評価する（ステップS524）、という処理を輝度値変換部211cが有するLUTの数だけ繰り返す（ステップS522～S525）。例えば、正規化基準が分散に関するものである場合には、変換後の断層画像それぞれの輝度値分布における分散を算出する（正規化の程度を評価する）。

40

【0102】

そして、制御判定部211aは、得られた複数の正規化の程度の中から、既に読み出している正規化基準に最も近いものを特定し、それに対応する変換後の断層画像を正規化後の断層画像として画像生成部110に返す（ステップS526）。例えば、得られた複数の分散値のうち、ダイナミックレンジの10分の1に最も近いものを特定し、その分散値をもつ変換後の断層画像を正規化後のものとして画像生成部110に返す。

【0103】

50

このような画像正規化部 2 1 1 によって、固定化された正規化と異なり、常に、診断の対象物に適した正規化が選択されて実行されることとなり、後続する輪郭抽出等の画像処理が確実かつ高速化される。

【0104】

次に、上記実施の形態における自動輪郭抽出部 1 2 0 と置換可能な変形例に係る自動輪郭抽出部 2 2 0 について説明する。

【0105】

図 1 9 は、変形例に係る自動輪郭抽出部 2 2 0 の構成を示す機能ブロック図である。この自動輪郭抽出部 2 2 0 は、上述の自動輪郭抽出部 1 2 0 が有する機能に加え、初期輪郭調整部 2 2 3、入力選択部 2 2 4、初期輪郭選択部 2 2 5 及び選択情報記憶部 2 2 6 を有する。

10

【0106】

初期輪郭調整部 2 2 3 は、初期輪郭抽出部 1 2 1 で抽出された初期輪郭に対して、続く動的輪郭抽出部 1 2 2 での抽出処理が安定するように、その形状や位置を調整（修正）し、その結果を初期輪郭抽出部 1 2 1 に返したり、入力選択部 2 2 4 を介して動的輪郭抽出部 1 2 2 に出力する。

【0107】

具体的には、例えば、初期輪郭抽出部 1 2 1 で抽出された初期輪郭の重心の位置やモーメント量などを、その初期輪郭の周辺の画像情報から得られる重心の位置やモーメント量と比較することにより、位置ずれ等を算出し、一定値以上のずれが検出された場合に、重心位置がそれらの中間位置となるように位置をずらしたり、初期輪郭抽出におけるパラメータ（2 値化におけるしきい値等）を変更し、再度、初期輪郭抽出部 1 2 1 に初期輪郭を抽出させたりする。

20

【0108】

入力選択部 2 2 4 は、予め指定された操作者の指示等に基づいて、（i）初期輪郭調整部 2 2 3 による調整結果を初期輪郭抽出部 1 2 1 にフィードバックし、再び初期輪郭抽出部 1 2 1 に初期輪郭を抽出させた後に動的輪郭抽出部 1 2 2 による輪郭抽出を実行させるという流れと、（ii）初期輪郭調整部 2 2 3 による調整結果をそのまま（フィードフォワードにより）動的輪郭抽出部 1 2 2 に渡し、動的輪郭抽出部 1 2 2 による輪郭抽出を実行させるという流れのいずれかを選択することにより、必要に応じて、初期輪郭の抽出処理を適当回数だけ繰り返させることができる。

30

【0109】

初期輪郭選択部 2 2 5 は、初期輪郭抽出部 1 2 1 によって複数の輪郭が抽出された場合に、選択情報記憶部 2 2 6 に記憶された判断基準を参照することにより、それら複数の輪郭の中から、1 つ（又は、予め指定された 2 以上）の輪郭を選択し、その結果を初期輪郭抽出部 1 2 1 に通知する。初期輪郭抽出部 1 2 1 は、通知された 1 つ以上の輪郭を初期輪郭として、初期輪郭調整部 2 2 3 や動的輪郭抽出部 1 2 2 に通知する。

【0110】

なお、初期輪郭選択部 2 2 5 が 2 以上の輪郭を選択するのは、1 つの断層画像中に複数の興味領域・対象物が写っているケースが珍しいことではなく、そのようなケースにおいては、それら複数の対象物に対して並行して以降の画像処理が施され分析されることを可能とするためである。

40

【0111】

選択情報記憶部 2 2 6 は、位置情報、形状情報、他の初期輪郭との相対位置情報、大きさ情報など、診断における重要度の高い臓器や腔等を特定するための情報を予め記憶している。例えば、選択情報として、心臓の場合であれば診療対象が左室となる場合が多いこと、そして、心左室の像は、断層画像における中央上部に位置する釣鐘形状であって、他の腔（左房、右室、右房）に比べて大きく、位置的に右上に存在する領域に位置する等がある。

【0112】

50

このような選択情報を参照することで、初期輪郭選択部 2 2 5 は、予め、操作者から心臓を診断する旨の指示がなされているときには、そのような心臓に関する選択情報に対応する輪郭を（左室の輪郭）を的確に選択することができる。

【0 1 1 3】

このように、初期輪郭調整部 2 2 3 及び初期輪郭選択部 2 2 5 等が設けられたことにより、初期輪郭抽出部 1 2 1 で抽出された輪郭がそのまま動的輪郭抽出部 1 2 2 に送られるのではなく、様々な観点からの修正・選択処理が施された後に動的輪郭抽出部 1 2 2 に送られることとなるので、動的輪郭抽出部 1 2 2 における繰り返し計算の収束性が向上される。

【0 1 1 4】

次に、上記実施の形態における画像処理部 1 0 3 と置換可能な変形例に係る画像処理部 3 0 3 について説明する。

【0 1 1 5】

図 2 0 は、変形例に係る画像処理部 3 0 3 の構成を示す機能ブロック図である。この画像処理部 3 0 3 は、上述の画像処理部 1 0 3 が有する機能に加え、自動抽出された輪郭を採用するか否かを操作者が指示することを可能とするための輪郭採用確認部 3 2 1 を有する。

【0 1 1 6】

輪郭採用確認部 3 2 1 は、G U I（グラフィカルユーザインターフェース）を介して操作者と対話するものであり、自動輪郭抽出部 1 2 0 で抽出された輪郭又は輪郭改変部 1 1 4 で改変を受けた後の輪郭を表示装置 1 1 等に表示し、その採否についての操作者の指示を取得し、後続する処理に反映させる。

【0 1 1 7】

具体的には、図 2 1 に示されるように、表示装置 1 1 に表示された全ての輪郭に対して、トラックボール、マウス、タッチペン等で操作者による採否の指示を取得し、「採用する」と指示された輪郭のデータだけを後続する処理部（輪郭改変部 1 1 4、自動容積計測部 1 1 5、3 D 画像構成部 1 1 6、画像表示部 1 0 4 等）に送ることで、取捨選択する。

【0 1 1 8】

これによって、自動輪郭抽出部 1 2 0 による抽出結果に対して、操作者の診断意図や経験・知識等を反映させることが可能となり、正確な診断が可能となるだけでなく、診断の対象を限定したり、生体内での超音波の屈折等に起因する断層画像中の虚像に基づく誤診断を回避したりすることも可能となる。

【0 1 1 9】

次に、初期輪郭抽出における過去の抽出結果の利用方法に関する変形例を説明する。

【0 1 2 0】

上記実施の形態における初期輪郭抽出部 1 2 1 は、図 9 に示されるように、フレームレートでの繰り返し処理において、直前に抽出された複数の輪郭を用いて動き予測を行なうことで新たな初期輪郭を生成したが、このような利用方法に代えて、他の方法を採用することもできる。

【0 1 2 1】

例えば、図 2 2 に示されるように、動的輪郭抽出部 1 2 2 で抽出された直前の輪郭をそのまま次の初期輪郭として採用してもよい。フレームレートが高い場合や、対象物の動きが小さい場合等においては、このような簡易な（高速な）手法で充分に対応できるケースもあるからである。

【0 1 2 2】

また、リアルタイムな輪郭抽出が要求されない場合（発生した断層画像の順に必ずしも輪郭を抽出する必要がない場合）において、過去の複数の抽出結果を用いて補間することで、それら複数の断層画像の間（フレーム間など）に位置する断層画像における初期輪郭を生成（推定）してもよい。

【0 1 2 3】

図 2 3 は、補間による初期輪郭の生成方法を示す図である。ここでは、時間的に古いものから、輪郭 A、輪郭 B、輪郭 C としている。つまり、既に抽出された 2 つの輪郭（被抽出輪郭 A 及び被抽出輪郭 C）を用いて、時間的にそれら 2 つの中間に位置する断層画像における輪郭（推定初期輪郭 B）を生成する手法が示されている。

【0124】

具体的な推定方法（演算方法）としては、被抽出輪郭 A と被抽出輪郭 C それぞれの同一特徴点の座標値の平均値を推定初期輪郭 B の座標値とする等が挙げられる。また、図 2 4 に示されるように、被抽出輪郭 A と被抽出輪郭 C それぞれで囲まれる領域の論理和（2 値化後の OR 演算）に相当する領域の輪郭を推定初期輪郭 B としたり、図 2 5 に示されるように、被抽出輪郭 A と被抽出輪郭 C それぞれで囲まれる領域の論理積（2 値化後の AND 演算）に相当する領域の輪郭を推定初期輪郭 B としてもよい。

10

【0125】

これらいずれの手法によって初期輪郭を推定するかは、対象物の種類や形状の変化の態様・速度等から適宜選択すればよい。

【0126】

次に、抽出された輪郭から対象物の容積を算出する方法に関する変形例を説明する。

【0127】

上記実施の形態における自動容積計測部 115 及び 215 は、シングルプレーンエリアレングス法及びバイプレーンエリアレングス法による近似式を用いて、対象物の容積を計測したが、このような近似式に代えて、他の近似式を採用することもできる。

20

【0128】

例えば、1 方向の断層面における断層画像だけが得られる場合には、図 2 6 に示されるように、シンプソン法による近似式を用い、一方、直交する 2 方向の断層面における断層画像だけが得られる場合には、図 2 7 に示されるように、モディファイドシンプソン法による近似式を用いて、対象物の容積を算出してもよい。

【0129】

これらの近似式は、いずれも、対象物を複数のスライスに分割し、各スライスにおける半径 A_i （及び、 B_i ）とスライス間の距離 h とから、図示された近似式に従って対象物の体積を近似的に算出するものであり、上記実施の形態におけるプレーンエリアレングス法と比べると、リアルタイム性に劣る（容積を算出するために複数の断層画像が必要とされる）が、実物の容積に近い正確な計測が可能になるというメリットがある。

30

【0130】

以上、本発明に係る超音波診断装置について、実施の形態及び変形例を用いて説明したが、本発明は、これらに限定されるものではない。

【0131】

例えば、本超音波診断装置 10 のプローブ 13 は、先端部の背面に液晶表示部を備えていたが、図 2 8 に示されるように、ケーブルに近い胴部に液晶表示部を備えていてもよいし、通常のプローブのように、表示部を備えていないタイプであってもよい。

【0132】

また、各構成要素の組み合わせについても、排他的な関係にない独立した機能の構成要素を任意に組み合わせることで、様々な形態の超音波診断装置を実現することができるのは言うまでもない。例えば、同一方向の断層面で対象物を走査する際のフレームレートを制御する第 1 の実施の形態におけるリアルタイム制御部 113 と、複数の方向の断層面での画像を合成処理する第 2 の実施の形態における拍動同期部 130 と、対象物の輪郭を高い精度で自動抽出する変形例に係る自動輪郭抽出部 220 と、直交する 2 つの断層面での輪郭を合成するか否かを指示する変形例に係る輪郭採用確認部 321 とを組み合わせることで、操作者の知識を反映しつつ高い精度で対象物の輪郭抽出と容積計測を行なう超音波診断装置が実現される。

40

【0133】

また、本発明に係る超音波診断装置は、診断中における操作者の入力操作を完全に排除す

50

るものではなく、様々な処理において、操作者の指示を考慮することもできる。

【0134】

例えば、図19に示された自動輪郭抽出部220では、複数の候補となる輪郭から、採用すべき初期輪郭が自動的に選択されたが、図29に示された自動輪郭抽出部420のように、初期輪郭抽出部121で抽出された複数の輪郭から、操作者が表示装置11等で確認しながら採用すべき初期輪郭を指示することとしてもよい（そのための初期輪郭外部選択部421を設けてもよい）。

【0135】

さらに、図30に示された自動輪郭抽出部430のように、操作者との対話によって初期輪郭を取得して保持する初期輪郭入力部431や、そこに保持された初期輪郭と初期輪郭抽出部121によって自動抽出された初期輪郭とから、予め設定されたパラメータ等に従って、いずれかを選択して動的輪郭抽出部122に渡す輪郭選択部432を備えてもよい。

10

【0136】

これら診断中における操作者の入力、対象物の詳細な輪郭に関するものではなく、あくまでも初期輪郭を特定する指示であり、特に、診断対象の臓器等が限定されている場合等においては、その作業量は僅かなものであり、全体として診断時間が短縮化されるケースもあることが考慮されている。

【0137】

同様に、上記実施の形態における輪郭改変部114は、予め保持する基準に基づいて輪郭を改変したが、このような自動的かつリアルタイムな処理に代えて、予め蓄積された断層画像等に対して、操作者と対話しながら輪郭を改変してもよい。

20

【0138】

また、上記実施の形態における画像正規化部111と自動輪郭抽出部120内に設けられた輝度値再構成部121aとは、いずれも、断層画像における着目領域や対象物のコントラストを向上させる画像処理を施す点で共通するので、これらを1つの処理部としてまとめてもよい。例えば、画像正規化部において、断層画像全体に対する一定の正規化処理に加えて、輪郭抽出を容易にするための等化处理等を施してもよい。

【0139】

また、上記実施の形態における超音波診断装置は、心臓左室や胎児等の対象物を固定した専用の装置であってもよい。特に、第2の実施の形態における超音波診断装置は、直交した2つの断面の断層画像から拍動に同期した画像を取り出し、高い精度で対象物の容積を計測することができるので、心臓の診断に特化した専用の超音波診断装置として好適である。そのような装置においては、予め保持すべき各種パラメータを心臓左室に関するものに限定し、処理を簡素化することができるので、システムリソースを集中的に投資し、より高速なシステムパフォーマンスを提供することができるだけでなく、無駄な機能を省くことによるコスト低減効果も得られる。また、ユーザにとっても、システムパフォーマンスの向上による操作性の向上などのメリットが得られる。

30

【0140】

また、過去の抽出結果を利用した初期輪郭の生成例（図23～図25）では、3枚のフレームA、B及びCを用いて説明したが、本発明はこのような枚数に限定されるものではなく、例えば、5枚等のフレームを平均化・補間することで中間のタイミングに位置する初期輪郭を推定して生成してもよい。

40

【0141】

また、本超音波診断装置が備える自動輪郭抽出部での処理は、超音波診断装置で得られる断層画像に対してだけでなく、デジタルカメラ等で得られる一般的な画像に対しても適用することができる。そして、そのような輪郭抽出の機能をプログラムとして実現し、パソコン等で実行させることで、本発明に係る輪郭抽出の機能を有した汎用の画像処理装置が得られる。

【0142】

50

【発明の効果】

以上の説明から明らかなように、本発明に係る超音波診断装置は、超音波の反射に基づいて被検体の断層画像を生成し表示する超音波診断装置であって、前記断層画像に対して予め定められた一定の処理を施すことによって、前記断層画像中の対象物の輪郭を抽出する自動輪郭抽出手段を備えることを特徴とする。これによって、生成された断層画像そのものに基づいて、断層画像中の対象物の輪郭が抽出されるので、操作者による煩わしい入力操作が不要になるとともに、再現性ある安定した診断結果が得られる。

【0143】

ここで、前記超音波診断装置はさらに、前記自動輪郭抽出手段で抽出された輪郭を蓄積することで前記対象物の3次元画像を構築し表示する3D画像構成手段を備えてもよい。これによって、対象物の3次元形状を直観的に把握することが可能となり、操作者による精密な検査を支援することができる。

10

【0144】

また、前記超音波診断装置はさらに、前記自動輪郭抽出手段で抽出された輪郭に対して、操作者との対話又は予め記憶している基準に基づいて改変を施す輪郭改変手段を備えてもよい。これによって、操作者の豊富な知識や経験を診断結果に反映させることが可能となり、最終的に得られる輪郭の精度が向上される。

【0145】

また、前記超音波診断装置はさらに、前記自動輪郭抽出手段で抽出された輪郭を用いて前記対象物の容積を求める自動容積計測手段を備えてもよい。これによって、操作者は、対象物の輪郭だけでなく、その容積を知ることができるので、生体中の腔等に対する精密な検査を行なうことができる。

20

【0146】

また、前記超音波診断装置はさらに、前記自動輪郭抽出手段で抽出された輪郭又は前記輪郭改変手段により改変された輪郭に対して、操作者との対話に基づいて、後続する画像処理の対象として採用するか否かの取捨選択をする輪郭採用確認手段を備えてもよい。これによって、診断の対象物を限定したり、断層画像中の虚像等による不要な解析を避けることができる。

【0147】

また、前記超音波診断装置はさらに、前記断層画像における輝度値分布が予め定められた一定条件を満たすように画素の輝度値を変換することにより前記断層画像を正規化する画像正規化手段を備え、前記自動輪郭抽出手段は、前記画像正規化手段により正規化された断層画像に対して前記処理を施すことにより前記輪郭を抽出してもよい。これによって、初期段階において断層画像の輝度値分布が一定範囲内に収まることとなり、続く輪郭抽出等の処理が安定化され、精度が向上するとともに、高速化される。

30

【0148】

また、前記自動輪郭抽出手段は、前記断層画像に対して予め定められた一定の処理を施すことによって、前記断層画像中の対象物の輪郭を初期輪郭として粗く抽出する初期輪郭抽出部と、抽出された初期輪郭を初期値とし、前記断層画像中の対象物に動的な輪郭モデルを適用して細かく輪郭を抽出する動的輪郭抽出部とを有してもよい。これによって、動的な輪郭抽出に使用される初期輪郭は、断層画像そのものに基づいて定型的に自動抽出されるので、操作者による初期輪郭の入力が不要になるとともに、再現性ある初期輪郭が自動生成されることによる動的な輪郭抽出におけるパラメータのチューニングが可能となり、動的な輪郭抽出に要する時間が短縮化され、精度も向上する。

40

【0149】

また、前記自動輪郭抽出手段はさらに、前記初期輪郭抽出部で抽出された初期輪郭に対して、一定の基準を満たしているか否かを判断し、満たしていない場合に前記初期輪郭を修正する初期輪郭調整部を有し、前記動的輪郭抽出部は、前記初期輪郭調整部で修正された初期輪郭を初期値として前記輪郭を抽出してもよい。これによって、より正確な初期輪郭を用いた動的な輪郭抽出が可能となり、輪郭抽出のためのトータル時間が短縮化され得る

50

。

【0150】

また、前記自動輪郭抽出手段はさらに、前記初期輪郭抽出部で複数の初期輪郭が抽出された場合に、それら初期輪郭から、予め保持している選択基準に適合したものを選択する初期輪郭選択部を有し、前記動的輪郭抽出部は、前記初期輪郭選択部で選択された初期輪郭を初期値として前記輪郭を抽出してもよい。これによって、複数の初期輪郭が抽出された場合に、一定の基準を満たす興味ある対象物だけが選択されて輪郭が抽出されることとなり、興味のない対象物に対して処理が実行されてしまうことによる無駄時間の発生が回避される。

【0151】

また、前記初期輪郭選択部は、前記選択基準に適合した初期輪郭が複数ある場合には、それら複数の初期輪郭を選択してもよい。これによって、複数の対象物に対して並行して検査を進めることが可能となり、全体としての検査時間が短縮化される。

【0152】

また、前記自動輪郭抽出手段はさらに、前記初期輪郭抽出部で複数の初期輪郭が抽出された場合に、それら初期輪郭から、操作者との対話に基づいて1以上の初期輪郭を選択する初期輪郭外部選択部を有し、前記動的輪郭抽出部は、前記初期輪郭外部選択部で選択された初期輪郭を初期値として前記輪郭を抽出してもよい。これによって、操作者が意図する対象物に限定した検査等を行なうことが可能となる。

【0153】

また、前記画像正規化手段は、前記一定条件を正規化基準として予め記憶する正規化基準記憶部と、前記輝度値を複数の変換関数を用いて変換することにより、複数の断層画像を生成する輝度値変換部と、前記輝度値変換部で生成された複数の断層画像のうち、前記正規化基準記憶部に記憶された正規化基準を満たすものを特定し、正規化後の断層画像として出力する制御判定部とを有してもよい。これによって、画一的な処理であるにも拘わらず、対象物の種類に相応しい正規化が断層画像に対して施されることが保証される。

【0154】

また、前記自動輪郭抽出手段は、操作者との対話に基づいて、前記断層画像中の対象物の輪郭を粗く特定する初期輪郭を取得する初期輪郭入力部と、前記初期輪郭入力部で取得された初期輪郭を初期値とし、前記断層画像中の対象物に動的な輪郭モデルを適用して細かく輪郭を抽出する動的輪郭抽出部とを有してもよいし、前記自動輪郭抽出手段はさらに、前記断層画像に対して予め定められた一定の処理を施すことによって、前記断層画像中の対象物の輪郭を初期輪郭として粗く抽出する初期輪郭抽出部と、前記初期輪郭抽出部で抽出された初期輪郭及び前記初期輪郭入力部で取得された初期輪郭のいずれかを選択する輪郭選択部とを有し、前記動的輪郭抽出部は、前記輪郭選択部で選択された初期輪郭を初期値として前記輪郭を抽出してもよい。これによって、初期輪郭は、自動抽出されるだけでなく、操作者が指定することもできるので、操作者の意図を反映した輪郭抽出も可能となる。

【0155】

また、前記自動輪郭抽出手段は、心臓左室の輪郭を抽出し、前記容積計測手段は、前記自動輪郭抽出手段で抽出された心臓左室の輪郭を用いて心臓左室の容積を求めてもよい。そして、前記容積計測手段で求められた心臓左室の容積を表示する測定結果表示手段を備えてもよい。さらに、前記自動輪郭抽出手段による心臓左室の輪郭の抽出、前記容積計測手段による心臓左室の容積の算出、及び、前記測定結果表示手段による容積の表示を一定のフレームレートで繰り返させるリアルタイム制御手段を備えてもよい。これによって、心臓に特化した高速かつ正確な検査が可能な超音波診断装置が実現される。

【0156】

また、前記超音波診断装置はさらに、前記断層画像及び前記輪郭の少なくとも1つを表示する画像表示手段を備え、前記リアルタイム制御手段は、心臓左室の断層画像及び輪郭の少なくとも1つの表示に同期させて心臓左室の容積を表示させるように前記画像表示手段

10

20

30

40

50

及び前記測定結果表示手段を制御してもよい。これによって、操作者は、心臓の輪郭と容積の変化とをリアルタイムに知ることができ、心臓に対する精度の高い検査を行なうことができる。

【0157】

また、前記自動輪郭抽出手段は、心臓左室の直交する2種類の断面での断層画像それぞれについて、心臓左室の輪郭を抽出し、前記容積計測手段は、前記自動輪郭抽出手段で抽出された心臓左室の2種類の輪郭に対してモディファイドシン普森法及びバイプレーンエリアレンクス法のいずれかによる近似式を用いて心臓左室の容積を求めてもよい。これによって、異なる2つの断面を用いた近似式によって心臓左室の容積が計測されるので、より正確な容積が得られる。

10

【0158】

また、前記超音波診断装置はさらに、前記断層画像の生成、前記自動輪郭抽出手段による輪郭の抽出及び前記容積計測手段による容積の算出を一定のフレームレートで繰り返させるリアルタイム制御手段と、前記繰り返しにより得られた断層画像を蓄積することにより前記対象物の動画像を生成し記憶する動画像保持手段とを備えてもよい。これによって、リアルタイムに得られた断層画像や輪郭等を蓄積しておき、後で時間をかけて解析する等のスクリーニングが可能となる。

【0159】

また、前記超音波診断装置はさらに、前記断層画像の生成、前記自動輪郭抽出手段による輪郭の抽出及び前記容積計測手段による容積の算出を一定のフレームレートで繰り返させるリアルタイム制御手段を備え、前記リアルタイム制御手段は、前記断層画像の生成、輪郭の抽出及び容積の算出を監視することで、それら処理が完結するように前記フレームレートを変化させるフレームレート制御部を有してもよい。これによって、フレームレートが極めて高い場合や、処理負荷の大きい断層画像が突発的に発生した場合であっても、記憶領域の不足によるデータの欠落や解析未完了等に伴う不具合の発生が防止される。

20

【0160】

また、前記自動輪郭抽出手段は、過去に抽出した輪郭を用いて、前記断層画像に対する新たな輪郭を抽出してもよい。これによって、初期輪郭の抽出に要する時間が短縮化されたり、より精度の高い初期輪郭が抽出され得る。

【0161】

このように、本発明に係る超音波診断装置及び画像処理装置によって、診断の対象物に対する輪郭抽出の処理は自動化されるとともに高い精度で安定化して行なわれるので、医師の負担が軽減されるだけでなく、医療の質が高められ、国民の医療費に対する負担が軽減されることとなり、本発明の実用的価値は極めて大きい。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の外観図である。

【図2】同超音波診断装置の主要な機能構成を示すブロック図である。

【図3】(a)及び(b)は、同超音波診断装置の自動輪郭抽出部により抽出された心臓の二腔像及び四腔像における左室の輪郭の例を示す。

【図4】同超音波診断装置の自動容積計測部による容積計測の手法(シングルプレーンエリアレンクス法)を説明するための図である。

40

【図5】自動輪郭抽出部を構成する初期輪郭抽出部の詳細な構成を示す機能ブロック図である。

【図6】(a)は、初期輪郭抽出部を構成する輝度値再構成部による輝度値等化のための変換曲線の例を示し、(b)は、初期輪郭抽出部を構成する縮退部による縮退処理を説明するための図である。

【図7】初期輪郭抽出部による等化、2値化及び縮退処理による断層画像の変化の様子を示す図である。

【図8】(a)は、初期輪郭抽出部により抽出された心臓の左室に対する初期輪郭の例を示し、(b1)～(b4)は、その初期輪郭を用いて動的輪郭抽出部により徐々に正確な

50

輪郭が求められていく様子を示す図である。

【図 9】既に抽出された輪郭を用いて初期輪郭抽出部が新たな初期輪郭を推定して生成する様子を示す図である。

【図 10】同超音波診断装置の画像処理部での処理を中心とした動作の流れを示すフローチャートである。

【図 11】同超音波診断装置のプロープの液晶表示部における心臓左室の容積値の表示例を示す。

【図 12】同超音波診断装置の表示装置における心臓左室等の輪郭とその容積の時間的変化を示すグラフの表示例を示す。

【図 13】本発明の第 2 の実施の形態における超音波診断装置の機能構成を示すブロック図である。 10

【図 14】同超音波診断装置の自動容積計測部による容積計測の手法（バイプレーンエリアリング法）を説明するための図である。

【図 15】同超音波診断装置の拍動同期部による制御内容を説明するための図である。

【図 16】同超音波診断装置の表示装置における心臓左室等の輪郭とその容積の時間的変化を示すグラフの表示例を示す。

【図 17】（a）は、変形例に係る画像正規化部の構成を示す機能ブロック図であり、（b）は、この画像正規化部による断層画像の正規化処理の内容を示す輝度値分布の変化図である。

【図 18】同画像正規化部の動作の流れを示すフローチャートである。 20

【図 19】変形例に係る自動輪郭抽出部の構成を示す機能ブロック図である。

【図 20】変形例に係る画像処理部の構成を示す機能ブロック図である。

【図 21】同画像処理部の輪郭採用確認部による操作者との対話画面例を示す。

【図 22】既に抽出された輪郭を用いて初期輪郭抽出部が新たな初期輪郭を生成する手法の変形例（そのまま利用する手法）を示す図である。

【図 23】既に抽出された輪郭を用いて初期輪郭抽出部が新たな初期輪郭を推定して生成する手法の変形例（補間を用いた手法）を示す図である。

【図 24】既に抽出された輪郭を用いて初期輪郭抽出部が新たな初期輪郭を推定して生成する手法の変形例（OR 演算を用いた手法）を示す図である。

【図 25】既に抽出された輪郭を用いて初期輪郭抽出部が新たな初期輪郭を推定して生成する手法の変形例（AND 演算を用いた手法）を示す図である。 30

【図 26】自動容積計測部による容積計測の手法の変形例（シンプソン法）を説明するための図である。

【図 27】自動容積計測部による容積計測の手法の変形例（モディファイドシンプソン法）を説明するための図である。

【図 28】ケーブルに近い胴部に液晶表示部を備える変形例に係るプロープの外観図である。

【図 29】初期輪郭外部選択部を備えた変形例に係る自動輪郭抽出部の機能ブロック図である。

【図 30】初期輪郭入力部等を備えた変形例に係る自動輪郭抽出部の機能ブロック図である。 40

【符号の説明】

10、20 超音波診断装置

11 表示装置

12 本体装置

13 プロープ

101 超音波探触子

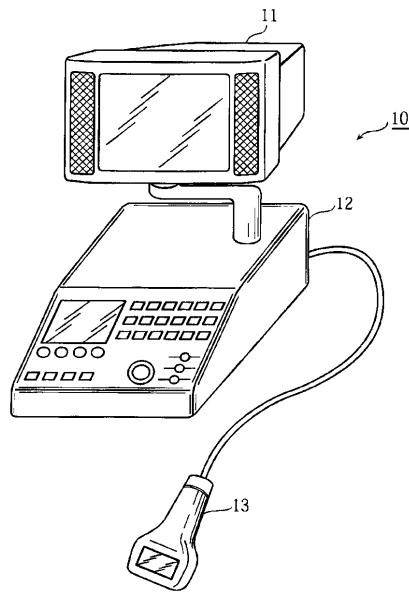
102 送受信部

103、203、303 画像処理部

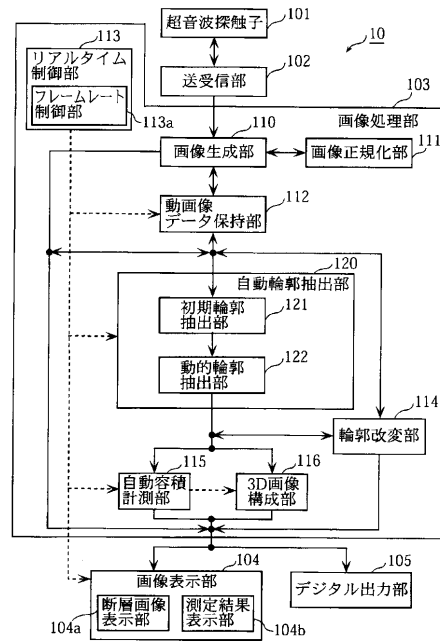
104 画像表示部

1 0 4 a	断層画像表示部	
1 0 4 b	測定結果表示部	
1 0 5	デジタル出力部	
1 1 0	画像生成部	
1 1 1、2 1 1	画像正規化部	
1 1 2	動画像データ保持部	
1 1 3	リアルタイム制御部	
1 1 3 a	フレームレート制御部	
1 1 4	輪郭改変部	
1 1 5、2 1 5	自動容積計測部	10
1 1 6	3 D画像構成部	
1 2 0、2 2 0、4 2 0、4 3 0	自動輪郭抽出部	
1 2 1	初期輪郭抽出部	
1 2 1 a	輝度値再構成部	
1 2 1 b	2 値化部	
1 2 1 c	縮退部	
1 2 2	動的輪郭抽出部	
1 3 0	拍動同期部	
2 1 1 a	制御判定部	
2 1 1 b	正規化基準記憶部	20
2 1 1 c	輝度値変換部	
2 2 3	初期輪郭調整部	
2 2 4	入力選択部	
2 2 5	初期輪郭選択部	
2 2 6	選択情報記憶部	
3 2 1	輪郭採用確認部	
4 2 1	初期輪郭外部選択部	
4 3 1	初期輪郭入力部	
4 3 2	輪郭選択部	

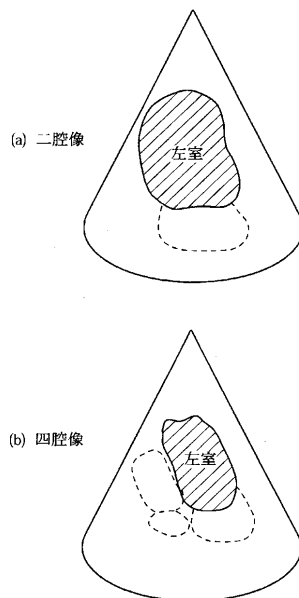
【図 1】



【図 2】



【図 3】



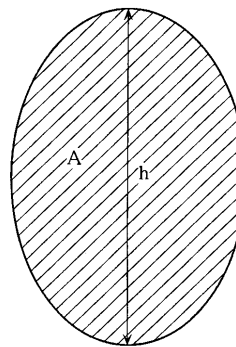
【図 4】

シングルプレーンエアレングス法

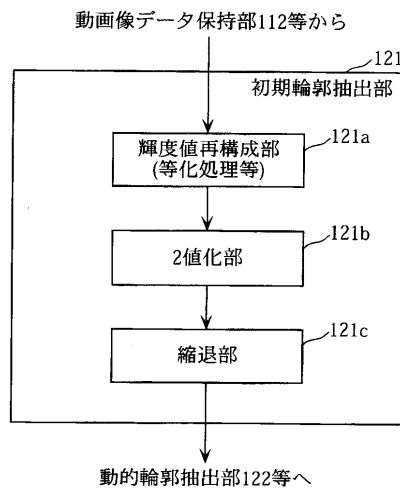
長径h, 断面積A



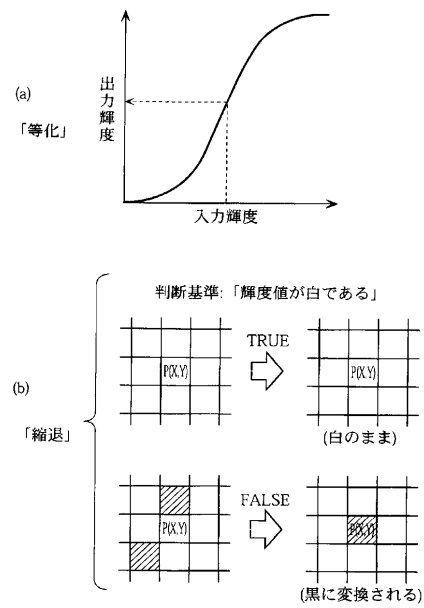
$$\text{体積} V = \frac{8A^2}{3} \pi h$$



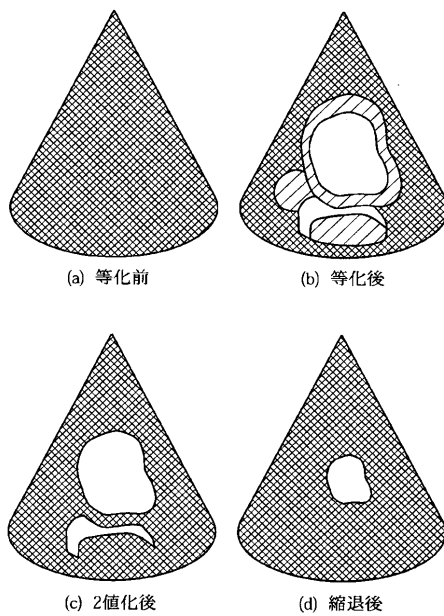
【図 5】



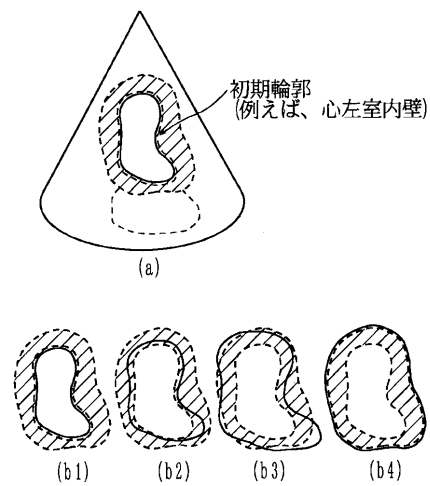
【図 6】



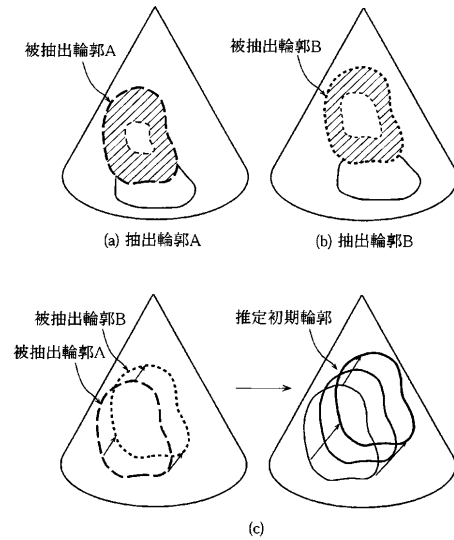
【図 7】



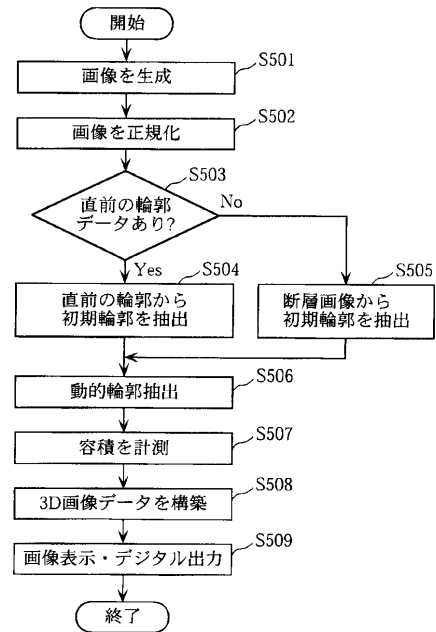
【図 8】



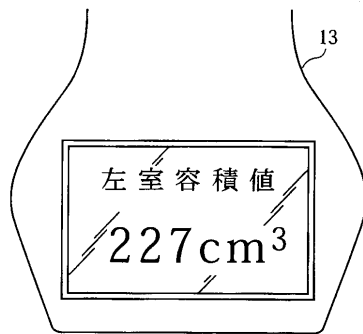
【図 9】



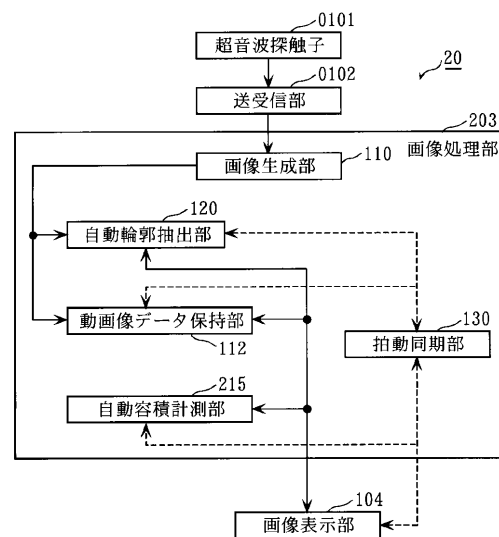
【図 10】



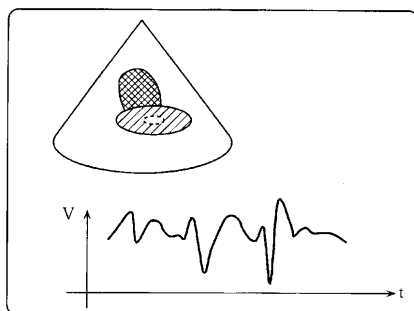
【図 11】



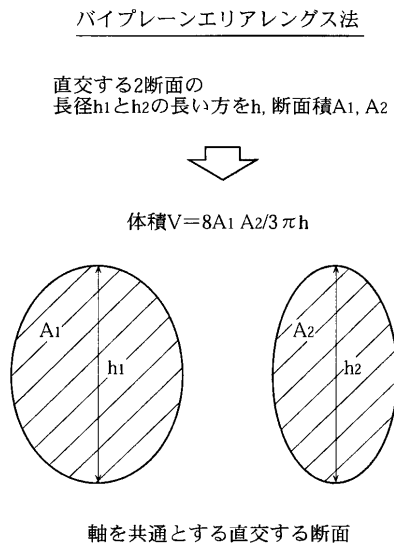
【図 13】



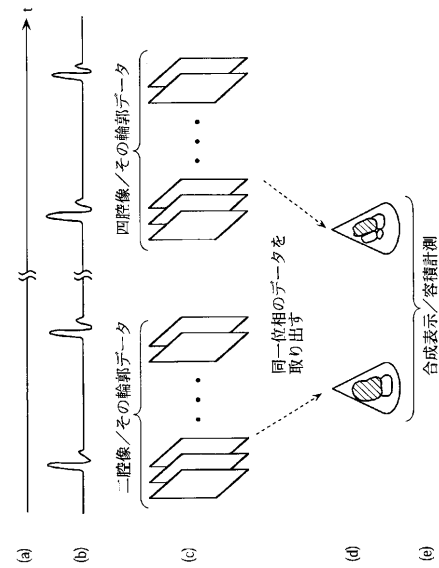
【図 12】



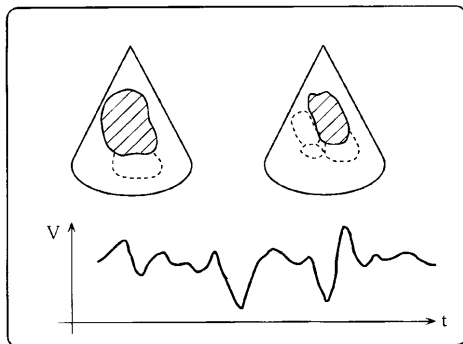
【図 1 4】



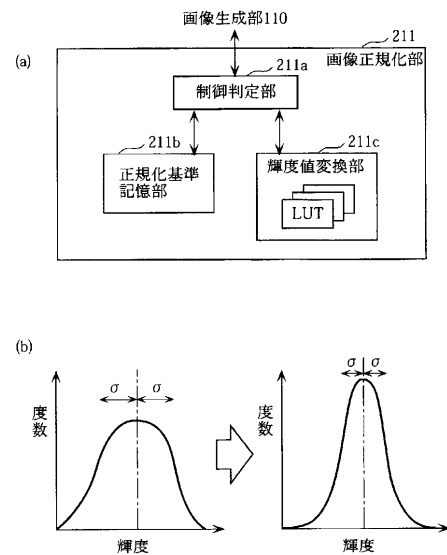
【図 1 5】



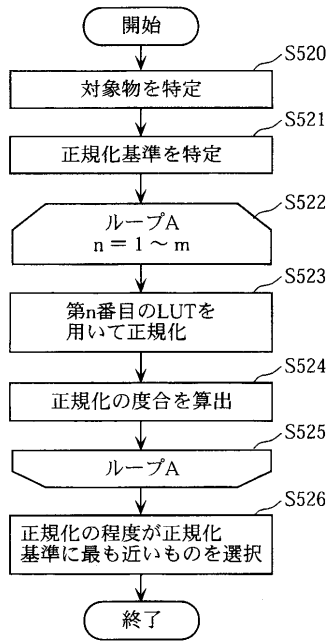
【図 1 6】



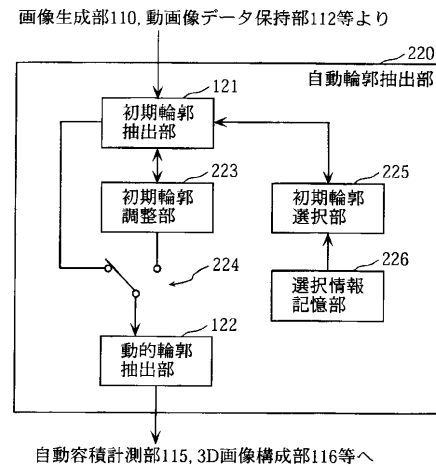
【図 1 7】



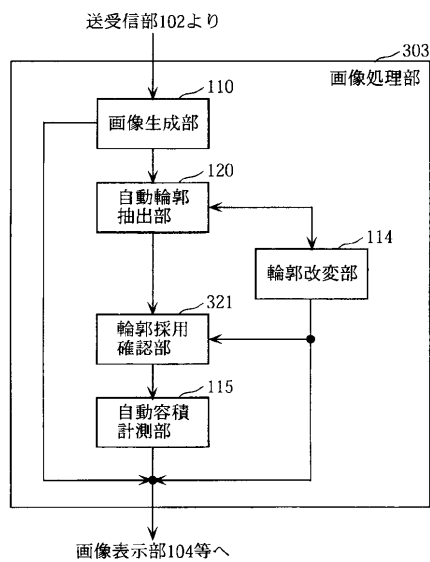
【図 18】



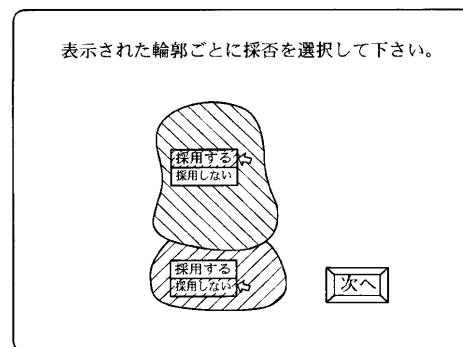
【図 19】



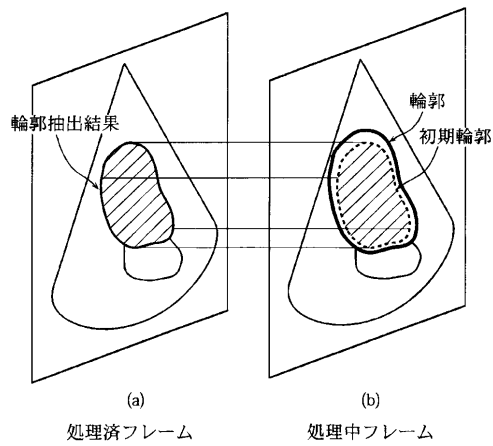
【図 20】



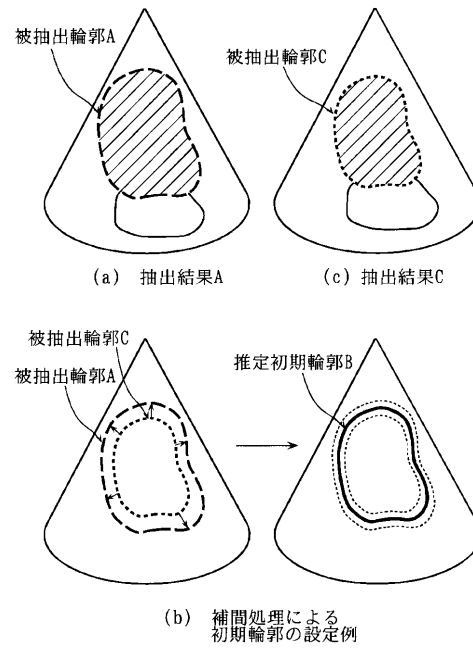
【図 21】



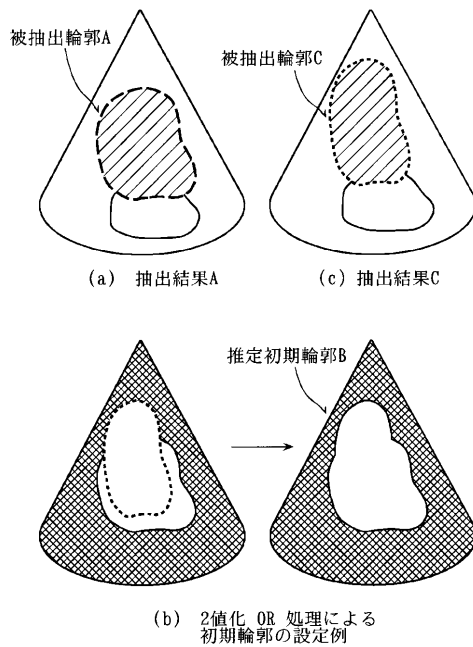
【図 2 2】



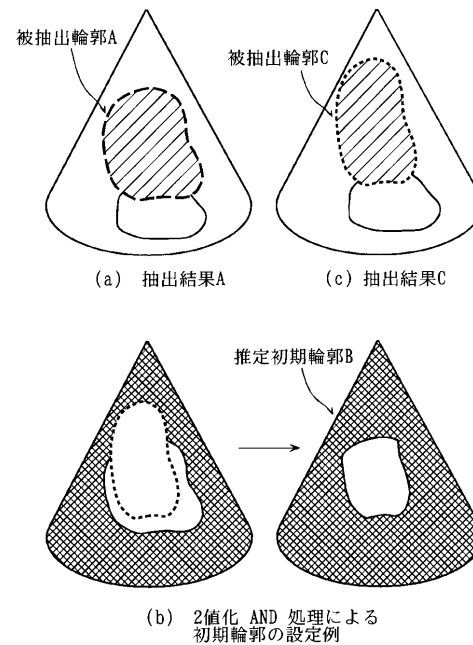
【図 2 3】



【図 2 4】



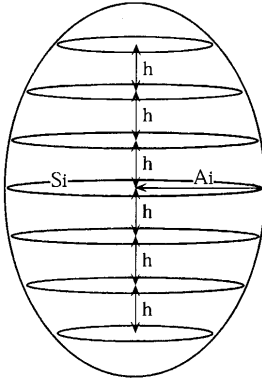
【図 2 5】



【図 26】

シンプソン法
各スライスの半径 A_i (又は断面積 S_i)
各スライスの間隔 h

$$\text{体積} V = \sum S_i \times h \\ = \sum (\pi \times A_i^2 / 4) \times h$$

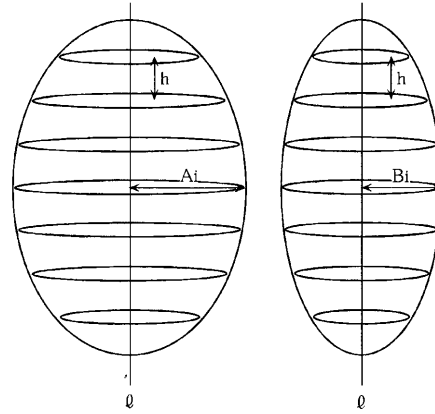


【図 27】

モディファイドシンプソン法

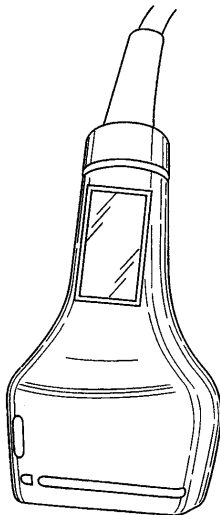
直交する2断面の
各スライスの半径 A_i, B_i
各スライスの間隔 h

$$\text{体積} V = \sum A_i B_i \times h \pi$$



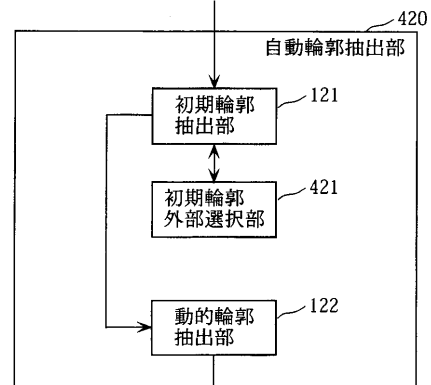
軸(θ)を共通とする直交する断面

【図 28】



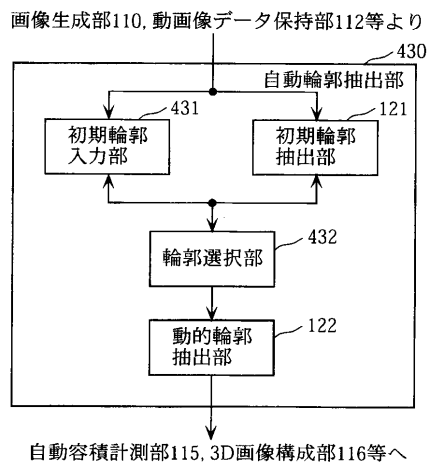
【図 29】

画像生成部110, 動画データ保持部112等より



自動容積計測部115, 3D画像構成部116等へ

【図 30】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2000-107183 (JP, A)
特開平08-000625 (JP, A)
特開平11-342132 (JP, A)
米国特許第05605155 (US, A)
特開平10-277033 (JP, A)
特開平10-216127 (JP, A)
特開2000-251083 (JP, A)
特開平10-305033 (JP, A)
特開平04-282144 (JP, A)
特表2003-503141 (JP, A)
特開平11-128226 (JP, A)
特開平10-118062 (JP, A)
特開平10-099328 (JP, A)
特開平08-336530 (JP, A)
特開平08-206117 (JP, A)
特開平07-303641 (JP, A)
特開平07-115644 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/08
G06T 1/00
G06T 7/60

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4614548B2	公开(公告)日	2011-01-19
申请号	JP2001023819	申请日	2001-01-31
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	山内真樹		
发明人	山内 真樹		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00 G06T7/60 G06K9/64 G06T5/00		
CPC分类号	G06K9/6207 G06T7/12 G06T7/149 G06T7/62 G06T2207/10132 G06T2207/30048 G16H30/40 G16H40/63 G16H50/50 Y10S128/915 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T7/60.150.J G06T7/60.250.C A61B8/14 G06T7/00.612 G06T7/13 G06T7/149 G06T7/62		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB02 4C301/CC02 4C301/DD07 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/EE14 4C301/GA20 4C301/JB22 4C301/JC01 4C301/JC08 4C301/JC13 4C301/KK12 4C301/KK13 4C301/KK16 4C301/KK22 4C301/KK24 4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/DD26 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JC01 4C601/JC09 4C601/JC12 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC25 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK23 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK28 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA11 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CC03 5B057/CE08 5B057/CE12 5B057/CH01 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DC04 5B057/DC16 5B057/DC32 5B057/DC38 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA04 5L096/DA02 5L096/DA04 5L096/EA43 5L096/FA06 5L096/FA37 5L096/FA45 5L096/FA78 5L096/GA22 5L096/GA23 5L096/JA03 5L096/JA14 5L096/MA03		
代理人(译)	新居 広守		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2002224116A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在超声波断层图像中精确地提取物体轮廓而不需要操作者进行许多操作的超声波诊断设备。解决方案：超声诊断设备包括自动轮廓提取单元120，其具有初始轮廓提取器121，用于通过执行预定的规定成像（均衡，二值化，退化，以及）来粗略地提取断层图像中的对象的轮廓作为初始轮廓。对于断层图像和动态轮廓提取器122，通过使用提取的初始轮廓作为初始值，通过对断层图像中的对象应用诸如SNAKES等的动态轮廓模型来精细地提取轮廓。。

【 図 2 】

