

(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2012-10965

(P2012-10965A)

(43) 公開日 平成24年1月19日(2012.1.19)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F I
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2010-150450 (P2010-150450)
(22) 出願日 平成22年6月30日 (2010. 6. 30)(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
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

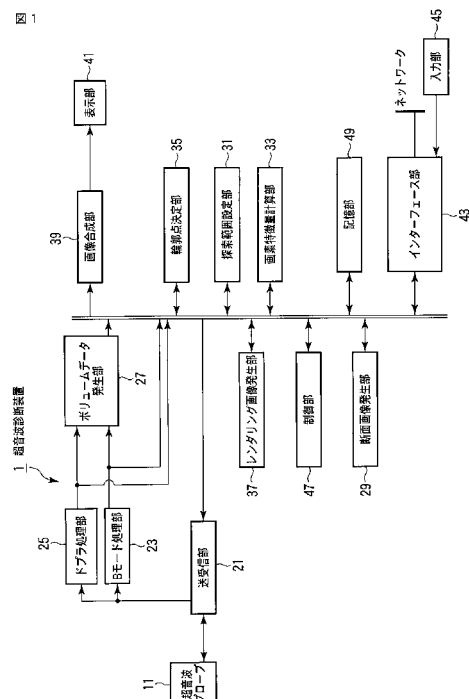
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57) 【要約】

【課題】対象物の輪郭を決定することにより、レンダリング処理範囲とレンダリング処理に用いられない領域との境界を示す境界線を決定すること。

【解決手段】本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、超音波プローブを介して被検体へ向けて超音波を送信し、送信された超音波に対応する反射波を被検体から受信し、受信した反射波に基づいて受信信号を発生する送受信部と、受信信号に基づいて被検体の断面画像を発生する断面画像発生部と、断面画像上における対象物の輪郭上の輪郭点を探索するための複数の探索範囲を断面画像上に設定する探索範囲設定部と、探索範囲に含まれる画素の輝度値に基づいて輪郭点を決定する輪郭点決定部とを具備し、探索範囲設定部は、複数の探索範囲それぞれの中心位置を隣接する探索範囲内の輪郭点の位置に応じて決定し、複数の探索範囲の中の特定の探索範囲の中心位置を、操作者により指定された位置に従って決定することを特徴とする。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信し、前記送信された超音波に対応する反射波を前記被検体から受信し、前記受信した反射波に基づいて受信信号を発生する送受信部と、

前記受信信号に基づいて前記被検体の断面画像を発生する断面画像発生部と、

前記断面画像上における対象物の輪郭上の輪郭点を探索するための複数の探索範囲を、前記断面画像上に設定する探索範囲設定部と、

前記探索範囲に含まれる画素の輝度値に基づいて、前記輪郭点を決定する輪郭点決定部とを具備し、

前記探索範囲設定部は、

前記複数の探索範囲それぞれの中心位置を、隣接する探索範囲内の輪郭点の位置に応じて決定し、

前記複数の探索範囲の中の特定の探索範囲の中心位置を、操作者により指定された位置に従って決定すること、

を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記輪郭点決定部は、前記指定された位置を含む超音波走査線上の画素の輝度値に基づいて、前記超音波走査線上における輪郭点をさらに決定すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記探索範囲設定部は、輪郭点が決定されない探索範囲に対して、前記探索範囲を拡張させること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記操作者により前記断面画像に設定されたレンダリング領域のうち、レンダリング処理が実行される領域とレンダリング処理から除外される領域との境界を示すカットラインを決定するカットライン決定部とをさらに具備し、

前記カットライン決定部は、

前記断面画像上で決定された輪郭点に基づいて、前記対象物の輪郭を近似し、

前記近似された輪郭と前記レンダリング領域の両端に位置する端線との交点の座標を決定し、

前記決定された交点の座標と前記指定された位置の座標とを通るように前記カットラインを決定すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記カットライン決定部は、

前記指定された位置から表示画面の下端に垂直に下ろした直線に従って、前記断面画像の前記レンダリング領域を第 1 の領域と第 2 の領域とに分割し、

前記第 1 の領域における前記輪郭点の座標に基づいて、前記対象物の輪郭を第 1 の直線で近似し、

前記指定された位置を通り前記第 1 の直線の傾きを有する直線と、前記第 1 の領域の端に位置し前記レンダリング領域を分割した直線の反対側の端線との第 1 の交点の座標を決定し、

前記第 2 の領域における前記輪郭点の座標に基づいて、前記対象物の輪郭を第 2 の直線で近似し、

前記指定された位置を通り前記第 2 の直線の傾きを有する直線と、前記第 2 の領域の端に位置し前記レンダリング領域を分割した直線の反対側の端線との第 2 の交点の座標を決定し、

10

20

30

40

50

前記指定された位置の座標と前記第 1 の交点の座標と前記第 2 の交点の座標とを通るように前記カットラインを決定すること、
を特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記探索範囲設定部は、前記複数の探索範囲を、前記断面画像における予め設定された領域に設定すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記輪郭点決定部は、
所定の閾値に達した前記輝度値を有する画素の座標の近傍の点を輪郭点として決定すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。 10

【請求項 8】

前記探索範囲設定部は、決定された第 1 の輪郭点と第 2 の輪郭点とに基づいて、前記探索範囲を拡張させること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記輪郭点決定部は、
前記探索範囲に含まれる複数の画素に対して輪郭点が決定されない場合、予め設定された曲線に基づいて、輪郭点を決定すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。 20

【請求項 10】

前記決定された輪郭点を結んだ輪郭を、前記断面画像に重ねる画像合成部をさらに具備すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記画像合成部は、前記操作者の指示に従って、前記輪郭を、前記断面画像における前記超音波プローブを前記被検体に接触させた位置に向けて平行移動させること、
を特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記画像合成部は、前記輪郭の一部を、操作者からの指示に従って修正させること、
を特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。 30

【請求項 13】

前記カットライン決定部で決定されたカットラインを、前記断面画像に重ねる画像合成部をさらに具備すること、
を特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記輪郭点決定部は、
前記探索範囲内の隣り合う 2 つの画素の輝度値の差分値、または前記差分値の絶対値を計算し、
所定の閾値に達した前記差分値または前記絶対値に関する隣り合う 2 つの画素のうち、輝度値が低い方の画素を輪郭点として決定すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。 40

【請求項 15】

前記受信信号に基づいて、前記被検体のボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、
前記対象物に関するレンダリング画像を発生するレンダリング画像発生部とをさらに具備し、
前記レンダリング画像発生部は、
前記決定された輪郭点に基づいてレンダリング処理範囲を制限し、 50

前記制限されたレンダリング処理範囲に含まれる前記ボリュームデータに基づいて、前記対象物のレンダリング画像を発生すること、
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 16】

超音波を被検体に向けて送信させることと、
前記送信させた超音波に対応する反射波を前記被検体から受信させ、前記受信させた反射波に基づいて受信信号を発生させることと、
前記受信信号に基づいて前記被検体の断面画像を発生させることと、
前記断面画像上における対象物の輪郭上の輪郭点を探索するための複数の探索範囲を、前記断面画像上に設定させることと、
前記探索範囲に含まれる画素の輝度値に基づいて前記輪郭点を決定させることと、
前記複数の探索範囲を前記断面画像上に設定させることは、
前記複数の探索範囲それぞれの中心位置を、隣接する探索範囲内の輪郭点の位置に応じて決定させることと、
前記複数の探索範囲の中の特定の探索範囲の中心位置を、操作者により指定された位置に従って決定させることと、
を特徴とする超音波診断装置の制御方法。

10

【請求項 17】

前記操作者により設定されたレンダリング領域のうち、レンダリング処理が実行される領域とレンダリング処理から除外される領域との境界を示すカットラインを決定させることをさらに具備し、
前記カットラインを決定させることは、
前記断面画像上で決定させた輪郭点に基づいて前記対象物の輪郭を近似させることと、
前記近似させた輪郭と前記レンダリング領域の両端に位置する端線との交点の座標を決定させることと、
前記決定された交点の座標と前記指定された位置の座標とを通るように前記カットラインを決定させることと、
を特徴とする請求項 16 記載の超音波診断装置の制御方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明の実施形態は、レンダリング機能を有する超音波診断装置、及びレンダリング機能を有する超音波診断装置の制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年の超音波診断装置は、3次元画像データ（以下ボリュームデータと呼ぶ）を得ることができる。得られたボリュームデータは、2次元画像を作成する処理（以下レンダリング処理と呼ぶ）に利用される。以下、ボリュームデータに基づいてレンダリング処理により発生される2次元画像のことを、レンダリング画像と呼ぶ。レンダリング処理が行われる範囲（以下レンダリング処理範囲と呼ぶ）は、レンダリング処理範囲を設定しないときと比べて高精細なレンダリング画像を得るために、ボリュームデータの1断面画像上に設定される。

40

【0003】

レンダリング処理範囲は、操作者によりボリュームデータの断面画像上の1点が指定されることで決定される。このとき、断面画像上で予め設定された2定点と操作者により設定された1点とを通る線は、レンダリング処理範囲とレンダリング処理に用いられない領域との境界を示す境界線となる（例えば、図10）。レンダリング処理範囲に関する境界線は、表示画面に表示されたレンダリング処理の対象物の輪郭を操作者が指定することによって、決定されてもよい。また、レンダリング処理範囲に関する境界線は、超音波走査線上の輝度値を積分したグラフの傾きから低エコー成分を検出することにより決定されて

50

もよい。

【 0 0 0 4 】

しかしながら、操作者により指定された１点と断面画像上で予め設定された２定点とを通る線を境界線とすることについて、レンダリング処理の対象となる物（以下対象物と呼ぶ）の輪郭と境界線の形状とが合わない場合、レンダリング処理において対象物の欠落、またはレンダリング処理に関連しない物体の不十分な除去により、高精細なレンダリング画像が得られない問題がある。また、レンダリング処理の対象物の輪郭を操作者が指定することは、操作の煩雑さにより操作者に対する検査の負担の増大、および検査効率の低下を招く問題がある。対象物と骨などのレンダリング処理に関連しない物体との判別が困難な場合、低エコー成分を検出することが困難なため、レンダリング処理範囲の境界線の決定は困難となる問題がある。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 1 — 1 4 5 6 3 1 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

目的は、対象物の輪郭を決定することにより、レンダリング処理範囲とレンダリング処理に用いられない領域との境界を示す境界線を決定することにある。

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信し、前記送信された超音波に対応する反射波を前記被検体から受信し、前記受信した反射波に基づいて受信信号を発生する送受信部と、前記受信信号に基づいて前記被検体の断面画像を発生する断面画像発生部と、前記断面画像上における対象物の輪郭上の輪郭点を探索するための複数の探索範囲を、前記断面画像上に設定する探索範囲設定部と、前記探索範囲に含まれる画素の輝度値に基づいて、前記輪郭点を決定する輪郭点決定部とを具備し、前記探索範囲設定部は、前記複数の探索範囲それぞれの中心位置を、隣接する探索範囲内の輪郭点の位置に応じて決定し、前記複数の探索範囲の中の特定の探索範囲の中心位置を、操作者により指定された位置に従って決定すること、を特徴とする。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 8 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【 図 2 】 第 1 の実施形態に係り、断面画像に設定された探索範囲から対象物の輪郭点を決定する手順を示すフローチャートである。

【 図 3 】 第 1 の実施形態に係り、操作者により指定された点と、決定された対象物の輪郭とを示す図である。

【 図 4 】 第 1 の実施形態に係り、探索範囲の中心位置が、隣接する探索範囲内の輪郭点の位置に応じて決定される概略の一例を示す図である。

40

【 図 5 】 第 1 の実施形態に係り、操作者により指定された点と決定された対象物の輪郭とを示す図である。

【 図 6 】 第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【 図 7 】 第 2 の実施形態に係り、決定された輪郭点に基づいて、カットラインを決定する手順を示すフローチャートである。

【 図 8 】 第 2 の実施形態に係り、図 7 のフローチャートにおける処理の一部に関する概略を、断面画像に示す概略図である。

【 図 9 】 第 2 の実施形態に係り、レンダリング処理範囲と、レンダリング処理から除去される除去領域とを示す図である。

50

【図 10】従来の 1 点指定によるレンダリング処理範囲と、レンダリング処理から除去される除去領域との境界線を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。なお、以下の説明において、略同一の構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0010】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図に示すように、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 11、送受信部 21、B モード処理部 23、ドブラ処理部 25、ボリュームデータ発生部 27、断面画像発生部 29、探索範囲設定部 31、画素特徴量計算部 33、輪郭点決定部 35、レンダリング画像発生部 37、画像合成部 39、表示部 41、インターフェース部 43、入力部 45、制御部 47、記憶部 49 を有している。加えて本超音波診断装置には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示していない生体信号計測部およびネットワークが、インターフェース部 43 を介して接続されてもよい。

【0011】

超音波プローブ 11 は、圧電セラミックス等の音響 / 電気可逆的変換素子としての圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は並列され、超音波プローブ 11 の先端に装備される。なお、一つの振動子が一チャンネルを構成するものとして説明する。

【0012】

送受信部 21 は、図示しないレートパルス発生器、送信遅延回路、パルサ、アンプ回路、A / D 変換器、ビームフォーマ、加算器等を有する。レートパルス発生器では、所定のレート周波数で送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。送信遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に収束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。パルサは、このレートパルスに基づくタイミングで、所定のスキャンラインに向けて超音波ビームが形成されるように、振動子毎に駆動パルスを印加する。アンプ回路は、超音波プローブ 11 を介して取り込まれた被検体からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器は、アナログ信号である増幅されたチャンネル毎のエコー信号をデジタル信号に変換する。ビームフォーマは、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、制御部 47 からの受信遅延パターンに従って複数のエコー信号を加算する。この加算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。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される（この指向性により、いわゆる「超音波走査線」が決まる。）。

【0013】

B モード処理部 23 は、送受信部 21 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現される B モードデータを生成する。生成された B モードデータは、ボリュームデータ発生部 27 において、所定の処理を受ける。

【0014】

ドブラ処理部 25 は、送受信部 21 からエコー信号に基づいてドブラ処理を行う。ドブラ処理とは、速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報の計算を含む処理である。ドブラ処理されたデータ（以下ドブラデータと呼ぶ）は、ボリュームデータ発生部 27 において、所定の処理を受ける。

【0015】

ボリュームデータ発生部 27 は、B モード処理部 23 からの B モードデータまたは、ドブラ処理部からのドブラデータを位置情報に従って専用のメモリに配置（配置処理）する

10

20

30

40

50

。続いて、ポリウムデータ発生部 27 は、超音波走査線間の B モードデータもしくは Doppler データを補間する（補間処理）。配置処理と補間処理とによって、複数のボクセルから構成されるポリウムデータが発生される。各ボクセルは、由来する B モードデータもしくは Doppler データの強度に応じたボクセル値を有する。なお、ポリウムデータ発生部 27 へ入力される前のデータを「生データ」と呼ぶ。

【0016】

断面画像発生部 29 は、ポリウムデータ発生部 27 で発生されたポリウムデータに基づいて、被検体の断面画像を発生する。発生された断面画像は、表示部 41 に表示される。被検体に関する断面画像の位置は、入力部 45 を介した操作者の指示により、決定される。例えば、レンダリング処理範囲の決定において、被検体の体表面と断面画像上の対象物の輪郭との距離が最も短くなるような断面画像が、入力部 45 を介して操作者により決定される。操作者により決定された断面画像は、表示部 41 に表示される。

10

【0017】

探索範囲設定部 31 は、断面画像上に表示された対象物の輪郭上の輪郭点を探索するための複数の探索範囲を、表示部 41 に表示された被検体の断面画像に設定する。なお、複数の探索範囲を設定可能な断面画像上の領域は、操作者により設定されてもよい。探索範囲は、断面画像における複数の画素を有する予め設定された範囲である。以下説明を簡便にするため、所定の範囲は、表示画面に表示された断面画像の超音波プローブ側を上端側、表示画面の上端側に対向する表示画面の下端を下端側として、表示画面の水平方向に直行し、上端側から下端側に並ぶ複数の画素の一部（以下画素列と呼ぶ）であるとする。画素列に含まれる画素は、少なくとも 2 以上の画素であるとする。なお、画素列に含まれる画素数は、入力部 45 を介して、操作者により変更可能である。なお、所定の範囲は、 n および m を 2 以上の整数として n 行 m 列の複数の画素としてもよい。また、探索範囲設定部 31 は、後述する輪郭点決定部 35 により対象物の輪郭点が決定不能であった場合、上端側と下端側とのうち少なくとも一方について、探索範囲を拡張させてもよい。なお、探索範囲の拡張は、1 画素でもよいし、予め設定された複数の画素数でもよい。以下、探索範囲を断面画像に設定する一例を説明する。

20

【0018】

探索範囲設定部 31 は、探索範囲の中心位置を、入力部 45 を介して操作者により指定された断面画像の位置に従って決定する。具体的には、探索範囲設定部 31 は、操作者により指定された位置に対する表示画面の水平方向に沿った隣の座標を、探索範囲の中心位置として決定する。なお、探索範囲設定部 31 は、上記隣の座標に対して表示画面の上端側、または表示画面の下端側に、所定の画素数を移動させた座標を、探索範囲の中心位置としてもよい。また、探索範囲設定部 31 は、上記隣の座標を、探索範囲に含まれる任意の位置として決定してもよい。

30

【0019】

探索範囲設定部 31 は、探索範囲の中心位置を、隣接する探索範囲内で後述する輪郭点決定部 35 により決定された輪郭点の位置に従って決定する。具体的には、探索範囲設定部 31 は、輪郭点決定部 35 により隣接する探索範囲内で決定された対象物の輪郭点に対する水平方向に沿った隣の座標（以下輪郭隣接座標と呼ぶ）を、探索範囲の中心位置として決定する。なお、探索範囲設定部 31 は、上記隣の座標に対して表示画面の上端側、または表示画面の下端側に、所定の画素数を移動させた座標を、探索範囲の中心位置としてもよい。また、探索範囲設定部 31 は、上記隣の座標を、探索範囲に含まれる任意の位置として決定してもよい。なお、探索範囲設定部 31 は、後述する輪郭点決定部 35 で決定された第 1 の輪郭点の座標と、第 1 の輪郭点に基づいて輪郭点決定部 35 で決定された第 2 の輪郭点の座標とに基づいて、第 1 の輪郭点と第 2 の輪郭点とを通る直線の傾きを計算する。計算された直線の傾きにより、輪郭隣接座標を、探索範囲の中心位置として決定してもよい。

40

【0020】

画素特徴量計算部 33 は、探索範囲設定部 31 により断面画像上に設定された探索範囲

50

に含まれる複数の画素それぞれについて、画素特徴量を算出する。探索範囲内の画素特徴量は、例えば、画素の輝度値、隣り合う画素の輝度値の差分値、隣り合う画素の輝度値の差分値についての絶対値などである。以下、説明を簡便にするため、画素特徴量は輝度値であるとする。画素の輝度値について説明する。表示画面における画素は、3原色の各原色（赤、緑、青）で独立した輝度情報を有する3つのサブ画素で構成される。以下、赤の輝度情報に対応する値をR、緑の輝度情報に対応する値をG、青の輝度情報に対応する値をBとする。輝度値は、Rに0.29891を乗じた値と、Gに0.58661を乗じた値と、Bに0.11448を乗じた値とを加算することにより決定される。すなわち、画素特徴量計算部33は、探索範囲内の画素それぞれについて、 $R \times 0.29891 + G \times 0.58661 + B \times 0.11448$ を計算することにより輝度値を算出する。

10

【0021】

なお、画素特徴量計算部33は、計算された画素それぞれの輝度値を用いて、隣り合う画素の輝度値の差分値を算出してもよい。この差分値は、上端側の画素の輝度値から下端側の輝度値を減算した値とする。なお、上記差分値は、下端側の画素の輝度値から上端側の輝度値を減算した値としてもよい。また、画素特徴量計算部33は、上記差分値に対して絶対値を算出してもよい。なお、画素特徴量計算部33は、断面画像の濃淡を示す画素の特徴量を算出してもよい。画素特徴量計算部33は、算出された探索範囲内の画素特徴量を後述する記憶部49に記憶させる。画素特徴量計算部33は、探索範囲設定部31により探索範囲が拡張されたとき、拡張された探索範囲に新たに含まれる画素に対して、画素特徴量を算出する。新たに算出された画素特徴量は、記憶部49に記憶させる。

20

【0022】

輪郭点決定部35は、探索範囲における上端側から下端側に向けて、記憶部49に記憶された輝度値を所定の閾値と比較し、初めて所定の閾値以上となる輝度値を有する画素の座標を、対象物の輪郭点として決定する。輪郭点決定部35は、探索範囲内の全ての画素が所定の閾値未満である場合、輪郭点の探索を終了させる。なお、輪郭点決定部35は、探索範囲内の全ての画素が所定の閾値未満である場合、探索範囲設定部31により拡張された探索範囲に新たに含まれる画素の輝度値と所定の閾値とを比較し、所定の閾値以上となる輝度値を有する画素の座標を、対象物の輪郭点として決定してもよい。輪郭点決定部35は、輪郭点の探索を終了させた後、予め設定された曲線に基づいて、対象物の輪郭点を決定してもよい。

30

【0023】

具体的には、輪郭点決定部35は、まず、探索範囲における最上端側の画素の輝度値を所定の閾値と比較する。この比較された輝度値が所定の閾値以上である場合、輪郭点決定部35は、探索範囲における最上端側の画素の座標に対して1つ上端側の座標を、対象物の輪郭点として決定する。なお、輪郭点決定部35は、探索範囲における最上端側の画素の座標に対して予め設定された整数に対応する上端側の座標を、対象物の輪郭点として決定してもよい。この比較された輝度値が所定の閾値以下である場合、輪郭点決定部35は、比較された画素の下端側に隣り合う探索範囲内の画素の輝度値を記憶部49から読み出し、上記所定の閾値と比較する。この比較された輝度値が所定の閾値以上である場合、輪郭点決定部35は、比較された輝度値を有する画素の座標に対して1つ上端側の座標を、対象物の輪郭点として決定する。なお、輪郭点決定部35は、探索範囲における最上端側の画素の座標に対して予め設定された整数に対応する上端側の座標を、対象物の輪郭点として決定してもよい。輪郭点決定部35は、以上の処理を、探索範囲内における複数の画素それぞれの輝度値について、所定の閾値以上となる輝度値が現れるまで繰り返す。

40

【0024】

なお、輪郭点決定部35は、操作者により指定された断面画像の位置を含む超音波走査線上の所定の範囲の複数の画素それぞれの輝度値と所定の閾値とを、上端側から下端側に向けて輝度値ごとに比較し、初めて所定の閾値以上となる輝度値を有する画素を輪郭点として決定してもよい。なお、輪郭点決定部35は、探索範囲内の隣り合う2つの画素の輝度値の差分値、またはこの差分値の絶対値を、所定の閾値と比較する。輪郭点決定部35

50

は、上端側から下端側に向けて初めて所定の閾値以上となる差分値または絶対値に関する隣り合う2つの画素のうち、輝度値が低い方の画素を輪郭点として決定してもよい。

【0025】

レンダリング画像発生部37は、ボリュームデータについてレンダリング処理を行うことにより、レンダリング画像を発生する。レンダリング処理としては、レイキャスティング法によるボリュームレンダリング(Volume Rendering)、およびサーフェスレンダリング(Surface Rendering)などがある。レンダリング画像発生部37は、これらの処理を用いて発生された超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換(スキャンコンバータ)し、レンダリング画像としての超音波画像を発生する。

10

【0026】

レンダリング画像発生部37は、輪郭点決定部35で決定された対象物の輪郭点に基づいて、レンダリング処理範囲を制限する。レンダリング画像発生部37は、制限されたレンダリング処理範囲に含まれるボリュームデータに基づいて、対象物に関するレンダリング画像を発生する。具体的には、レンダリング画像発生部37は、輪郭点を結んだ対象物の輪郭を発生する。レンダリング画像発生部37は、ボリュームデータ内の断面画像に対応する断面に垂直な方向に沿って、対象物の輪郭を平行移動させた対象物を含まない領域(以下除去領域と呼ぶ)を、レンダリング処理に用いるボリュームデータから除外する。なお、レンダリング画像発生部37は、除去領域に含まれる画素の不透明度を、0としてもよい。レンダリング画像発生部37は、ボリュームデータから除去領域を除外したレンダリング処理範囲に対してレンダリング処理を実行する。

20

【0027】

画像合成部39は、輪郭点決定部35で決定された対象物の輪郭点を結んだ輪郭を、断面画像発生部29により発生された断面画像としての超音波画像に重ねる。これにより操作者は、輪郭点決定部35で決定された輪郭点の集合を対象物の輪郭として確認することができる。画像合成部39は、断面画像に重ねられた対象物の輪郭を、入力部45を介した操作者の指示に従って、上端側に平行移動させてもよい。平行移動された輪郭(以下平行移動輪郭と呼ぶ)は、対象物に関する微細な表面形状を画像化させる際など、対象物の輪郭と平行移動輪郭との間に間隔が必要な場合に利用される。画像合成部39は、断面画像に重ねられた対象物の輪郭の一部を、入力部45を介した操作者の指示に従って修正する。画像合成部39は、レンダリング画像発生部37で発生されたレンダリング画像、および断面画像発生部29で発生された断面画像などに、種々のパラメータ、図示していない生体信号計測部から受け取った生体信号(例えば、心電波形、心音波形、脈波波形、呼吸曲線など)、目盛り等とを合成し、合成した画像をビデオ信号として表示部41に出力する。

30

【0028】

表示部41は、画像合成部39からのビデオ信号に基づいて、レンダリング画像、および断面画像等の超音波画像を表示する。

【0029】

インターフェース部43は、入力部35、ネットワーク、図示していない外部記憶装置および生体信号計測部に関するインターフェースである。本超音波診断装置1によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェース部43を介して、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

40

【0030】

入力部45は、インターフェース部43に接続され操作者からの各種指示・命令・情報・選択・設定を本超音波診断装置に取り込む。入力部45は、図示していないトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等の入力デバイスを有する。入力デバイスは、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標を制御部47に出力する。なお、入力デバイスは、表示画面を覆うように設けられたタッチパネルでもよい。この場合、入力部45は、電磁誘導式、電磁歪式、感圧式等の座標読み取り原理でタッチ指

50

示された座標を検出し、検出した座標を制御部 47 に出力する。入力部 45 は、操作者による入力デバイスの操作に従って、断面画像発生部 29 により発生される表示画像の断面位置及び断面方向の少なくとも一方、またはレンダリング処理のための視線位置及び視線方向の少なくとも一方を入力する。また、操作者が入力部 45 の終了ボタンや F R E E Z E ボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、本超音波診断装置 1 は一時停止状態となる。

【0031】

制御部 47 は、操作者により入力部 45 から入力されたモード選択、R O I 設定、受信遅延パターンリストの選択、送信開始・終了に基づいて、記憶部 49 に記憶された送受信条件と装置制御プログラムを読み出し、これらに従って、本超音波診断装置を制御する。制御部 47 は、断面画像発生部 29 で発生された断面画像の対象物の輪郭を決定させる機能（後述する輪郭決定機能）を実現するための専用プログラム、所定の画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを、記憶部 49 から読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・処理等を実行する。制御部 47 は、輪郭決定機能に関する各種制御を、超音波診断装置の各構成要素に対して実行する。

10

【0032】

記憶部 49 は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、当該装置の制御プログラム、診断プロトコル、送受信条件等の各種データ群、B モード処理部 23 やドブラ処理部 25 において走査方向単位で生成された B モードデータとドブラデータ、ボリュームデータ発生部 27 で発生されたボリュームデータ、断面画像発生部 29 で発生された断面画像、レンダリング画像発生部 37 で発生されたレンダリング画像、画像合成部 39 で合成された画像、輪郭点決定部 35 で用いられる所定の閾値、輪郭決定機能を実現するための専用プログラム等を格納する。

20

【0033】

（輪郭点決定機能）

輪郭点決定機能とは、断面画像発生部 29 で発生された断面画像に対して、レンダリング処理範囲に含まれる対象物の輪郭を決定する機能である。以下、輪郭点決定機能に従う処理（以下輪郭点決定処理と呼ぶ）を説明する。以下の説明を具体的にするために、断面画像上の対象物は胎児とする。

図 2 は、輪郭点決定処理の流れを示すフローチャートである。

30

被検体に対する超音波送受信に先立って、入力部 45 を介した操作者の指示により、患者情報の入力、送受信条件、探索範囲、輪郭点の探索終了条件、種々の超音波データ収集条件の設定や更新を行う。これらの設定や更新は、記憶部 49 に保存される。これらの入力／選択／設定が終了したならば、術者は超音波プローブ 11 を被検体体表面の所定の位置に当接する。次いで制御部 47 が、E C G 波形と同期しながら複数心拍に亘って、超音波を送信し、送信された超音波に対応する反射波の受信（すなわち超音波スキャン）を実行する（ステップ S a 1）。なお、ステップ S a 1 における同期は、心音波形、脈波波形および呼吸曲線などとの同期でもよい。

【0034】

受信された反射波の受信に基づく受信信号は、B モード処理部 23 もしくはドブラ処理部 25 へ送られる。受信信号を用いて、B モードデータもしくはドブラデータが生成される。生成された B モードデータもしくはドブラデータは、ボリュームデータ発生部 27 へ送られる。B モードデータもしくはドブラデータを用いて、ボリュームデータが発生される（ステップ S a 2）。断面画像発生部 29 へ送られた発生されたボリュームデータおよび入力部 45 を介した操作者の指示により、被検体の断面画像が発生される。発生された断面画像は、表示部 41 の表示画面に表示される（ステップ S a 3）。

40

【0035】

断面画像内における胎児の輪郭上の輪郭点が、表示部 41 に表示された断面画像上に、入力部 45 を介した操作者の指示に従って 1 点指定される（ステップ S a 4）。探索範囲の中心位置が、決定された輪郭上の点に隣接する座標に設定される（ステップ S a 5）。

50

設定された探索範囲に含まれる複数の画素それぞれの輝度値が算出される。算出された輝度値が記憶部 49 に保存される（ステップ S a 6）。探索範囲内における最上端側の画素の輝度値が、記憶部 49 から読み出される（ステップ S a 7）。記憶部 49 から読み出された輝度値と所定の閾値とが比較される（ステップ S a 8）。記憶部 49 から読み出された輝度値が所定の閾値以上であれば、記憶部 49 から読み出された輝度値を有する画素の座標に基づいて、胎児の輪郭上の輪郭点が決定的される（ステップ S a 9）。記憶部 49 から読み出された輝度値を有する画素の座標に対して、一つ上端側の座標が、胎児の輪郭点として決定される。ステップ S a 9 の後、ステップ S a 5 乃至ステップ S a 8 までの処理が繰り返される。

【 0 0 3 6 】

記憶部 49 から読み出された輝度値が所定の閾値未満でかつ、探索範囲に含まれる複数の画素それぞれに対応した輝度値全てと所定の閾値との比較が終了していないならば（ステップ S a 10）、所定の閾値と比較された画素に関して下端側で隣り合う画素の輝度値が、記憶部 49 から読み出される（ステップ S a 11）。ステップ S a 11 の後、ステップ S a 8 とステップ S a 10 との処理が繰り返される。探索範囲に含まれる複数の画素それぞれに対応した輝度値全てと、所定の閾値との比較が終了しているならば（ステップ S a 10）、胎児の輪郭点の探索を終了するか否かが判定される（ステップ S a 12）。胎児の輪郭点の探索の終了条件に達していないならば、探索範囲が拡張される（ステップ S a 13）。なお、輪郭点の探索の終了条件とは、例えば、複数の探索範囲を設定するための予め設定された断面画像上の領域、または探索範囲に所定の閾値以上の輝度値を有する画素がないことなどである。ステップ S a 13 の後、拡張された探索範囲に新たに含まれる画素それぞれの輝度値が計算され、記憶部 49 に新たに保存される（ステップ S a 14）。ステップ S a 14 の後、ステップ S a 7 乃至ステップ S a 13 が繰り返される。

【 0 0 3 7 】

図 3 は、表示部 41 の表示画面に表示された胎児の断面画像と、本超音波診断装置 1 により決定された胎児の輪郭を示す図である。図 3 の 400 は、表示画面に表示された胎児の断面画像を示している。図 3 の点 401 は、操作者の指示に従って断面画像内に指定された（ステップ S a 4）胎児の輪郭上の輪郭点である。図 3 の線 402 は、輪郭点決定部により決定された胎児の輪郭点を結んだ胎児の輪郭を示している。図 3 の線 402 より表示画面の下端側は、レンダリング処理される領域を示している。

【 0 0 3 8 】

図 4 は、探索範囲の中心位置が、隣接する探索範囲内の輪郭点の位置に応じて決定される一例を示す図である。図 4 における個々の升目は、断面画像 500 における画素を示している。断面画像 500 における水平方向を X 軸、水平方向に垂直な方向を Y 軸とする。各軸の正の方向は、図 4 における各軸の矢印の方向に設定される。図 4 における横軸の X 方向に並んでいる数字は、画素に対する X 座標を示している。図 4 における縦軸の Y 方向に並んでいる数字は、画素に対する Y 座標を示している。以下、X 軸の正の方向についての対象物の輪郭点の決定について説明する。なお、X 軸の負の方向についての対象物の輪郭点の決定については、X 軸の正の方向についての対象物の輪郭点の決定と比較して、以下で説明する輪郭検出方向が反対となるだけなので、説明を省略する。

【 0 0 3 9 】

図 4 の点 501 は、操作者の指示に従って断面画像内に指定された対象物の輪郭上の輪郭点である。点 501 の座標を (x_0, y_0) とする。図 4 の座標において、 x_0 は 1、 y_0 は 7 である $(x_0 = 1, y_0 = 7)$ 。輪郭検出方向（X 軸の正の方向）に沿った点 501 の隣の点 502 の座標（以下輪郭隣接座標と呼ぶ）を $x = 2$ における探索範囲 504 の中心位置として、 $x = 2$ における探索範囲 504 が設定される。図 4 において、隣接輪郭座標である点 502 の座標は、 $(x_0 + 1, y_0)$ である。図 4 における探索範囲は、Y 軸に沿って 7 画素であるとする。画素特徴量計算部 33 は、 $(x_0 + 1, y_0 + N)$ の範囲 $(-n \sim N \quad n : n = 3)$ に含まれる 7 画素それぞれの輝度値を算出し、記憶部 49 に記憶させる。対象物の輪郭では、対象物の音響インピーダンスと対象物の外側のインピ

10

20

30

40

50

ーダンスとの差が大きくなるため、反射エコーが多くなる。従って、対象物の輪郭の輝度値は、対象物の外側の輝度値に比べて高くなる。この対象物の輪郭の輝度値に対応する所定の閾値が予め記憶部 4 9 に記憶される。なお、所定の域値は、入力部 4 5 を介して操作者により変更可能である。

【0040】

x = 2 における探索範囲 5 0 4 のうち、Y 座標が小さいもの (y = 4) から順に輝度値と所定の閾値とが比較される。所定の閾値以上の輝度値を有する座標が、最初に検出される (x = 2、y = 5)。この検出された座標に比べて Y 座標の 1 小さい座標 (x = 2、y = 4) が、x = 2 における対象物の輪郭の座標 5 0 3 として決定される。続いて、輪郭の座標 5 0 3 (x = 2、y = 4) の隣の輪郭隣接座標である点 5 0 5 を x = 3 における探索範囲 5 0 5 の中心位置として、x = 3 における探索範囲 5 0 5 が設定される。以下同様にして、輪郭検出方向に沿って、対象物の輪郭点が決まる。

10

【0041】

なお、閾値判定により検出された座標の Y 座標を 1 減じることは、レンダリング処理において、対象物を削り過ぎたポリウムデータを用いないために行われる。また、閾値判定により検出された座標の Y 座標から 2 以上の整数を減じた座標が、対象物の輪郭点として決定されるようにしてもよい。また探索範囲に含まれる複数の画素それぞれに対応する輝度値全てが、所定の閾値未満である場合、探索範囲は、例えば Y 軸に沿って所定の画素数だけ拡張されてもよい。また探索範囲に含まれる複数の画素それぞれに対応する輝度値全てが、所定の閾値未満である場合、対象物の輪郭点の探索を終了させることにより、境界線を図 3 の 4 0 3 のように表示画面の上端部まで設定させることも可能である。なお、x = 3 における探索範囲の中心位置は、輪郭点 5 0 1 と輪郭点 5 0 3 とに基づいて計算される直線の傾きに基づいて決定されてもよい。また、操作者により指定された点が、図 4 における対象物の輪郭点から離れている場合 (例えば図 4 の座標 (x = 1、y = 1) など)、指定された点を中心位置として探索範囲が設定される。設定された探索範囲に含まれる複数の画素それぞれの輝度値と所定の閾値とが比較されることにより、対象物の輪郭点が決まる。

20

【0042】

図 5 は、操作者により指定された点 5 0 1 と、輪郭点決定部 3 5 により決定された輪郭点の集合 5 5 5 とを、断面画像上に表示させた図である。線 5 5 6 は、レンダリング処理範囲とレンダリング処理が行われない領域との従来の境界線である。

30

【0043】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置によれば、操作者により選択された被検体の断面画像に、対象物の輪郭点を指定する操作により、対象物の輪郭が決まる。決定された対象物の輪郭に基づいて、レンダリング処理範囲を制限することにより、レンダリング処理範囲に含まれるポリウムデータに基づいて、対象物のレンダリング画像が発生される。特に、対象物が胎児である場合、胎児前面のノイズ成分となる胎盤、羊水中の浮遊物をレンダリング範囲から除去できることと、閾値判定により検出された Y 座標に所定の整数を加算することによって対象物の欠落を防げることとから、従来に比べ高精細なレンダリング画像を得ることができる。また、輪郭点の探索範囲が胎児等の対象物の輪郭表面近傍に設定され、探索範囲に含まれる画素数は従来に比べて少ないので、装置の処理量が軽減され、検査効率が向上する。また、操作者は、断面画像上に 1 点を指定するだけでよいので、操作者の負担が軽減される。

40

【0044】

(第 2 の実施形態)

以下、図面を参照して、第 2 の実施形態を説明する。

第 1 の実施形態との相違は、第 1 の実施形態で決定された輪郭点に基づいて対象物の輪郭を近似し、近似された輪郭とレンダリング領域の両端に位置する端線との交点を算出し、交点と操作者により指定された点とに基づいてレンダリング処理範囲を制限するカット

50

ラインを決定することである。

【0045】

図6は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。

以下、第2の実施形態と第1の実施形態との構成要素において、異なる動作を行う構成要素およびカットライン決定部51について説明する。

【0046】

カットライン決定部51は、レンダリング処理が適用される領域とレンダリング処理から除外される領域との境界を示すカットラインを決定する。カットライン決定部51は、断面画像上で決定された輪郭点に基づいて対象物の輪郭を近似する。対象物の輪郭の近似は、複数の直線または曲線であってもよい。なお、対象物の輪郭の近似は、対象物の輪郭点を用いて、多項式でフィッティングさせてもよい。カットライン決定部51は、近似された輪郭とレンダリング領域の両端に位置する端線との交点の座標を決定する。カットライン決定部51は、決定された交点の座標と操作者により指定された位置の座標とを通るようにカットラインを決定する。

10

【0047】

カットライン決定部51は、制御部47による制御の下で、対象物の輪郭の近似を以下手順で実行されてもよい。カットライン決定部51は、操作者により指定された位置（以下指定点と呼ぶ）から表示画面の下端に垂直に下ろした直線に従って、断面画像のレンダリング領域を第1の領域と第2の領域とに分割する。カットライン決定部51は、第1の領域における輪郭点の座標に基づいて、対象物の輪郭を第1の直線で近似する。なお第1の直線は、第1の領域内の輪郭点を用いて最小二乗法により決定されてもよい。カットライン決定部51は、指定点を通り第1の直線の傾きを有する直線と、第1の領域の端に位置しレンダリング領域を分割した直線の反対側の端線との交点（以下第1の交点と呼ぶ）の座標を決定する。

20

【0048】

カットライン決定部51は、第2の領域における輪郭点の座標に基づいて、対象物の輪郭を第2の直線で近似する。なお第2の直線は、第2の領域内の輪郭点を用いて最小二乗法により決定されてもよい。カットライン決定部51は、指定点を通り第2の直線の傾きを有する直線と、第2の領域の端に位置しレンダリング領域を分割した直線の反対側の端線との交点（以下第2の交点と呼ぶ）の座標を決定する。カットライン決定部51は、指定点の座標と第1の交点の座標と第2の交点の座標とを通るようにカットラインを決定する。カットラインは、指定点と第1の交点とを結ぶ直線と、指定点と第2の交点とを結ぶ直線とにより構成される。なお、カットラインは、指定点と第1の交点とを結ぶ第1の曲線と、指定点と第2の交点とを結ぶ第2の曲線とにより構成されてもよい。また、第1の曲線は、指定点と第1の交点とを結ぶ直線の傾きを2倍にした傾きを有し第1の交点を通る直線に、接するように決定されてもよい。また、第2の曲線は、指定点と第2の交点とを結ぶ直線の傾きを2倍にした傾きを有し第2の交点を通る直線に、接するように決定されてもよい。

30

【0049】

レンダリング画像発生部37は、カットライン決定部51で決定されたカットラインに基づいて、レンダリング処理範囲を制限する。レンダリング画像発生部37は、制限されたレンダリング処理範囲に含まれるボリュームデータに基づいて、対象物に関するレンダリング画像を発生する。

40

【0050】

画像合成部39は、カットライン決定部51で決定されたカットラインを、断面画像発生部29により発生された断面画像としての超音波画像に重ねる。これにより操作者は、カットライン決定部51で決定されたカットラインを確認することができる。

【0051】

表示部41は、画像合成部39からのビデオ信号に基づいて、レンダリング画像、および断面画像にカットラインを重ねた画像等の超音波画像を表示する。

50

【 0 0 5 2 】

入力部 4 5 は、操作者により選択されたカットラインの線種などを入力する。

【 0 0 5 3 】

制御部 4 7 は、断面画像発生部 2 9 で発生された断面画像の対象物のカットラインを決定させる機能（後述するカットライン決定機能）を実現するための専用プログラム、所定の画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを、記憶部 4 9 から読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・処理等を実行する。制御部 4 7 は、カットライン決定機能に関する各種制御を、超音波診断装置の各構成要素に対して実行する。

【 0 0 5 4 】

記憶部 4 9 は、指定点の座標、輪郭点に基づいて最小二乗法を実行するためのプログラム、輪郭点をフィッティングするための複数の曲線、カットライン決定部 5 1 で決定された第 1 の直線の傾きおよび第 2 の直線の傾き、カットライン決定部 5 1 で決定された第 1 の交点および第 2 の交点、カットライン決定機能を実現するためのプログラムなどを記憶する。

【 0 0 5 5 】

（カットライン決定機能）

カットライン決定機能とは、断面画像に対して、レンダリング処理範囲が適用される領域とレンダリング処理から除外される領域との境界を示すカットラインを決定する機能である。以下、カットライン決定機能に従う処理（以下カットライン決定処理と呼ぶ）を説明する。以下の説明を具体的にするために、断面画像上の対象物は胎児とする。

図 7 は、第 1 の実施形態で、胎児の少なくとも 2 つの輪郭点が決定された後のカットライン決定処理の流れを示すフローチャートである。

指定点を通り表示画面下端に垂直な直線が断面画像のレンダリング領域上に設定される（ステップ S b 1）。設定された直線に基づいて、レンダリング領域が、第 1 の領域と第 2 の領域とに分割される（ステップ S b 2）。レンダリング領域に決定された対象物の輪郭上の点に基づいて、第 1 の領域における対象物の輪郭を近似した第 1 の直線が、最小二乗法により算出される（ステップ S b 3）。指定点を通り第 1 の直線の傾きを有する直線と、第 1 の領域に位置しレンダリング領域を分割した直線の反対側の端線との第 1 の交点の座標が算出される（ステップ S b 4）。レンダリング領域に決定された対象物の輪郭上の点に基づいて、第 2 の領域における対象物の輪郭を近似した第 2 の直線が、最小二乗法により算出される（ステップ S b 5）。指定点を通り第 2 の直線の傾きを有する直線と、第 2 の領域に位置しレンダリング領域を分割した直線の反対側の端線との第 2 の交点の座標が算出される（ステップ S b 6）。指定点と第 1 の交点と第 2 の交点とを結ぶカットラインが決定される（ステップ S b 7）。

【 0 0 5 6 】

図 8 は、図 7 のフローチャートにおける処理の一部を、断面画像上に示した図である。図 8 a は、操作者により入力された指定点を示している。図 8 b は、第 1 の実施形態により決定された胎児の輪郭点に基づいて算出された直線の傾きを有し、上記指定点を通る直線を示している。図 8 c は、算出された直線とレンダリング領域における端線との交点を示している。図 8 d は、決定されたカットラインを示している。

【 0 0 5 7 】

図 9 は、レンダリング処理範囲とレンダリング処理から除去される除去領域とを示す図である。図 9 の矢印の左側は、操作者によって設定されたレンダリング領域を示している。図 9 の矢印の右側は、レンダリング領域から本超音波診断装置により決定されたカットラインによりレンダリング処理範囲から除去される除去領域と、レンダリング処理範囲とを示している。

【 0 0 5 8 】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置によれば、操作者により選択された被検体の断面画像に、対象物の輪

10

20

30

40

50

郭点を指定する操作により、対象物の輪郭点が決定される。決定された対象物の輪郭点に基づいて、対象物の輪郭が近似される。近似された輪郭とレンダリング領域の両端に位置する端線との交点が算出される。操作者により指定された指定点と算出された交点とを通るカットラインが決定される。決定されたカットラインにより、除去領域がレンダリング領域から除去される。これにより、対象物の輪郭点より高輝度な骨の境界を輪郭点として決定されることなく高精細なレンダリング画像を得ることができる。また、輪郭点の探索範囲が胎児等の対象物の輪郭表面近傍に設定され、探索範囲に含まれる画素数は従来に比べて少ないので、装置の処理量が軽減され、検査効率が向上する。また、操作者は、断面画像上に1点を指定するだけでよいので、操作者の負担が軽減される。

【0059】

10

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

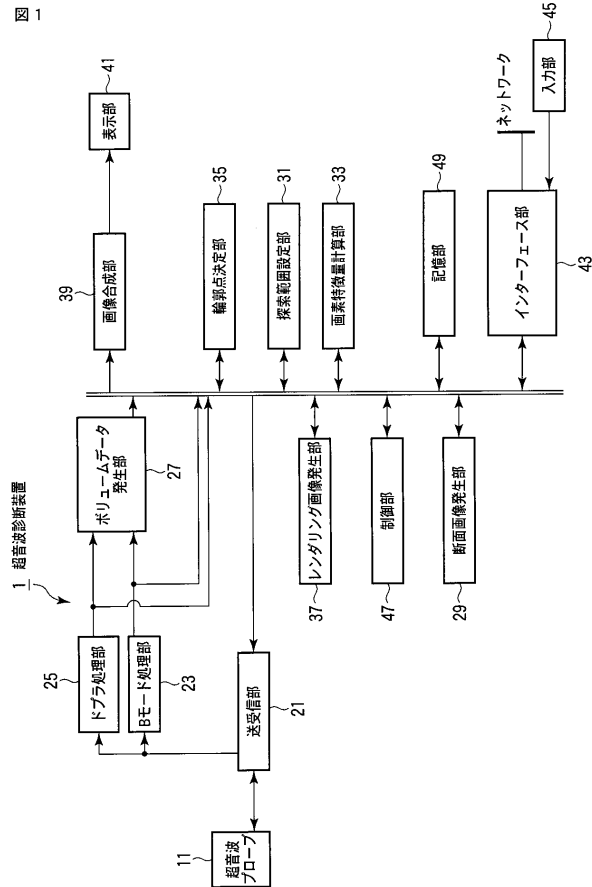
【0060】

1 ... 超音波診断装置、11 ... 超音波プローブ、21 ... 送受信部、23 ... Bモード処理部、25 ... ドブラ処理部、27 ... ボリュームデータ発生部、29 ... 断面画像発生部、31 ... 探索範囲設定部、33 ... 画素特徴量計算部、35 ... 輪郭点決定部、37 ... レンダリング画像発生部、39 ... 画像合成部、41 ... 表示部、43 ... インターフェース部、45 ... 入力部、47 ... 制御部、49 ... 記憶部、51 ... カットライン決定部、400 ... 断面画像、401 ... 輪郭点、402 ... 輪郭、403 ... 境界線、501 ... 指定された輪郭点、502 ... 輪郭隣接座標、503 ... $x = 2$ における対象物の輪郭の座標、504 ... $x = 2$ における探索範囲、505 ... 輪郭隣接座標、555 ... 輪郭点の集合、556 ... 従来の境界線

20

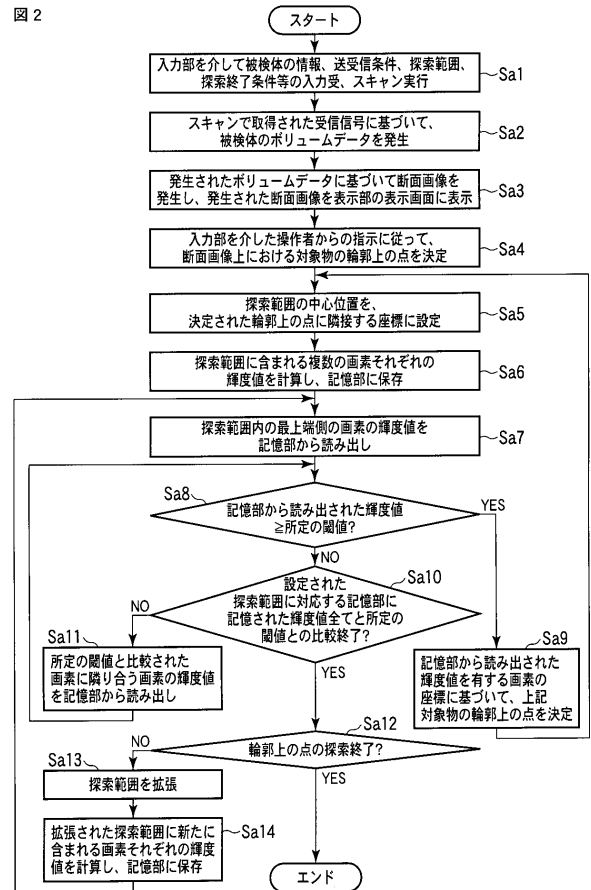
【図 1】

図 1



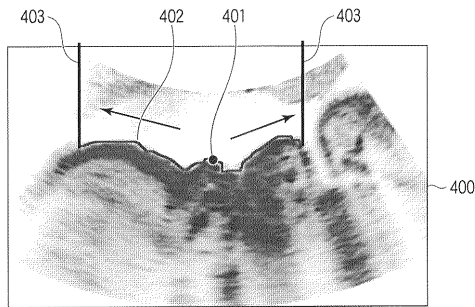
【図 2】

図 2



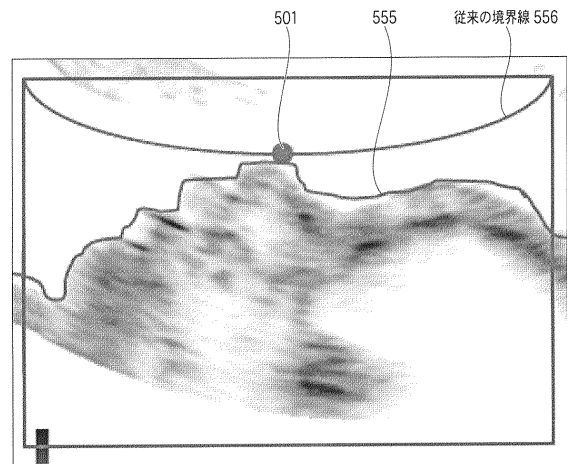
【図 3】

図 3



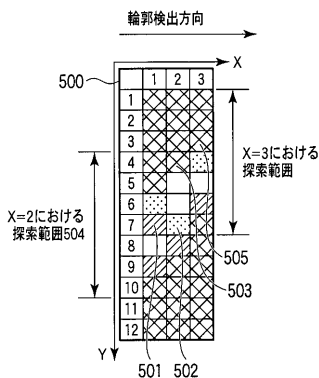
【図 5】

図 5



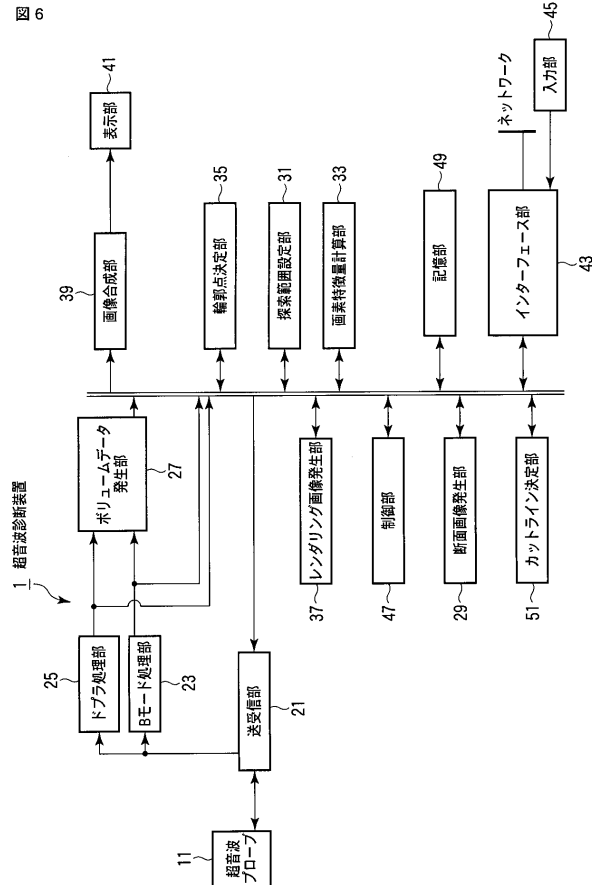
【図 4】

図 4



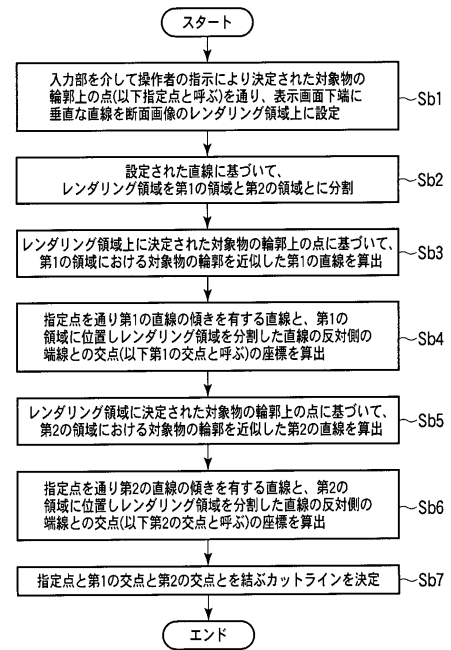
【 図 6 】

图 6



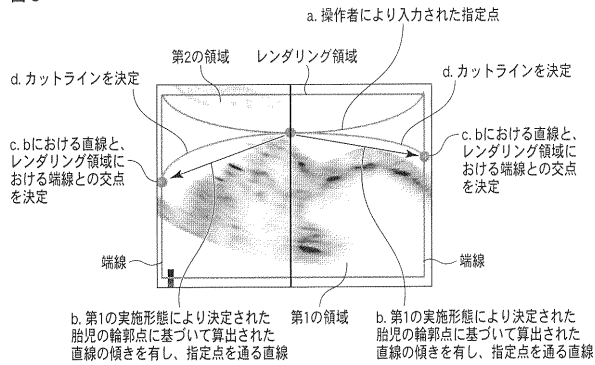
【圖 7】

図 7



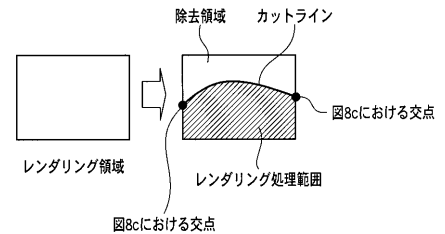
【 図 8 】

8



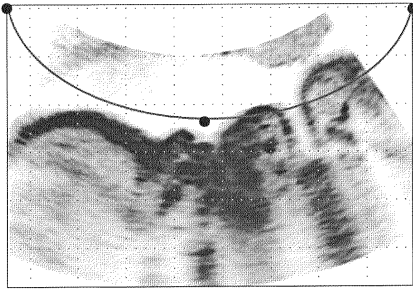
【 図 9 】

図 9



【図 10】

図 10



フロンツページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 長谷川 裕輔
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 後藤 英二
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 久我 衣津紀
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 田中 豪
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 EE07 JC09 JC26 JC37

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JP2012010965A	公开(公告)日	2012-01-19
申请号	JP2010150450	申请日	2010-06-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	長谷川裕輔 後藤英二 久我衣津紀 田中豪		
发明人	長谷川 裕輔 後藤 英二 久我 衣津紀 田中 豪		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/JC09 4C601/JC26 4C601/JC37		
代理人(译)	河野 哲 中村誠 河野直樹 岡田隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过确定物体的轮廓来确定显示渲染处理范围与未用于渲染处理的区域之间的边界的边界线。解决方案：超声波检查仪包括：超声波探头;发送和接收部分通过超声探头向对象发射超声波，接收与来自对象的发射超声波相对应的反射波，并根据接收的反射波产生接收信号;截面图像生成部分，其基于所接收的信号生成对象的截面图像;搜索范围设定部分，其设定用于在截面图像上的物体的轮廓上搜索轮廓点的多个搜索范围;轮廓点确定部分基于搜索范围中包括的像素的亮度值确定轮廓点。搜索范围设置部分根据相邻搜索范围内的轮廓点的位置分别确定多个搜索范围的中心位置，并根据由下面指定的位置确定多个搜索范围中的特定搜索范围的中心位置。一个运营者。

