

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4550599号
(P4550599)

(45) 発行日 平成22年9月22日(2010.9.22)

(24) 登録日 平成22年7月16日(2010.7.16)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 16 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2005-15380 (P2005-15380)
 (22) 出願日 平成17年1月24日 (2005.1.24)
 (65) 公開番号 特開2005-288153 (P2005-288153A)
 (43) 公開日 平成17年10月20日 (2005.10.20)
 審査請求日 平成20年1月15日 (2008.1.15)
 (31) 優先権主張番号 2004-22567
 (32) 優先日 平成16年4月1日 (2004.4.1)
 (33) 優先権主張国 韓国 (KR)

(73) 特許権者 597096909
 株式会社 メディソン
 MEDISON CO., LTD.
 大韓民国 250-870 江原道 洪川
 郡 南面陽▲德▼院里 114
 114 Yangdukwon-ri, Nam-myun, Hongchung-gu,
 Kangwon-do 250-870, Republic of Korea
 (74) 代理人 100082175
 弁理士 高田 守
 (74) 代理人 100106150
 弁理士 高橋 英樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元超音波映像形成装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2次元超音波映像にROI (region of interest) ボックスを自動生成するためのROIボックス自動生成手段と、

上記ROIボックス内の対象体映像の輪郭を検出するための輪郭検出手段と、

上記検出された輪郭内に存在する上記対象体のボリュームデータをレンダリングして3次元超音波映像を形成するための3次元超音波映像化手段とを備えることを特徴とする3次元超音波映像形成装置。

【請求項 2】

上記自動的に生成されたROIボックスの大きさが上記ROIボックス内の上記対象体映像の大きさに適するかを判断するための第1判断手段をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の3次元超音波映像形成装置。 10

【請求項 3】

上記ROIボックス内の上記対象体映像の輪郭検出が可能であるかを判断するための第2判断手段をさらに備えることを特徴とする請求項2に記載の3次元超音波映像形成装置。

【請求項 4】

上記ROIボックス自動生成手段は、

上記2次元超音波映像を上記対象体映像と上記対象体周辺の背景に対する映像に分割するための手段と、

上記 2 次元超音波映像に上記対象体映像の種類別に予め設定された大きさの R O I ボックスを設定するための手段と、

上記設定された R O I ボックスの大きさを上記対象体映像の大きさに適するように調整するための R O I ボックス調整手段とを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の 3 次元超音波映像形成装置。

【請求項 5】

上記 R O I ボックス調整手段は、

上記設定された R O I ボックス内の上記対象体映像を 2 値化 (binarization) して上記対象体映像の 2 値化領域中から雑音領域を除去し、

上記 2 値化領域に予め設定された値のピクセル値を付与して上記対象体に対する 2 値化映像及び上記 2 値化映像に対する表面曲線を生成し、

上記設定された R O I ボックスの境界ラインを相互対向する方向に移動させて上記境界ラインに最も近接した上記表面曲線上のピクセルが存在する位置を上記 R O I ボックスの新たな境界ラインに調整することを特徴とする請求項 4 に記載の 3 次元超音波映像形成装置。

【請求項 6】

上記第 1 判断手段は上記対象体映像の種類別 2 次元超音波映像に対する予め設定された標準ヒストグラムと上記 R O I ボックス内の上記対象体映像に対するヒストグラムの自乗平均誤差値を計算することによって、上記自動的に生成された R O I ボックスの大きさに対する適合性を判断することを特徴とする請求項 2 に記載の 3 次元超音波映像形成装置。

【請求項 7】

上記第 2 判断手段は、

上記 R O I ボックス内の上記対象体映像に予め設定された形態のマスクを用いた 1 : 1 マッチングを適用して上記対象体映像の境界を形成するピクセルを抽出し、上記 1 : 1 マッチングされた上記対象体映像の全てのピクセル個数に対する上記境界ピクセル個数の比率と上記境界ピクセルの分散を次の式に適用することによって、上記対象体映像の輪郭検出に対する可能性を判断し、

【数 1】

$$D_i = \alpha R_{1i} + \beta R_{2i}$$

ここで、 i はメモリに事前格納されている同一の種類の対象体に対する 2 次元超音波映像の番号、 D_i は輪郭検出の可能性を示す判断数値、 R_{1i} は上記 1 : 1 マッチングされた上記対象体映像の全てのピクセル個数に対する上記境界ピクセル個数の比率、 R_{2i} は上記境界ピクセルの分散を意味し、 α 及び β は上記同一の種類の対象体に対する 2 次元超音波映像の輪郭検出実験を通じて得られた係数であって、次の式のように定義された自乗平均誤差値が最小になる場合の値であり、

【数 2】

$$\epsilon = \sum_i (D_i - (\alpha R_{1i} + \beta R_{2i}))^2$$

ここで、上記自乗平均誤差値を最小化するために上記自乗平均誤差値を上記 α 及び β それぞれに対して偏微分し、上記 α 及び β それぞれに対して偏微分された式の値がそれぞれ “0” になる場合の α 及び β を上記係数として決定することを特徴とする請求項 3 に記載の 3 次元超音波映像形成装置。

【請求項 8】

上記輪郭検出手段は、

上記 R O I ボックス内の上記対象体映像の十分な明度対比のために上記対象体映像に対する明度対比ストレッチングを実行し、

上記 R O I ボックス内の上記対象体映像を 2 値化して上記対象体映像の 2 値化領域中から雑音領域を除去し、

上記 R O I ボックスの境界ラインを相互対向する方向に移動させて上記境界ラインと交

10

20

30

40

50

わる上記 2 値化領域の表面に存在するピクセルを抽出して互いに隣接するピクセルと連結することによって、上記対象体映像に対する輪郭を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の 3 次元超音波映像形成装置。

【請求項 9】

2 次元超音波映像に R O I ボックスを自動生成する R O I ボックス自動生成段階と、
上記 R O I ボックス内の対象体映像の輪郭を検出する輪郭検出段階と、
上記検出された輪郭内に存在する上記対象体のボリュームデータをレンダリングして 3 次元超音波映像を形成する段階とを備えることを特徴とする 3 次元超音波映像形成方法。

【請求項 10】

上記自動的に生成された R O I ボックスの大きさが上記 R O I ボックス内の上記対象体映像の大きさに適するかを判断する第 1 判断段階をさらに備えることを特徴とする請求項 9 に記載の 3 次元超音波映像形成方法。 10

【請求項 11】

上記 R O I ボックス内の上記対象体映像の輪郭検出が可能であるかを判断する第 2 判断段階をさらに備えることを特徴とする請求項 10 に記載の 3 次元超音波映像形成方法。

【請求項 12】

上記 R O I ボックス自動生成段階は、
上記 2 次元超音波映像を上記対象体映像と上記対象体周辺の背景に対する映像に分割する段階と、
上記 2 次元超音波映像に上記対象体映像の種類別に予め設定された大きさの R O I ボックスを設定する段階と、 20

上記設定された R O I ボックスの大きさを上記対象体映像の大きさに適するように調整する R O I ボックス調整段階とを備えることを特徴とする請求項 9 に記載の 3 次元超音波映像形成方法。

【請求項 13】

上記 R O I ボックス調整段階は、
上記設定された R O I ボックス内の上記対象体映像を 2 値化して上記対象体映像の 2 値化領域中から雑音領域を除去し、
上記 2 値化領域に予め設定された値のピクセル値を付与して上記対象体に対する 2 値化映像及び上記 2 値化映像に対する表面曲線を生成し、 30

上記設定された R O I ボックスの境界ラインを相互対向する方向に移動させて上記境界ラインに最も近接した上記表面曲線上のピクセルが存在する位置を上記 R O I ボックスの新たな境界ラインに調整することを特徴とする請求項 12 に記載の 3 次元超音波映像形成方法。

【請求項 14】

上記第 1 判断段階は上記対象体映像の種類別 2 次元超音波映像に対する予め設定された標準ヒストグラムと上記 R O I ボックス内の上記対象体映像に対するヒストグラムの自乗平均誤差値を計算することによって、上記自動的に生成された R O I ボックスの大きさに対する適合性を判断することを特徴とする請求項 10 に記載の 3 次元超音波映像形成方法。
40

【請求項 15】

上記第 2 判断段階は、
上記 R O I ボックス内の上記対象体映像に予め設定された形態のマスクを用いた 1 : 1 マッチングを適用して上記対象体映像の境界を形成するピクセルを抽出し、上記 1 : 1 マッチングされた上記対象体映像の全てのピクセル個数に対する上記境界ピクセル個数の比率と上記境界ピクセルの分散を次の式に適用することによって、上記対象体映像の輪郭検出に対する可能性を判断し、

【数 3】

$$D_i = \alpha R_{1i} + \beta R_{2i}$$

ここで、 i はメモリに事前格納されている同一の種類の対象体に対する 2 次元超音波映像の番号、 D_i は輪郭検出の可能性を示す判断数値、 $R_{1,i}$ は上記 1 : 1 マッチングされた上記対象体映像の全てのピクセル個数に対する上記境界ピクセル個数の比率、 $R_{2,i}$ は上記境界ピクセルの分散を意味し、及び ϵ は上記同一の種類の対象体に対する 2 次元超音波映像の輪郭検出実験を通じて得られた係数であって、次の式のように定義された自乗平均誤差値が最小になる場合の値であり、

【数 4】

$$\epsilon = \sum_i (D_i - (\alpha R_{1i} + \beta R_{2i}))^2$$

ここで、上記自乗平均誤差値を最小化するために、上記自乗平均誤差値を上記 及び 10 それぞれに対して偏微分し、上記 及び それぞれに対して偏微分された式の値がそれぞれ“0”になる場合の 及び を上記係数として決定することを特徴とする請求項 11 に記載の 3 次元超音波映像形成方法。

【請求項 16】

上記輪郭検出段階は、

上記 ROI ボックス内の上記対象体映像の十分な明度対比のために上記対象体映像に対する明度対比ストレッ칭を実行し、

上記 ROI ボックス内の上記対象体映像を 2 値化して上記対象体映像の 2 値化領域中から雑音領域を除去し、

上記 ROI ボックスの境界ラインを相互対向する方向に移動させて上記境界ラインと交わる上記 2 値化領域の表面に存在するピクセルを抽出して互いに隣接するピクセルと連結することによって、上記対象体映像に対する輪郭を検出することを特徴とする請求項 9 に記載の 3 次元超音波映像形成方法。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、対象体映像の輪郭を自動的に検出して輪郭内に存在するボリュームデータだけで 3 次元超音波映像を形成する装置及び方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】 30

3 次元超音波診断システムは、既存の 2 次元映像で提供することができなかった空間情報、解剖学的形態など臨床情報を提供する医療装備である。このような 3 次元超音波診断システムは、プローブ (probe) を通じて受信された対象体 (target object) に対する信号から対象体のボリューム (volume) データを獲得 (acquisition) し、獲得されたボリュームデータをスキャン変換 (scan conversion) し、スキャン変換されたボリュームデータをレンダリング (rendering) してモニタ (monitor) またはスクリーン (screen) のようなディスプレイ装置に対象体の 3 次元超音波映像をディスプレイすることにより、3 次元超音波診断システムの運営者が対象体の臨床情報を観察することができるようとする医療装備である。

【0003】 40

周知の通り、プローブは多数の変換子 (transducer) を含んでおり、それぞれの変換子に入力されるパルスの入力時間を適切に遅延させることによって、集束された超音波ビーム (beam) を送信スキャンライン (scanline) に沿って対象体に送信する。反面、対象体から反射された信号はそれぞれの変換子に互いに異なる受信時間を有しながら入力され、それぞれの変換子は入力された信号をビーム形成器 (beamformer) に出力する。

【0004】

ビーム形成器はそれぞれの変換子から入力された信号を適切に時間遅延させ、時間遅延した信号を合算することによって、送信スキャンライン上の集束点 (focal point) で反射されたエネルギーのレベル (level) を表示する信号である受信集束ビームを出力する。ビーム形成器は多数の送信スキャンライン別受信集束ビームにより形成される対象体の 50

断面 (slice) 映像を生成するまで上述したプロセスを反復する。

【0005】

ボリュームデータ獲得部は、ビーム形成器から入力される対象体の断面映像である2次元超音波映像を合成することによって、対象体のボリュームデータを出力する。ボリュームデータは3次元空間に存在する対象体で反射された信号から形成されたものであって、円環体 (torus) 座標系の上で定義される。従って、ボリュームデータをモニタのような直交座標系を有するディスプレイ装置にレンダリングするためには、ボリュームデータの座標を変換するスキャン変換が必要であるが、これはスキャンコンバーター (scan converter) により行われる。

【0006】

スキャンコンバーターにおいて、スキャン変換されたボリュームデータは通常用いられているボリュームレンダリングプロセスによりレンダリングされ、モニタのようなディスプレイ装置に3次元超音波映像でディスプレイされる。3次元超音波診断システムの運営者は、ディスプレイ装置にディスプレイされた対象体の3次元超音波映像を通じて対象体に対する臨床情報を得る。

【0007】

上述した3次元超音波診断システムは産婦人科などで胎児 (fetus) の形態を3次元超音波映像でディスプレイするのに最も多く活用されている。即ち、プローブで産婦の腹部をスキャニングしてその部位に対するボリュームデータを獲得した後、獲得されたボリュームデータにボリュームレンダリングプロセスを適用することによって、胎児の形態を3次元超音波映像にディスプレイする。しかし、獲得されたボリュームデータには子宮 (uterus) の皮膚組織、脂肪層、羊水 (liquor amnii)、浮遊物、及び胎児に対するボリュームデータが混合されているために、このようなボリュームデータにすぐボリュームレンダリングプロセスを適用する場合、胎児の形態を3次元超音波映像でディスプレイすることが非常に難しい。従って、胎児の形態を3次元超音波映像でディスプレイするために胎児とその周辺の他の領域を分離することが必要である。このために、3次元超音波診断システムの運営者は3次元超音波診断システムに搭載されたマウス、キーボードなどのような外部インターフェースを直接手動で調整することによって、図1Aに示した通り、ディスプレイ装置にディスプレイされた2次元超音波映像内の胎児の形態を取り囲む関心領域 (region of interest, 以下“ROI”と表現する) ボックスを生成し、外部インターフェースをもう少し精密に調整することによって、図1Bに示した通り最終的なROIボックスを生成する。また、ROIボックス内の胎児の映像から検出された輪郭 (contour) 内に存在するボリュームデータのみをレンダリングすることにより、胎児の3次元超音波映像をディスプレイすることができる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、上述したROIボックス生成及び対象体映像の輪郭検出は、3次元超音波診断システムの運営者により手動で行なわれるため、3次元超音波診断システムに対する運営者の熟練 (expertness) の程度に応じて最終的にディスプレイされる3次元超音波映像の品質に多くの差異点が発生する。即ち、ROIボックスを生成する運営者によってROIボックスの大きさが一貫していないので、ROIボックス内の対象体を3次元超音波映像で正確に具現できないという問題点がある。

【0009】

また、熟練した運営者であっても上述したROIボックスの生成及び対象体映像の輪郭検出のための作業にかなりの時間が要求されるという問題点がある。さらに、対象体に対するROIボックスが正確な大きさを有しなければ、ROIボックス内に存在するボリュームデータをレンダリングし、又はROIボックス内の対象体映像の輪郭を検出するプロセスにおいてエラー (error) が発生することがあるという問題点がある。

【0010】

10

20

30

40

50

本発明は、上述のような課題を解決するためになされたもので、その目的は、R O I ボックスを自動的に生成し、R O I ボックス内に存在する対象体映像の輪郭を自動的に検出してR O I ボックス生成及び対象体映像の輪郭検出に要される時間を減少させ、対象体に対するボリュームデータのレンダリング及び対象体映像の輪郭検出時に発生し得るエラーを減少させることによって、対象体に対する正確な3次元超音波映像を形成するための装置及び方法を得るものである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明に係る3次元超音波映像形成装置は、2次元超音波映像にR O I (region of interest) ボックスを自動生成するためのR O I ボックス自動生成手段、上記R O I ボックス内の対象体映像の輪郭を検出するための手段、及び上記検出された輪郭内に存在する上記対象体のボリュームデータをレンダリングして3次元超音波映像を形成するための3次元超音波映像化手段を備える。

【0012】

本発明に係る3次元超音波映像形成方法は、2次元超音波映像にR O I (region of interest) ボックスを自動生成するR O I ボックス自動生成段階、上記R O I ボックス内の対象体映像の輪郭を検出する段階、及び上記検出された輪郭内に存在する上記対象体のボリュームデータをレンダリングして3次元超音波映像を形成する3次元超音波映像化段階を備える。本発明のその他の特徴は以下に明らかにする。

【発明の効果】

【0013】

本発明により、対象体映像に対するR O I ボックスを自動的に生成してR O I ボックス内に存在する対象体映像の輪郭を自動的に検出することによって、R O I ボックス生成及び対象体映像の輪郭検出に要される時間を減少させることができる。また、自動的に生成されたR O I ボックスの大きさの適合性及びR O I ボックス内の対象体映像から輪郭を検出することができるかを判断することによって、対象体に対するボリュームデータのレンダリング及び対象体映像の輪郭検出時に発生され得る誤りを減少させ、対象体に対するより正確な3次元超音波映像を3次元超音波診断システムの運営者に提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下では、図2～図9を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。

【0015】

図2は、本発明の実施の形態による3次元超音波映像形成装置の概略的な構成を示す。本発明の3次元超音波映像形成装置3は、R O I ボックス生成部31、第1判断部33、第2判断部35、輪郭検出部37、及び3次元映像化部39を備える。このような3次元超音波映像形成装置3は、3次元超音波診断システムに搭載されたコントロールパネル(control panel) (図示せず) の“3D”キー(key)が運営者により活性化されることによって動作する。

【0016】

3次元超音波診断システムに搭載されたコントロールパネルの“3D”キーが運営者により活性化されれば、3次元超音波診断システムのプローブ、ビーム形成器、ボリュームデータ獲得部を通じて獲得された対象体に対するボリュームデータの中でボリュームデータの中心領域に位置する対象体の2次元超音波映像がB-モード(brightness mode)状態でディスプレイ装置(図示せず)にディスプレイされる。ここで、B-モードは対象体から反射された信号のエネルギーを明るさのレベルとしてディスプレイするモードを意味する。R O I ボックス生成部31は、ディスプレイ装置にディスプレイされた2次元超音波映像にR O I ボックスを自動的に生成する。第1判断部33はR O I ボックス生成部31により自動的に生成されたR O I ボックスの大きさの適合性(suitability)を判断し、第2判断部35はR O I ボックス内に存在する対象体映像の輪郭を検出することができ

10

20

30

40

50

るかを判断する。輪郭検出部 3 7 は、R O I ボックス内に存在する対象体映像の輪郭を検出し、3 次元映像化部 3 9 はボリュームデータ獲得部に格納されているボリュームデータの中から対象体映像の輪郭内に存在するボリュームデータのみを選択してレンダリングすることにより、対象体の3次元超音波映像を形成する。

【 0 0 1 7 】

ここで、3次元超音波診断システムのディスプレイ装置にディスプレイされた2次元超音波映像にR O I ボックスを自動的に生成するR O I ボックス生成部 3 1 に対して図3～図5を参照して説明することにする。

【 0 0 1 8 】

図3は図2に示したR O I ボックス生成部 3 1 の詳細ブロック図を示す。図3に示した通り、R O I ボックス生成部 3 1 は、2次元超音波映像を対象体映像と対象体周辺の背景映像に分割するための映像分割部 3 1 1 、2次元超音波映像に予め設定された大きさのR O I ボックスを設定するためのR O I ボックス設定部 3 1 3 、及びR O I ボックスの大きさを調整するためのR O I ボックス調整部 3 1 5 を備える。

10

【 0 0 1 9 】

一般に、対象体のボリュームデータを形成する2次元超音波映像には、スペックル雑音(speckle noise)のように対象体に対する明確な3次元超音波映像の具現を難しくする原因が存在するので、これを除去する過程が優先的に先行しなければならない。映像分割部 3 1 1 は、予め設定されたフィルターを用いて2次元超音波映像をフィルタリングすることによって、2次元超音波映像に存在するスペックル雑音を除去する。本発明の実施の形態においては、2次元超音波映像内の対象体のエッジ(edge)は保存しながらスペックル雑音のみを除去することができる機能を有するL e e フィルターを用いる。

20

【 0 0 2 0 】

次に、映像分割部 3 1 1 は、スペックル雑音が除去された2次元超音波映像に対する2値化(binarization)しきい値(threshold value)を設定し、設定されたしきい値を基準に2次元超音波映像を2値化して二つのクラス(class)に分割する。例えば、0から255のピクセル値を有する2次元超音波映像の予め設定されたしきい値をtと仮定すれば、2次元超音波映像は{0, 1, 2, ..., t}のピクセル値を有するクラスと{t, t+1, t+2, ..., 255}のピクセル値を有するクラスに分割される。映像分割部 3 1 1 は2次元超音波映像を第1の2値化しきい値(t1)に基づいて2値化することによって、対象体映像と背景映像に第1分割し、第1分割された背景映像を新たに設定された第2の2値化しきい値(t2)に基づいて2値化することによって、対象体映像と背景映像に第2分割し、第2分割された背景映像を新たに設定された第3の2値化しきい値(t3)に基づいて2値化することによって、対象体映像と背景映像に第3分割する。このような映像分割プロセスを反復的に行うことによって、映像分割部 3 1 1 はディスプレイ装置に最初にディスプレイされた2次元超音波映像から対象体の映像及び対象体周辺の背景映像をより正確に分割することができる。最終的に、映像分割部 3 1 1 は映像分割された結果をR O I ボックス調整部 3 1 5 に出力する。2次元超音波映像に対して1回及び20回の映像分割プロセスを反復した結果の例として、図4 A はディスプレイ装置に最初にディスプレイされた2次元超音波映像、図4 B は上述した映像分割プロセスを1回行った結果、そして図4 C は上述した映像分割プロセスを20回行った結果を示す。

30

【 0 0 2 1 】

R O I ボックス設定部 3 1 3 は、ディスプレイ装置に最初にディスプレイされた2次元超音波映像に生成される4つの境界ラインで構成されるR O I ボックスの大きさを設定してR O I ボックス調整部 3 1 5 に出力する。一般に、R O I ボックスの大きさは、3次元超音波映像でディスプレイしようとする対象体の種類に応じて予め設定されている。

40

【 0 0 2 2 】

R O I ボックス調整部 3 1 5 は、R O I ボックス内に存在する対象体映像の大きさに適するようにR O I ボックス設定部 3 1 3 により設定されたR O I ボックスの大きさを調整する。この時、対象体映像の特性はR O I ボックスの大きさを調整するための重要な要素

50

となるが、このような映像の特性を最も明確に提供する対象体の例として胎児を挙げることができる。即ち、大部分の胎児の映像は胎児の顔と体の境界部分に谷 (valley) が存在し、胎児の顔表面は胎児の体の表面に比べて屈曲 (curvedness) が多く、胎児の顔の長さが胎児の体の長さより長いという特性を有する。図 5 を参照し、ROI ボックス調整部 315 が胎児の全体映像に対する ROI ボックスの大きさを胎児の顔の映像に対する ROI ボックスの大きさに自動的に調整する例を説明することにする。

【0023】

まず、ROI ボックス調整部 315 は、映像分割部 311 から入力される図 4 C の通り、映像分割された 2 次元超音波映像の中から ROI ボックス設定部 313 により設定された大きさの ROI ボックス内に存在する胎児の映像のみを選択し、選択された胎児の映像に対して 2 値化しきい値を設定し、映像分割された 2 次元超音波映像を図 5 A に示した通り設定されたしきい値を適用して 2 値化する。次に、ROI ボックス調整部 315 は、胎児の映像の 2 値化領域の中から雑音領域を除去することによって、図 5 B に示した通り胎児の映像の一部分と判断される 2 値化領域のみ検出する。詳細に説明すれば、ROI ボックス調整部 315 は図 5 B に示した 2 値化領域それぞれの明度値を調査してその平均を計算し、計算された平均明度値以下の明度値を有する 2 値化領域を雑音領域とみなして除去する。また、平均明度値より高い明度値を有する雑音領域が存在することもあり得るため、ROI ボックス調整部 315 は 2 値化領域の大きさに対するしきい値を設定することによって、しきい値以下の大きさを有する 2 値化領域を雑音領域とみなして除去する。

【0024】

2 値化領域の中から雑音領域が除去されれば、ROI ボックス調整部 315 は検出された 2 値化領域の上端表面に該当するピクセルから ROI ボックス設定部 313 により設定された ROI ボックスの下端境界ラインに該当するピクセル間に存在する全てのピクセルに “255” のピクセル値を付与することによって、図 5 C に示した通り胎児に対する 2 値化映像を生成する。次に、ROI ボックス調整部 315 は図 5 C に示した 2 値化映像を用いて図 5 D に示したような 2 値化映像に対する表面曲線を生成する。その後、ROI ボックス調整部 315 は、表面曲線上で互いに隣接する極大 (relative maximum) 点と極小 (relative minimum) 点を共に調査して胎児の映像の顔と体の間の谷に対応する極小点を指定する。

【0025】

図 5 D に示した通り、胎児の映像の顔と体の間の谷に対応する極小点 (N2) が指定されれば、ROI ボックス調整部 315 は表面曲線の開始点 (N1) 及び終了点 (N3) を指定することによって、表面曲線を 2 つの領域 ([N1, N2] 及び [N2, N3]) に分離する。次に、ROI ボックス調整部 315 は表面曲線の領域 [N1, N2] 及び [N2, N3] に存在する極大点の個数を計算し、さらに多くの個数の極大点を有する領域を胎児の顔がある領域に決定する。一般に、胎児の映像の特性上、胎児の顔の表面は胎児の体の表面に比べて屈曲が多いいため、表面曲線の中うち胎児の顔の表面に該当する領域で極大点の個数がさらに多く計算される。

【0026】

胎児の顔の領域が決定されれば、ROI ボックス調整部 315 は ROI ボックスの左側境界ラインを表面曲線の極小点 (N2) が存在する位置まで移動させ、ROI ボックスの右側境界ラインを表面曲線の右側境界位置まで移動させる。その結果、ROI ボックス調整部 315 は ROI ボックス設定部 313 により設定された ROI ボックスの左 / 右の境界位置を胎児の映像の顔の大きさに適するように自動的に調整する。図 5 E はディスプレイ装置にディスプレイされた 2 次元超音波映像に設定された ROI ボックスの左 / 右境界ラインが ROI ボックス調整部 315 により自動的に調整される例を示す。

【0027】

胎児の顔の映像に対する ROI ボックスの左 / 右境界ラインが調整されれば、ROI ボックス調整部 315 は調整された ROI ボックス内に存在する胎児の顔の映像に対して上述した 2 値化、雑音領域除去、2 値化映像生成、及び表面曲線生成プロセスを行う。この

10

20

30

40

50

時、胎児の顔に対する 2 値化映像を生成するために、R O I ボックス調整部 315 は胎児の顔の映像から検出された 2 値化領域の左側表面に該当するピクセルから R O I ボックス調整部 315 により調整された R O I ボックスの右側境界ラインに該当するピクセル間に存在する全てのピクセルに“255”のピクセル値を付与する。

【0028】

次に、R O I ボックス調整部 315 は、R O I ボックスの上端境界ラインを R O I ボックスの下端境界ライン側へ移動させながら R O I ボックスの上端境界ラインに最も近接した表面曲線上のピクセルが存在する位置を R O I ボックスの新たな上端境界ラインの位置として決定する。また、R O I ボックス調整部 315 は R O I ボックスの下端境界ラインを R O I ボックスの上端境界ライン側へ移動させながら R O I ボックスの下端境界ラインに最も近接した表面曲線上のピクセルが存在する位置を R O I ボックスの新たな下端境界ラインの位置として決定する。図 5 F はディスプレイ装置にディスプレイされた胎児全体の映像に対して設定された R O I ボックスが R O I ボックス調整部 315 により胎児の顔の映像に対する R O I ボックスに最終的に調整された例を示す。R O I ボックス調整部 315 は R O I ボックスの大きさが調整された 2 次元超音波映像を図 2 に示した第 1 判断部 33 に出力する。

【0029】

説明の便宜上、映像の特性を明確に提供する胎児の映像を例に挙げながら R O I ボックス生成部 31 で行われるプロセスに対して説明したが、上述した R O I ボックス生成プロセスを用いて 2 次元超音波映像内の任意の対象体に設定された R O I ボックスの境界ラインを自動的に補正することによって、R O I ボックスの大きさを対象体の大きさに適するように調整することができる。

【0030】

図 2 に示した第 1 判断部 33 は、R O I ボックス生成部 31 で生成された対象体映像に対する R O I ボックス大きさの適合性 (suitability) の如何を判断する。一般に、R O I ボックス生成部 31 で生成された R O I ボックスの大きさは対象体映像の種類別にある程度同じような大きさを有する。従って、第 1 判断部 33 は、3 次元超音波診断システムに搭載されたメモリ (図示せず) から対象体映像の種類別に予め設定された標準ヒストグラムを選択し、選択された標準ヒストグラムと R O I ボックス生成部 31 から入力された R O I ボックス内の対象体映像に対するヒストグラムの自乗平均誤差値を計算する。

【0031】

その結果、計算された自乗平均誤差値が予め設定された値以上であれば、第 1 判断部 33 は R O I ボックス生成部 31 により生成された R O I ボックスの大きさを適さないものと判断して 3 次元超音波診断システムの動作を止め、生成された R O I ボックスの大きさが適さないことを運営者に通知する。反面、計算された自乗平均誤差値が予め設定された値未満であれば、第 1 判断部 33 は R O I ボックス生成部 31 により生成された R O I ボックスの大きさを適したものと判断し、R O I ボックス生成部 31 から入力された 2 次元超音波映像を第 2 判断部 35 に出力する。一方、第 1 判断部 33 は上述した通り、R O I ボックス生成部 31 から入力される R O I ボックス内の対象体映像に対するヒストグラムをメモリに伝送してメモリに格納されている対象体映像に対する標準ヒストグラムを更新させる。

【0032】

図 2 に示した第 2 判断部 35 は、R O I ボックス内に存在する対象体映像の輪郭を検出することができるかを判断する。即ち、第 2 判断部 35 は R O I ボックス内の対象体映像から輪郭検出の可能性 (capability) を判断することによって、3 次元超音波診断システムの 3 次元超音波映像具現の効率性を高めることができる。一般に、対象体の各部分、例えば胎児及び胎児を取り囲んでいる羊水は超音波を吸収して反射する程度が互いに異なるため、明るさの差が明確になるエッジ効果 (edge effect) により 2 次元超音波映像内の対象体には境界部分が形成される。第 2 判断部 35 はエッジ効果に基づいて対象体映像に対する輪郭検出の可能性を判断するが、これに対して図 6 を参照しながら説明する。

10

20

30

40

50

【0033】

図6A及び図6Bは、第2判断部35において対象体映像の輪郭検出に対する可能性を判断するために用いるマスク(mask)及びマスクが適用された2次元超音波映像を示す。一般に、2次元超音波映像内の対象体の境界を検出するために 3×3 形態のピクセルで構成されたマスクを多く用いている実情である。このようなマスクの設計において、2次元超音波映像の暗い部分に対応するピクセルには“-1”、明るい部分に対応するピクセルには“1”、そして暗い部分のピクセルと明るい部分のピクセル間に存在することによって境界を形成するピクセルには“0”的値を設定する。本発明の実施の形態においては図6Aに示した通り、境界を形成するピクセルの領域を拡張させた 5×5 形態のピクセルで構成されたマスクを用いる。ここで、マスクを構成するピクセルの大きさは2次元超音波映像を構成するピクセルの大きさと同一である。10

【0034】

第2判断部35は、図6Aに示したマスクの中心に位置するピクセルを図6Bに示したROIボックスの上端境界ラインとROIボックス内の胎児の顔の映像の1/2地点間に該当する領域“A”に存在する全てのピクセルと1:1マッチング(matching)させながら境界を形成するピクセルを検出する。詳細に説明すれば、まず第2判断部35は 5×5 マスクの中心ピクセルを領域“A”に存在する任意のピクセルと1:1にマッチングさせる。次に、第2判断部35は領域“A”に存在する任意のピクセルの周囲に分布し、 5×5 マスクを構成するピクセルと1:1に対応するピクセルを選択する。その次に、第2判断部35は選択されたピクセルのピクセル値それぞれを 5×5 マスクを構成するピクセルに対応する値、即ち“-1”、“1”及び“0”的うちのいずれか一つで乗じた後、その結果を最終的に合算する。第2判断部35は、最終的に合算された任意の値を 5×5 マスクの中心ピクセルとマッチングされた領域“A”に存在する任意のピクセルに対する新たなピクセル値として決定する。第2判断部35は、上述したプロセスを領域“A”に存在する全てのピクセルに適用し、新たに決定されたピクセル値の中で予め設定されたピクセル値以上を有するピクセルを対象体の境界を形成するピクセルとして決定する。本発明の実施の形態においては新たに決定されたピクセル値の中の上位20%に該当するピクセル値を基準ピクセル値として決定する。20

【0035】

上述した通り、対象体の境界を形成するピクセルを検出すれば、第2判断部35は領域“A”を構成する全てのピクセル個数に対する境界ピクセル個数の比率及び境界を形成するピクセルの分散(variance)を計算して次の式1に適用することによって、対象体映像の輪郭検出に対する可能性を判断する。30

【数1】

$$D_i = \alpha R_{1i} + \beta R_{2i} \quad \cdots \text{式 (1)}$$

【0036】

ここで、 i は3次元診断システムに搭載されたメモリ(図示せず)から第2判断部35に入力される同一の種類の対象体に対する2次元超音波映像の番号、 D_i は輪郭検出の可能性を示す判断数値、 R_{1i} は領域“A”を構成する全てのピクセル個数に対する境界ピクセル個数の比率、そして R_{2i} は境界を形成するピクセルの分散を意味する。また、及び α は式1のような判断数値方程式の係数(coefficient)であって、同一の種類の対象体に対する多様な2次元超音波映像の輪郭検出実験を通じて得られる。40

【0037】

詳細に説明すれば、第2判断部35は3次元超音波診断システムに搭載されたメモリから同一の種類の対象体に対する多様な2次元超音波映像を選択する。次に、第2判断部35は選択された2次元超音波映像の中で輪郭検出が可能であった2次元超音波映像には判断数値“1”を付与し、輪郭検出が不可能であった2次元超音波映像には判断数値“0”を付与する。その次に、第2判断部35はメモリから選択された2次元超音波映像それぞれの判断数値と R_{1i} 及び R_{2i} を用いて式2のように定義された自乗平均誤差の値が最50

小となる場合の 及び を求める。

【数2】

$$\varepsilon = \sum_i (D_i - (aR_{1i} + \beta R_{2i}))^2 \quad \dots \text{式 (2)}$$

【0038】

自乗平均誤差の値を最小にするために、第2判断部35は式2を 及び に対してそれぞれ偏微分 (partial differentiation) し、偏微分された式の値がそれぞれ“0”になる場合の 及び を式1の係数として決定する。次に、第2判断部35はR_{1i}, R_{2i}, 及び を式1に適用することによって、第1判断部33を通じて入力されたROIボックス内の対象体映像に対する判断数値を計算する。最終的に、第2判断部35は計算された判断数値が予め設定された値以上であれば、ROIボックス内の対象体映像に対する輪郭検出が可能なものと判断し、入力された2次元超音波映像を図2に示した輪郭検出部37に出力する。反面、計算された判断数値が予め設定された値未満であれば、第2判断部35はROIボックス内の対象体映像に対する輪郭検出が不可能なものと判断して3次元超音波診断システムの動作を止め、輪郭検出が不可能であることを運営者に通知する。

【0039】

説明の便宜上、図6Bに示した通り、ROIボックスの上端境界ラインと胎児の顔の映像間に存在する境界ピクセルを検出して顔の映像の上端表面に対する輪郭検出の可能性を判断するプロセスについて説明したが、ROIボックスの下端境界ライン、左側境界ライン、及び右側境界ラインと胎児の顔の映像間に存在する境界ピクセルを全て検出して上記と同一のプロセスによって顔の映像の輪郭検出の可能性を判断しなければならない。このためには、図6Aに示した5×5マスクの予め設定されたピクセル値が変形されたマスクがそれぞれ用いられなければならない。即ち、ROIボックスの下端境界ラインには図6Aに示した5×5マスクの第1行42に存在するピクセルの値は“1”、第5行44に存在するピクセルの値は“-1”である5×5マスクが用いられなければならない。ROIボックスの左側境界ラインには図6Aに示した5×5マスクの第1列46に存在するピクセルの値は“-1”、第5列48に存在するピクセルの値は“1”である5×5マスクが用いられなければならない。ROIボックスの右側境界ラインには図6Aに示した5×5マスクの第1列46に存在するピクセルの値は“-1”、第5列48に存在するピクセルの値は“1”である5×5マスクが用いられなければならない。顔の映像の下端表面、左側表面、及び右側表面に対する輪郭検出の可能性を判断するためのプロセスは上述と同様であるので、その詳しい説明は省略する。また、上述した輪郭検出の可能性に対する判断プロセスはROIボックス内の任意の対象体に対して同一に適用することができることを理解しなければならない。

【0040】

図2に示した輪郭検出部37は、第2判断部35から入力されたROIボックス内に存在する対象体映像の輪郭を検出する。まず、輪郭検出部37は十分な明度対比を有することができない対象体映像の短所を補完するために、ROIボックス内の対象体映像に存在するスペックル雑音をLeeフィルターなどを用いて除去することによって、対象体映像の平坦化 (smoothing) を行った後、ROIボックス内の対象体映像を構成するピクセルに対して次の式3のように定義されたピクセル値を付与することによって、対象体映像に対する明度対比ストレッチング (stretching) を行う。

【数3】

$$F(x) = \begin{cases} 0, & \text{for } x \leq \text{low} \\ \frac{255 \times (x - \text{low})}{(\text{high} - \text{low})}, & \text{for } \text{low} < x < \text{high} \\ 255, & \text{for } \text{high} \leq x \end{cases} \quad \dots \text{式 (3)}$$

10

20

30

40

50

【0041】

ここで、 $F(x)$ は輪郭検出部 37 により付与される新たなピクセル値、 x は第 2 判断部 35 から入力される対象体映像を構成するピクセルの既存ピクセル値、 low は第 2 判断部 35 から入力される対象体映像に対するヒストグラムの低い範囲のしきい値 (critical value)、そして $high$ は第 2 判断部 35 から入力される対象体映像に対するヒストグラムの高い範囲のしきい値を意味する。図 7 は輪郭検出部 37 において予め設定された ROI ボックス (図示せず) 内の対象体映像を平坦化及び明度対比ストレッ칭した結果の例を示す。以下では、前述した通り、映像の特性を明確に提供する胎児の映像から胎児の映像の輪郭を検出するプロセスについて説明する。

【0042】

輪郭検出部 37 は ROI ボックス内の胎児の映像に対する 2 値化しきい値を設定し、設定されたしきい値を基準にして胎児の映像を 2 値化する。次に、輪郭検出部 37 は胎児の映像の 2 値化領域の中から雑音領域を除去することによって、胎児の映像の一部分と判断される領域のみ検出する。即ち、輪郭検出部 37 はそれぞれの 2 値化領域に対する明度値を調査してその平均を計算し、計算された平均明度値以下の明度値を有する 2 値化領域を雑音領域とみなして除去する。また、平均明度値より高い明度値を有する雑音領域が存在することもあり得るため、輪郭検出部 37 は 2 値化領域の大きさに対するしきい値を設定することによって、しきい値以下の大きさを有する 2 値化領域を雑音領域とみなして除去する。図 8A 及び図 8B は、輪郭検出部 37 において、ROI ボックス (図示せず) 内の胎児の映像を 2 値化した結果及び 2 値化領域の中から雑音領域を除去した結果の例をそれぞれ示す。

10

【0043】

ここで、図 9 を参照して輪郭検出部 37 で行われる胎児の映像の輪郭検出プロセスに対して説明する。まず、図 8B に示した通り胎児の映像に対する 2 値化領域が生成されれば、輪郭検出部 37 は胎児の映像の輪郭を検出するために、ROI ボックスの上端境界ライン (図示せず) を ROI ボックスの下端境界ライン (図示せず) の方に移動させる。次に輪郭検出部 37 は ROI ボックスの上端境界ラインに会う 2 値化領域の上端表面に該当するピクセルを抽出してすぐ隣接するピクセルと連結する。ここで、胎児の映像の顔と体の間には深い谷が存在するため、図 9A に示した通り胎児の映像の上端表面に対する輪郭を得る。図 9A に示した通り互いに分離された状態の輪郭が検出されれば、輪郭検出部 37 は分離された輪郭を互いに連結することによって、胎児の映像の上端表面に対する最終的な輪郭を得る。このように検出された輪郭をディスプレイ装置にディスプレイされた 2 次元超音波映像に適用した結果を図 9B で示している。説明の便宜上、胎児の映像の上端表面に対する輪郭検出に対してのみ説明したが、上述したプロセスを ROI ボックスの下端境界ライン及び左 / 右側境界ラインに適用することによって、胎児の映像の上、下、左、右に対する全ての輪郭を検出することができることを理解しなければならない。最後に、輪郭検出部 37 は、胎児の映像から検出された輪郭がディスプレイされた 2 次元超音波映像を図 2 に示した 3 次元映像化部 39 に出力する。

20

【0044】

図 2 に示した 3 次元映像化部 39 は、対象体に対するボリュームデータのみをレンダリングして 3 次元超音波映像を形成する。このために、3 次元映像化部 39 は、輪郭検出部 37 から入力された対象体映像の輪郭内に対応するボリュームデータのみをボリュームデータ獲得部 (図示せず) に格納されているボリュームデータの中から選択する。次に、3 次元映像化部 39 は選択されたボリュームデータをスキャン変換した後、通常用いられているボリュームレンダリングプロセスを適用することによって、ディスプレイ装置に対象体に対するより正確な 3 次元超音波映像をディスプレイする。

30

【0045】

上述した実施の形態は、本発明の原理を応用した多様な実施の形態の一部を示したものに過ぎない。本技術分野で通常の知識を有する者は本発明の本質から外れず様々な変形が可能である。

40

50

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1A】2次元超音波映像に生成された関心領域（region of interest）ボックスを示した図面である。

【図1B】2次元超音波映像に生成された関心領域（region of interest）ボックスを示した図面である。

【図2】本発明の望ましい実施例による3次元超音波映像形成装置の概略的な構成を示したブロック図である。

【図3】図2に示したROIボックス生成部の詳細ブロック図である。

【図4A】2次元超音波映像を映像分割した結果の例を示した図面である。

10

【図4B】2次元超音波映像を映像分割した結果の例を示した図面である。

【図4C】2次元超音波映像を映像分割した結果の例を示した図面である。

【図5A】胎児（fetus）の顔の映像に対するROIボックスの大きさを自動的に調整するプロセスを説明するための図面である。

【図5B】胎児（fetus）の顔の映像に対するROIボックスの大きさを自動的に調整するプロセスを説明するための図面である。

【図5C】胎児（fetus）の顔の映像に対するROIボックスの大きさを自動的に調整するプロセスを説明するための図面である。

【図5D】胎児（fetus）の顔の映像に対するROIボックスの大きさを自動的に調整するプロセスを説明するための図面である。

20

【図5E】胎児（fetus）の顔の映像に対するROIボックスの大きさを自動的に調整するプロセスを説明するための図面である。

【図5F】胎児（fetus）の顔の映像に対するROIボックスの大きさを自動的に調整するプロセスを説明するための図面である。

【図6A】対象体映像の輪郭検出に対する可能性を判断するために用いられるマスク及びマスクを適用した2次元超音波映像を示した図面である。

【図6B】対象体映像の輪郭検出に対する可能性を判断するために用いられるマスク及びマスクを適用した2次元超音波映像を示した図面である。

【図7A】ROIボックス内の対象体映像の平坦化（smoothing）及び明度対比ストレッチング（stretching）した結果の例を示した図面である。

30

【図7B】ROIボックス内の対象体映像の平坦化（smoothing）及び明度対比ストレッチング（stretching）した結果の例を示した図面である。

【図8A】ROIボックス内の対象体の映像を2値化（binarization）した結果の例を示した図面である。

【図8B】ROIボックス内の対象体の映像を2値化（binarization）した結果の例を示した図面である。

【図9A】胎児の映像の上端表面に対する輪郭検出の例を示した図面である。

【図9B】胎児の映像の上端表面に対する輪郭検出の例を示した図面である。

【符号の説明】

【0047】

40

31：ROIボックス生成部

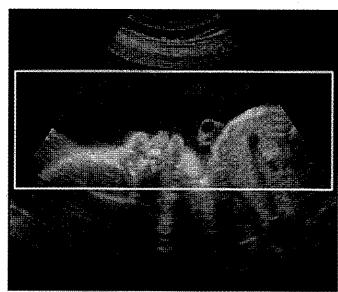
33：第1判断部

35：第2判断部

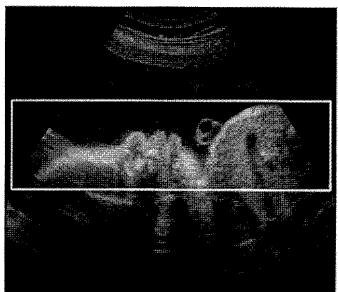
37：輪郭検出部

39：3次元映像化部

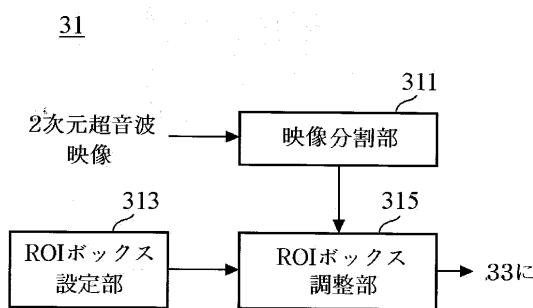
【図 1 A】



【図1B】



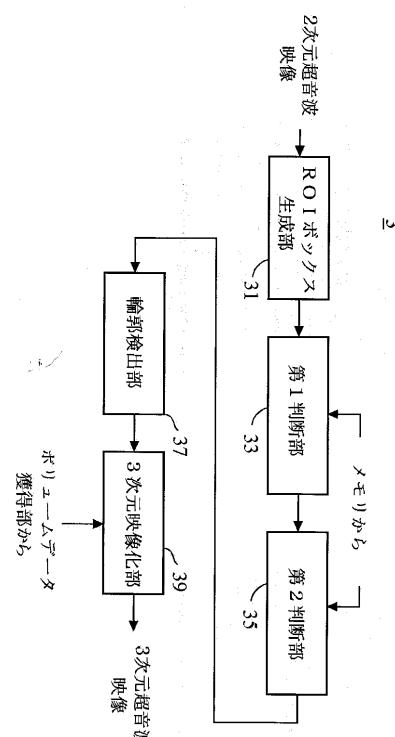
【図3】



【図 4 A】



【 図 2 】



【図4B】



【図4C】



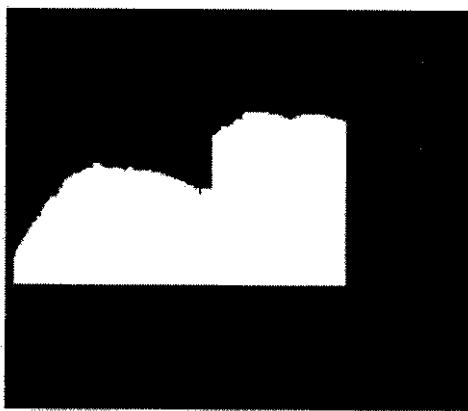
【図 5 A】



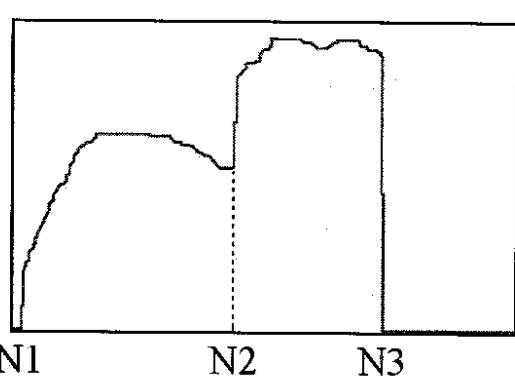
【図 5 B】



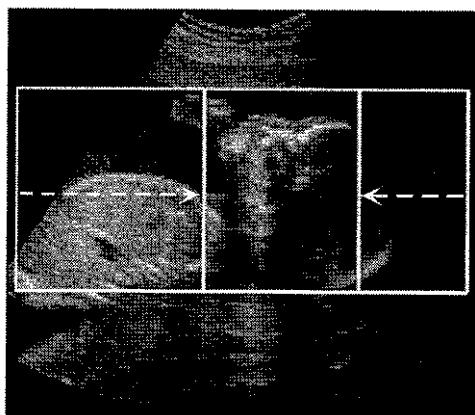
【図 5 C】



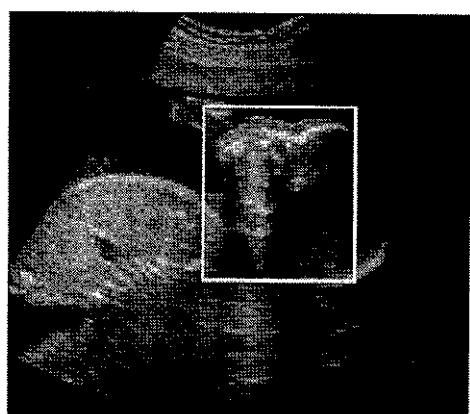
【図 5 D】



【図 5 E】



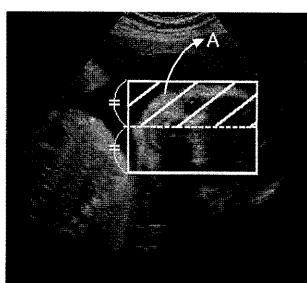
【図 5 F】



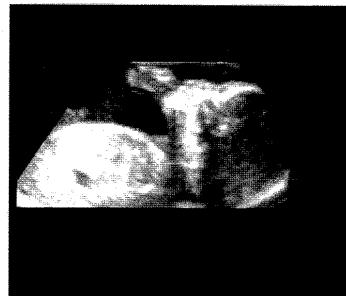
【図 6 A】

42	46	48		
-1	-1	-1	-1	-1
0	0	0	0	0
0	0	0	0	0
0	0	0	0	0
44	1	1	1	1

【図 6 B】



【図 7 B】



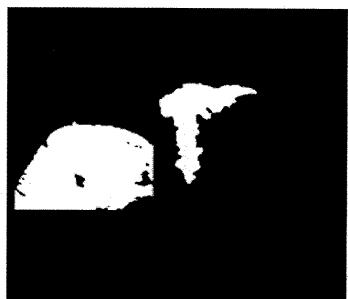
【図 7 A】



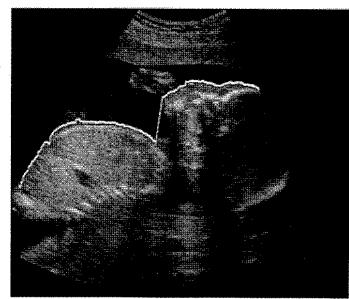
【図 8 A】



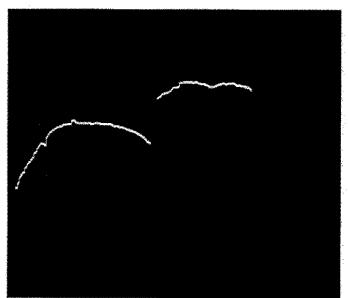
【図 8 B】



【図 9 B】



【図 9 A】



フロントページの続き

(72)発明者 シム ジェ ユン
大韓民国 ソウルトクビヨルシ ソンドンク ウンボンドン デリムカンピョンアパート 103
- 504

(72)発明者 グァク ビヨン ジュ
大韓民国 ソウルトクビヨルシ グァンジンク モジンドン 180 - 202

(72)発明者 キム ナン チョル
大韓民国 テグ クァンヨクシ スソング ボンムルドン 670 ウバン ミジンアパート 1
04 - 1103

(72)発明者 キム サン ヒョン
大韓民国 キヨンサンナムド ヤンサンシ ウンサンウプ ジュナムリ サン 150 ヨンサン
大学校 ヤンサンキャンパス

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2001-175875(JP, A)
特開2003-265475(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 00

专利名称(译)	3次元超音波映像形成装置及び方法		
公开(公告)号	JP4550599B2	公开(公告)日	2010-09-22
申请号	JP2005015380	申请日	2005-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社 メディソン		
[标]发明人	シムジェユン グァクビョンジュ キムナンチョル キムサンヒョン		
发明人	シム ジェ ユン グァク ビョン ジュ キム ナン チョル キム サン ヒョン		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/539 G01S15/89 G06T15/08		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/461 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/483 Y10S128/916		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B G01S7/62.D G06T15/00.200 G06T15/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/JB40 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JC02 4C601/JC09 4C601/JC12 4C601/JC27 4C601/JC37 4C601/KK07 4C601/KK22 5B080/GA00 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC29 5J083/AD13 5J083/AE10 5J083/DC05 5J083/EA14 5J083/EA26 5J083/EA36		
代理人(译)	高田 守 高桥秀树		
优先权	1020040022567 2004-04-01 KR		
其他公开文献	JP2005288153A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：要自动生成ROI框，自动检测ROI框中存在的对象图像的轮廓，减少生成ROI框和对象图像轮廓所需的时间，通过减少当在身体上呈现体数据并且检测到目标图像的轮廓时可能发生的误差，相对于目标对象形成精确的三维超声图像。该装置包括用于在二维超声图像中自动生成ROI（感兴趣区域）框的装置，用于检测ROI框中的对象图像的轮廓的装置，并且ROI盒自动生成装置用于渲染ROI盒中存在的对象的体数据以形成3D超声图像。.The