

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6196951号
(P6196951)

(45) 発行日 平成29年9月13日(2017.9.13)

(24) 登録日 平成29年8月25日(2017.8.25)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 15 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2014-169438 (P2014-169438)
 (22) 出願日 平成26年8月22日(2014.8.22)
 (65) 公開番号 特開2016-43039 (P2016-43039A)
 (43) 公開日 平成28年4月4日(2016.4.4)
 審査請求日 平成28年9月28日(2016.9.28)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110000350
 ポレール特許業務法人
 (72) 発明者 野口 喜実
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内
 (72) 発明者 荻野 昌宏
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内
 (72) 発明者 柴原 琢磨
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断画像生成装置、及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波送受信部と、
 操作者の入力を入力する入力部と、
 画像を表示可能な表示部と、
 前記超音波送受信部から取得した信号に基づいて、胎児と胎盤の断層画像データを生成し、
 前記表示部に前記断層画像データを表示している状態において、前記入力部からの入力
 に従い、前記胎児と胎盤との間の領域部分を含む関心領域を設定する画像処理部と、
 前記操作者が設定した前記関心領域と前記断層画像データを用いて、前記関心領域を補正
 し、前記補正された関心領域の妥当性を判定する関心領域補正部と、前記関心領域補正部
 での判定結果を提示する提示部と、を具備し、
 前記補正された関心領域を用いて、3次元画像の生成を行う、
 ことを特徴とする超音波診断画像生成装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の超音波診断画像生成装置であって、
 操作者による前記入力部からの入力は、点、線、矩形領域、もしくはそれらの組み合わせ
 である、
 ことを特徴とする超音波診断画像生成装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の超音波診断画像生成装置であって、

10

20

前記関心領域補正部は、
前記胎児と胎盤との間の領域部分から、探索の始点となる画素を検出する開始点検出部と、
前記開始点を起点として、エネルギーマップを生成するエネルギーマップ生成部と、
前記生成されたエネルギーマップにおいて最小値を辿る最小エネルギー経路を探索する最小エネルギー経路探索部と、
探索された前記最小エネルギー経路の妥当性を判定する妥当性判定部、とを含み、
妥当とされた前記最小エネルギー経路を用いて前記3次元画像の生成処理を行う、
ことを特徴とする超音波診断画像生成装置。

【請求項4】

10

請求項3記載の超音波診断画像生成装置であって、
前記提示部は、前記妥当性判定部の判定結果を前記表示部に表示させる、
ことを特徴とする超音波診断画像生成装置。

【請求項5】

請求項4記載の超音波診断画像生成装置であって、
前記提示部は、前記判定結果の前記表示部への表示方法として、マークの有無、色、形状、あるいは、前記関心領域の枠線の形状、色、線種、断面画像枠の色、メッセージ、数値のいずれか、もしくはそれらの組合せを利用する、
ことを特徴とする超音波診断画像生成装置。

【請求項6】

20

請求項5記載の超音波診断画像生成装置であって、
前記提示部は、前記判定結果の提示位置は、前記表示部の前記断面画像枠の内、前記断面画像枠の外、前記3次元画像の表示の枠内、もしくはそれらの組合せを利用する、
ことを特徴とする超音波診断画像生成装置。

【請求項7】

請求項3記載の超音波診断画像生成装置であって、
前記関心領域補正部の判定結果に基づき、前記操作者へのガイドメッセージを生成するガイドメッセージ生成部を備え、
前記提示部は、前記妥当性および生成された前記ガイドメッセージを操作者に提示する、
ことを特徴とする超音波診断画像生成装置。

30

【請求項8】

請求項7記載の超音波診断画像生成装置であって、
前記ガイドメッセージ生成部は、前記妥当性判定部の判定基準を用いる、
ことを特徴とする超音波診断画像生成装置。

【請求項9】

請求項7記載の超音波診断画像生成装置であって、
前記表示部とは異なる第2表示部を備える、
ことを特徴とする超音波診断画像生成装置。

【請求項10】

請求項9記載の超音波診断画像生成装置であって、
前記第2表示部は、前記妥当性および前記ガイドメッセージを表示する、
ことを特徴とする超音波診断画像生成装置。

40

【請求項11】

超音波送受信部と、前記超音波送受信部から取得した信号を処理する処理部と、操作者が入力を行う入力部と、画像を表示可能な表示部とを備える超音波診断画像生成装置における画像生成方法であって、
前記処理部は、
前記超音波送受信部から取得した信号に基づいて、胎児と胎盤の断層画像データを生成し、
前記表示部に前記断層画像データを表示している状態において、前記入力部からの操作者

50

からの入力に従い、前記胎児と胎盤との間の領域部分を含む関心領域を設定し、
前記操作者が設定した前記関心領域と前記断層画像データを用いて、前記関心領域を補正し、
前記補正された関心領域の妥当性を判定し、当該判定結果を前記表示部に表示し、
前記補正された関心領域を用いて、前記胎児の3次元画像の生成を行う、
ことを特徴とする超音波診断画像生成方法。

【請求項12】

請求項11記載の超音波診断画像生成方法であって、
前記処理部は、
前記胎児と胎盤との間の領域部分から、探索の始点となる画素を検出し、
前記開始点を起点として、エネルギーマップを生成し、
前記生成されたエネルギーマップにおいて最小値を辿る最小エネルギー経路を探索し、
探索された前記最小エネルギー経路の妥当性を判定し、
前記最小エネルギー経路を用いて3次元画像の生成処理を行う、
ことを特徴とする超音波診断画像生成方法。

10

【請求項13】

請求項12記載の超音波診断画像生成方法であって、
前記処理部は、
前記最小エネルギー経路の妥当性の判定結果を、前記表示部に表示する、
ことを特徴とする超音波診断画像生成方法。

20

【請求項14】

請求項13記載の超音波診断画像生成方法であって、
前記判定結果を前記表示部に表示する際に、マークの有無、色、形状、あるいは、前記関心領域の枠線の形状、色、線種、断面画像枠の色、メッセージ、数値のいずれか、もしくはそれらの組合せを利用する、
ことを特徴とする超音波診断画像生成方法。

【請求項15】

請求項14記載の超音波診断画像生成方法であって、
前記処理部は、
前記判定結果に基づき、前記操作者へのガイドメッセージを生成し、前記表示部に前記判定結果および前記ガイドメッセージを表示する、
ことを特徴とする超音波診断画像生成方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置における画像生成技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置においては、例えば胎児映像を可視化する手法として、ボリュームレンダリングを用いた3次元(3D)表示機能が搭載されている。3D可視化の際には、レンダリング処理が適用される範囲を限定するための、3D関心領域(以下、3D-ROI:Region Of Interest)設定が必要となる。この3D-ROI設定をできる限り正確に行わないと、3Dで得られる画像において、羊水内の浮遊物や胎盤によってうまく胎児の顔を表示できないといった問題が発生する。そのため、3D-ROIの設定項目が細分化され、正確な設定はできるが、結果的にそこに至るまでの操作が非常に煩雑になっているという現状がある。

40

【0003】

近年、この3D-ROIを自動的に設定、もしくは補正する技術が開示されている。特許文献1には、胎児の輪郭上のある点を医師により指定してもらい、前記輪郭点から胎児の輪郭線を検出して、3D-ROIを設定する技術が開示されている。特許文献2には、胎児と胎盤の間の領域部分である羊水領域の形状が経験則上概ね凸面、または凹面であることから、レ

50

ンダリング処理の開始面をSpline関数により生成することでなめらかな凸面、もしくは凹面を実現し、適切な3D表示を得る技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2012-10965号公報

【特許文献2】特開2011-83439号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

10

上述した先行技術においては、胎児と胎盤の間の領域部分である羊水領域の形状が経験則上概ね凸面、または凹面であることから、従来矩形領域(直線)でしか指定できなかった機能に、レンダリング処理の開始面となるクリッピング面をSpline関数により生成することでなめらかな凸面、もしくは凹面を実現し、適切な3次元表示を得ることを可能とした。しかしながら、生体内の胎児と胎盤の間の領域部分である羊水領域に境界線をひくことが難しいケースが、現実の臨床データでは少なくなく、Spline曲線でレンダリング処理を実施すると胎児の鼻や口が欠けてしまう場合があり、最終的な3D画像を表示するまでの操作が煩雑な場合があった。

【0006】

本発明の目的は、上記の課題を解決し、3D画像を表示するまでの操作の煩雑さを解消することが可能な超音波診断画像生成装置、及び方法を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の目的を達成するため、本発明においては、超音波送受信部と、操作者の入力を入力する入力部と、画像を表示可能な表示部と、超音波送受信部から取得した信号に基づいて、胎児と胎盤の断層画像データを生成し、表示部に断層画像データを表示している状態において、入力部からの入力に従い、胎児と胎盤との間の領域部分を含む関心領域を設定する画像処理部と、操作者が設定した関心領域と断層画像データを用いて、関心領域を補正し、補正された関心領域の妥当性を判定する関心領域補正部と、関心領域補正部での判定結果を提示する提示部と、を具備し、補正された関心領域を用いて、3次元画像の生成を行う超音波診断画像生成装置を提供する。

30

【0008】

また、上記の目的を達成するため、本発明においては、超音波送受信部と、超音波送受信部から取得した信号を処理する処理部と、操作者が入力を行う入力部と、画像を表示可能な表示部とを備える超音波診断画像生成装置における画像生成方法であって、処理部は、超音波送受信部から取得した信号に基づいて、胎児と胎盤の断層画像データを生成し、表示部に断層画像データを表示している状態において、入力部からの操作者からの入力に従い、胎児と胎盤との間の領域部分を含む関心領域を設定し、操作者が設定した関心領域と断層画像データを用いて関心領域を補正し、補正された関心領域の妥当性を判定し、当該判定結果を表示部に表示し、補正された関心領域を用いて胎児の3次元画像の生成を行う超音波診断画像生成方法を提供する。

40

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、好適な3D画像を取得できる。またユーザは、関心領域の設定に成功したか否かを、簡易的かつ直感的に理解することが可能となり、操作性が向上する。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】実施例1の超音波診断画像生成装置の全体構成を示す図である。

【図2】従来手法を説明するための表示画面を示す図である。

【図3】本発明の課題を説明するための表示画面を示す図である。

50

- 【図4】実施例1に係る、3D-ROI補正部の構成の一例を示す図である。
- 【図5】実施例1に係る、3D-ROI補正部のROI算出部を説明するための図である。
- 【図6】実施例1に係る、エネルギーマップ生成部を説明するため図である。
- 【図7】実施例1に係る、エネルギーマップの一例を示す図である。
- 【図8】実施例1に係る、最小エネルギー経路探索部を説明するための図である。
- 【図9】実施例1に係る、最小エネルギー経路探索部を説明するための図である。
- 【図10】実施例1に係る、妥当性判定部を説明するための図である。
- 【図11】実施例1に係る、妥当性判定部を説明するための図である。
- 【図12】実施例1に係る、妥当性判定部を説明するための図である。
- 【図13】実施例1に係る、妥当性判定部の処理フローを示す図である。 10
- 【図14】実施例1に係る、補正された3D-ROIを示す図である。
- 【図15】実施例1に係る、判定結果提示の一例を示す図である。
- 【図16】実施例1に係る、判定結果提示の一例を示す図である。
- 【図17】実施例1に係る、判定結果提示の一例を示す図である。
- 【図18】実施例1に係る、妥当性判定結果の提示位置の一例を示す図である。
- 【図19】実施例2の超音波診断画像生成装置における、3D-ROI生成部の構成の一例を示す図である。
- 【図20】実施例2に係る、妥当性判定部の処理の例を示す図である。
- 【図21】実施例2に係る、妥当性判定部の処理フローを示す図である。
- 【図22】実施例3の超音波診断画像生成装置の全体構成を示す図である。 20
- 【図23】超音波診断装置の3次元的走査によって得られるボリュームデータの一例を示す図である。
- 【図24】超音波診断装置の3D-ROI設定を説明するための図である。
- 【図25】超音波診断装置の3D-ROI設定を説明するための図である。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0011】

本発明の各種の実施例を説明するに先立ち、3D-ROIについて、胎児映像を例に簡単に説明する。図23は超音波診断装置における3次元的走査によって得られた胎児映像23003のボリュームデータの一例を示している。図24の(a)、(b)はそれぞれ図23における断層面23001、23002の画像を示している。23001をAxial面、23002をSagittal面と呼ぶ。図24の(a)に示すようにAxial面での注目領域にROI 24001を設定し、Sagittal面は前記Axial ROIの大きさと同じ領域24002が設定され、それら領域のみを3D-ROIとすることで、ボリュームデータを得る。つまり、3D-ROIはその名の通り立体構造を持つが、図24の(a)、(b)で示すような任意のAxial面、Sagittal面での2次元的なROI 24001、24002を用いて、図25の太線25001で示すような3D-ROIで指定されるボリュームデータを得るケースが一般的である。つまり、最も適切に胎児が表示されている断層面(基本的にはAxial面で判断)にてROIを設定し、それを元に3次元拡張する。3D-ROIによってボリュームデータ作成量を削減でき、リアルタイム性を向上させるとともに、注目領域の周囲にある浮遊物や多重反射等によるノイズを除外することができる。従って、3D画像表示においては非常に重要な機能である。

【0012】

続いて、このような3D画像表示技術における操作性の煩雑さを解消し、レンダリング処理範囲である3D-ROI設定手順を簡素化する本発明の好適な実施例を図面に従い順次説明する。

【実施例1】

【0013】

図1は、実施例1に係る超音波診断画像生成装置の一構成例を示す図である。本実施例の超音波診断画像生成装置によれば、例えば高画質な胎児の3D映像表示を高口バストかつより簡便に得ることが可能となる。

【0014】

本実施例の超音波診断画像生成装置は、探触子1001に接続される超音波送受信部と、操

10

20

30

40

50

作者の操作を入力する入力部と、画像を表示可能な表示部と、超音波送受信部から取得した信号に基づいて、胎児と胎盤の断層画像データを生成し、表示部に断層画像データを表示している状態において、入力部からの入力に従い、胎児と胎盤との間の領域部分を含む関心領域を設定する画像処理部と、操作者が設定した関心領域と断層画像データを用いて、関心領域を補正し、補正された関心領域の妥当性を判定する関心領域補正部と、補正された関心領域の妥当性の判定結果を操作者に提示する提示部とを具備し、補正された関心領域を用いて、胎児の3次元画像の生成を行う。

【0015】

また、本実施例は、超音波送受信部と、超音波送受信部から取得した信号を処理する処理部と、操作者が入力を行う入力部と、画像を表示可能な表示部とを備える超音波診断画像生成装置における画像生成方法であって、処理部は、超音波送受信部から取得した信号に基づいて、胎児と胎盤の断層画像データを生成し、表示部に断層画像データを表示している状態において、入力部からの操作者からの入力に従い、胎児と胎盤との間の領域部分を含む関心領域を設定し、操作者が設定した関心領域と断層画像データを用いて関心領域を補正し、補正された関心領域の妥当性を判定し、当該判定結果を表示部に表示し、補正された関心領域を用いて胎児の3次元画像の生成を行う超音波診断画像生成方法の実施例である。

【0016】

図1の超音波診断画像生成装置において、1001は3次元エコーデータを取得するための超音波振動子による探触子、1002は送信パルスの制御、受信エコー信号の増幅を行う超音波送受信部、1003はアナログ/デジタル(A/D)変換部、1004は多数の振動子からの受信エコーを束ねるために整相加算を行うビームフォーミング(BF)処理部、1005はビームフォーミング処理部1004からのRF信号に対してダイナミックレンジ圧縮、フィルタ処理等、及び走査変換処理を行い断層画像データを生成する画像処理部、1006はユーザ入力部、1007は画像処理部1005の断層データ生成において、3D-ROI設定用のパラメタを設定する制御部である。探触子1001に関しては3Dデータを取得できればよく、フリーハンド方式、メカニカルスキャン方式、2Dアレイプローブ方式、いずれでも構わない。ユーザ入力部1006としては、タッチパネル、キーボード、トラックボール等を用いることができる。操作者によるユーザ入力部1006からの入力は、例えば、点、線、矩形領域、もしくはそれらの組み合わせである。

【0017】

また、1008は関心領域補正部である3D-ROI補正部、1009は断層画像データに対して直交三次元の座標変換を行ってボリュームデータを作成する3D座標変換部、1010は3D座標変換部1009からのボリュームデータを用いて2次元の投影データである3D超音波画像を作成するボリュームレンダリング(VR)処理部、1011はモニタ、1012は3D-ROI補正部1008の補正結果に対する妥当性を提示する提示部である。

【0018】

本実施例の超音波診断画像生成装置において、ユーザ入力部1006、制御部1007、画像処理部1005による3D-ROI設定処理に関しては、本出願人による既出願公報である特許文献2に開示の内容をベースとしている。当該公報においては、胎児と胎盤との間の領域部分である羊水領域の形状が経験則上概ね凸面、または凹面であることから、レンダリング処理の開始面となるクリッピング面をSpline関数により生成することでなめらかな凸面、もしくは凹面を実現し、適切な3次元表示を得ることを可能としている。つまり、従来の矩形領域(直線)でしか指定できなかった機能に曲線の概念を持ち込んだことにより、図3に示すような設定が可能となる。

【0019】

図2において(a)が従来の技術、(b)が特許文献2記載の技術を模式的に示している。同図において、2002、2003は、それぞれ超音波診断画像と、超音波診断画像に映し出される胎児・胎盤の画像を示しており、2001、2004はそれぞれ矩形領域(直線)、Spline関数で生成された領域(曲線)を示す。しかし、図3に示すように、Spline曲線でもきれいに胎

10

20

30

40

50

盤と胎児の間の領域部分である羊水領域に境界線をひくことが難しいケースが、現実の臨床データでは少なくない。図3の例では、Spline曲線3001でレンダリング処理を実施すると胎児2003の鼻や口が欠けてしまう。なお、後で説明するように、同図の3003は、Spline曲線3001を含む点線で囲まれた領域3002中で最も輝度値の低い画素を示している。

【 0 0 2 0 】

本実施例の超音波診断画像生成装置では、図3の様なケースに対して、特許文献2の技術に加えて、画像処理部1005の後段に3D-ROI補正部1008を設けることで、さらなる高機能化を狙うことが可能となる。また、3D-ROI補正部1008で補正された3D-ROIの妥当性を判定し、判定結果をユーザに提示する提示部1012を設けることで、探索の成否をユーザが容易に判断可能となる。

10

【 0 0 2 1 】

なお、本実施例の超音波診断画像生成装置の構成において、画像処理部1005、制御部1007を含み、3D-ROI補正部1008、3D座標変換部1009、VR処理部1009、提示部1012は、システムが内蔵するパーソナルコンピュータ(PC)等の計算機のプログラムを実行する処理部としての中央処理部(CPU)と、プログラムやボリュームデータを記憶するための記憶部で実現できる。この場合、ユーザ入力部1006、モニタ1011は、PCの入力部や表示部であるディスプレイを利用することができる。そこで、本明細書において、画像処理部1005、制御部1007、3D-ROI補正部1008、3D座標変換部1009、VR処理部1009、提示部1012を総称して処理部と呼ぶ。

【 0 0 2 2 】

20

以下、本実施例の超音波診断画像生成装置の主要な機能ブロックである3D-ROI補正部1008、および提示部1012の構成動作の詳細について順次説明する。図4は、3D-ROI補正部1008の構成の一例を示している。図4においては、3D座標変換部1009、提示部1012より後段の構成は図示を省略したが、図1と同様である。同図の点線枠で示す3D-ROI補正部1008において、4001は画像処理部1005から入力される情報・データに基づいて適切なROIを算出するROI算出部、4002は算出されたROIの妥当性を判定する妥当性判定部、4003は前記妥当性判定部4002において判定された結果に基づき、ROIを確定させるROI確定部である。先に述べたように、これらはPC等のCPUなどの処理部のプログラム処理で実現できる。

【 0 0 2 3 】

図5はROI算出部4001の構成の一例を示している。図5において、5001は画像処理部1005からのSpline曲線情報と断層画像データ、5002は受信したSpline曲線上で確実に、胎児と胎盤の間の領域部分である羊水領域と思われる点を検出する開始点検出部、5003はエネルギーマップを生成するエネルギーマップ生成部、5004はエネルギーマップのエネルギー最小値を辿る経路を探索する最小エネルギー経路探索部である。

30

【 0 0 2 4 】

開始点検出部5002は、図3に示すような受信したSpline曲線情報と断層画像データ5001に対して、例えばSpline曲線3001を含む点線で囲まれた領域3002中で、最も輝度値の低い画素3003を開始点として検出する。前記輝度値最小の点が複数ある場合には最初にスキャンされるデータを選択する。これは、一般的に領域部分である羊水領域の輝度レベルは低いことが知られており、またユーザ(医師、検査技師)が設定したSpline曲線3001付近には羊水領域が存在するという想定のものである。また検出の頑健性を高めるために、前処理として断層画像データを平滑化し、局所的な低輝度領域を除去してもよい。加えて、この時点で閾値処理を設け、例えば所定閾値以下の輝度値が一点もない場合には、本補正処理は実施せず、ユーザ既設定のSpline曲線3001そのものを出力するエラー処理を搭載することも出来る(図示せず)。

40

【 0 0 2 5 】

エネルギーマップ生成部5003では、前記開始点3003を起点に、図6に示すように対象画素6001の左(右)側3画素6002のうち、輝度値が最小の画素値を最小エネルギーとして対象画素6001の画素値に加算する。この処理を、前記工程を開始点から画像両端に向けて行い、図7のようなエネルギーマップ7001を生成する。図7において、輝度が低い部分ほどエネ

50

ルギーが小さい領域を示している。

【0026】

また、本実施例においてはエネルギー値として輝度値を用いているが、輝度値に限定されるものではなく、例えば輝度の勾配情報、エッジ量、エントロピー、尤度、HoG、Salien-
cyMap、L1、L2ノルム等、もしくはそれらの組み合わせを利用してもよい。

【0027】

図5の最小エネルギー経路探索部5004は、エネルギー生成部5003で生成されたエネルギー
マップの右(左)端から、図8のように両端の画素のうち最小値となる画素8001および800
2を検出し、探索を開始する。探索の際には、図9に示すように現在画素位置9001に対して
、左(右)側3画素9002のうちエネルギーの最も低い画素を選択する。これにより最小エネ
ルギー経路曲線を探索する。つまり、胎盤と胎児の境界線をひくという課題を、動的計画
法の問題に帰着させている。

【0028】

また、本実施例では探索方向を3画素方向に限定していることにより、線形時間で計算
が可能であることに加え、最小エネルギー経路検出の際に、ユーザ設定のSpline曲線上の
一点を必ず通るという制約を設けていることにより、大幅に演算コストを抑えることが可
能である。

【0029】

以上説明したように、本実施例において、3D-ROI補正部として説明した関心領域補正部
は、胎児と胎盤との間の領域部分から、探索の始点となる画素を検出する開始点検出部と
、開始点を起点として、エネルギーマップを生成するエネルギーマップ生成部と、生成さ
れたエネルギーマップにおいて最小値を辿る最小エネルギー経路を探索する最小エネ
ルギー経路探索部と、探索された前記最小エネルギー経路の妥当性を判定する妥当性判定部と
を含む。言い換えるなら、3D-ROI補正部を含む処理部は、胎児と胎盤との間の領域部分か
ら、探索の始点となる画素を検出し、開始点を起点として、エネルギーマップを生成し、
記生成されたエネルギーマップにおいて最小値を辿る最小エネルギー経路を探索し、探索
された最小エネルギー経路の妥当性を判定している。更に、妥当性判定部が、前記最小エ
ネルギー経路が妥当でないと判定した場合に、提示部は、当該判定結果を表示部に表示さ
せる。言い換えるなら、処理部は、最小エネルギー経路の妥当性の判定結果を、表示部に
表示する。

【0030】

なお、本実施例においては3D-ROI補正部1008におけるROI算出部4001の手法としてエネ
ルギー最小経路を利用しているが、これに限るものではなく、用いるエネルギーによっ
ては最大化も考えられる。また、例えば、ユーザが設定したSpline曲線の各点について垂
直方向に低輝度部を探索する、あるいは、胎盤と胎児の間の典型的曲線モデルを、デー
タベースを用いた機械学習等で生成し、適切な曲線を算出する等の手法を用いてもよい。
また、エネルギーマップ生成時及び最小エネルギー経路探索時、共に周囲3画素のエネル
ギー値を判定対象としているが、当然ながらこれに限るものではない。

【0031】

次に、図4の3D-ROI補正部1008の妥当性判定部4002について説明する。妥当性判定部400
2では、生成された最小エネルギー経路曲線の妥当性を判定する。例えば、ユーザが設定
したSpline曲線と、生成された最小エネルギー経路曲線との最大距離を検出し、最大距離
が所定閾値未満の場合には妥当性ありと判定する。一方、所定閾値以上の場合には、妥
当性なしと判定し、Spline曲線をそのまま使用する。つまり、例えば図10に示すように、
一点鎖線で示すユーザが設定したSpline曲線10001と、本実施例の構成で得られた破線
で示す最小エネルギー経路曲線10002の最大距離10003が所定閾値以上である場合には、生
成した最小エネルギー経路曲線10002は使用せず、ユーザが設定したSpline曲線10001をROI
曲線として使用する。

【0032】

もしくは、図11に示すように閾値を2種類設け、同図の下段に示す最大距離がTH1 11001

10

20

30

40

50

未満であった場合でも、ユーザが設定したSpline曲線11003と生成した最小エネルギー経路曲線11004の距離が、TH2 11002以上である場合には、生成した最小エネルギー経路曲線11004の該当範囲を差がTH2となるように変形して、実線で示す曲線11005としてもよい。すなわち、TH2はユーザが設定したSpline曲線からの変動許容量として扱ってもよい。

【0033】

ここで、TH1およびTH2はユーザが設定したspline曲線の上下で異なる値でも構わない。すなわち、図12の下段に示すように、spline曲線上部の閾値をTH1_1 12001、TH2_1 12002、下部の閾値をTH1_2 12003、TH2_2 12004として、実線で示す曲線12005としてもかまわない。図12下段中の破線で示す曲線12006は、生成した最小エネルギー経路曲線11004と、ユーザが設定したSpline曲線11003と差dを示している。この場合、図4の妥当性判定部4002は、本実施例の超音波診断画像生成装置においては、例えば、図13のようなフローチャートに基づいて妥当性を判定する(S13001)。

【0034】

図13においては、ユーザが設定したSpline曲線11003と生成した最小エネルギー経路曲線11004の最大距離ではなく、破線で示す曲線12006である差dと閾値との関係を利用して妥当性を判定することに注意されたい。すなわち、最小エネルギー経路曲線11004とSpline曲線11003との最大の差が、閾値TH1_1とTH2_2の間にあれば、妥当性があると判定される。これらの閾値は、たとえば、患者の妊娠週数、前回検診時の計測結果等から推定される胎児領域の大きさに基づいて決定してもよい。

【0035】

なお、本実施例においては、妥当性判定部4002の判定手段としてユーザ設定のSpline曲線10001や11003と、生成した最小エネルギー経路曲線10002や11004との距離や差を判定情報としているが、これに限るものではなく、分散値等を用いた曲線の類似度を測る手法やエネルギー値自体から判定する手法を用いても良い。

【0036】

次に、図4のROI確定部4003について説明する。ROI確定部4003は、断面画像内におけるROI領域を用いて、3次元の領域を生成する。前記のROI曲線(Axial ROI)上の任意の複数点を選択し、それらの点を起点として、前記ROI曲線と直行する方向に対する関心領域曲線(Sagittal ROI)をAxial ROIと同様に生成する。前記Axial ROIと、複数Sagittal ROIにより、3D-ROIを生成する。具体的には、図14に示すように、Axial ROI 14001上の各点を開始点とし、Sagittal ROI 14002を探索する。この時、Axial ROI 14001上の開始点はどのような間隔であってもよいが、ROI設定のない点に関しては、ベジェ曲面を利用した補間を行う。ベジェ曲面を利用することにより、滑らかな3D-ROIが生成可能である。

【0037】

次に、本実施例の超音波診断映像処理システムの提示部1012について説明する。提示部1012は、探索された曲線15001の妥当性判定部4002の判定結果に基づき、表示部を使ってユーザに判定結果を提示する。この判定結果は、言い換えるなら探索された曲線15001で囲われた領域が適切に胎児領域を包含するか否かを示している。

【0038】

妥当性の有無の提示方法について、たとえば、モニタ1011の表示画面に、マークの有無、形状、色、断面画像の枠の色、補正曲線の色、メッセージ、またこれらの組合せを表示することが考えられる。すなわち、判定結果の提示方法として、マークの有無、色、形状、あるいは、関心領域の枠線の形状、色、線種、断面画像枠の色、メッセージ、数値のいずれか、もしくはそれらの組合せを利用する。また、判定結果の提示位置として、断面画像枠内、断面画像枠外、3次元画像枠内、もしくはそれらの組合せを利用する。

【0039】

図15の(a)、(b)、(c)は妥当性の有無についてマークを利用した場合の一例である。いずれも左側が妥当性有の場合、右が妥当性なしの場合の提示例である。図15の(a)は、マーク15002の有無、図15の(b)は、マークの緑色、灰色等の色の違い(なお、図示の都合上、色に違いはモノクロ模様の違いで示してある。以下同様。)、図15の(c)

10

20

30

40

50

は、マークの○×等の形状と色の違いを用いている。また、図16の(a)、(b)、(c)は探索された曲線16001の妥当性の有無について、図16の(a)は曲線16001の線の色の違い、図16の(b)は曲線16001の線種の違い、図16の(c)は断面画像枠線16002の色の違いを用いた時の一例である。いずれも左側が妥当性有の場合、右が妥当性なしの場合の提示例である。図16の各例に限らず、ユーザが妥当性の有無を判定しやすいように、曲線や断面画像枠線の色や線種を適宜組み合わせる提示することができる。

【0040】

マークや線の色、線種等を利用する場合、モニタ画面上に占める割合が小さいため、既存の表示領域を隠ぺいしにくい利点がある。一方で、ユーザは前記マークや線の色、形状が何を意味しているのか事前に学習する必要がある。

10

【0041】

図17の(a)、(b)は妥当性の有無について、図17の(a)はメッセージ17001を提示する場合の一例、図17の(b)は数値17002を表示する例である。いずれも左側が妥当性有の場合、右が妥当性なしの場合の提示例である。メッセージや数値を提示する場合、ユーザに対して変化が分かりやすく、事前の学習を必要としないという利点があるが、表示に要する面積が大きく、文章であるため直感的な理解が難しい。

【0042】

図18は、妥当性の提示位置についての一例である。18001は図1のモニタ1011の表示範囲、18002は断層画像もしくは3D画像、18003および18004は妥当性の提示位置の例である。断層画像もしくは3D画像表示枠内18003、画像表示枠外18004、その他ランプ等の利用(図示せず)、およびこれらの組合せが考えられる。図18においては、妥当性の提示位置を画像内右下、画像外下部としているが、もちろんこれに限るものではない。また、表示される画像の枚数が変化した場合は、それぞれの画像について判定結果を提示するようにしてもよいし、代表して1か所のみ提示するようにしてもよい。

20

【0043】

以上のように、本実施例の超音波診断画像生成装置によれば、より好適な3D胎児映像を取得できる。またユーザは、探索に成功したか否かを、簡易的かつ直感的に理解することが可能となり、操作性が向上する。

【実施例2】

【0044】

実施例2は、ROIが適切に補正されなかった場合において、ユーザに次にどのような行動をとればよいかを理解させ、より簡便にROIを設定することが可能な超音波診断画像生成装置の実施例である。すなわち、関心領域補正部である3D-ROI補正部の判定結果に基づき、操作者へのガイドメッセージを生成するガイドメッセージ生成部を備え、提示部は、妥当性およびガイドメッセージを操作者に提示する超音波診断画像生成装置の実施例であり、更に好適な態様において、ガイドメッセージ生成部は、妥当性判定部の判定基準を用いる超音波診断画像生成装置の実施例である。本実施例の超音波診断画像生成装置は、判定結果に基づき、操作者へのガイドメッセージを生成し、表示部に判定結果およびガイドメッセージを表示する。

30

【0045】

装置の全体構成は、実施例1同様、図1で表される。本実施例が実施例1と異なる点は、3D-ROI補正部1008内に、新たにガイドメッセージ生成部を設けることにある。なお、このガイドメッセージ生成部は、実施例1の3D-ROI補正部1008同様、PCのCPUなどの処理部のプログラム処理で実現できる。

40

【0046】

図19は、実施例2の超音波診断映像処理システムにおける3D-ROI補正部1008の一構成例を示す図である。図19において、図1に示した構成要素と同一の要素に関しては、図4等と同様、図示の省略や、図示しても同一の符号を付してその説明を省略した。図19において、妥当性判定部4002は判定結果および判定基準をガイドメッセージ生成部19001に送信する。ガイドメッセージ生成部19001は、受信した判定結果および判定基準に基づいて具体

50

的なガイドメッセージ、すなわちユーザの次の行動案を生成する。また、提示部1012は、先に説明した判定結果に加えて、ガイドメッセージ生成部19001が生成したガイドメッセージをモニタ1011に提示する。

【0047】

本実施例において、妥当性判定部4002は、たとえば図20に示すように、探索された曲線20001が図12に示した上部閾値を超えたことにより妥当性なしと判定された場合、ガイドメッセージ生成部19001に判定結果（妥当性なし）とともに、判定理由・判定基準として上部閾値超過であることを送信する。ガイドメッセージ生成部19001は、妥当性判定部4002からの判定理由「上部閾値超過」に基づき、「ユーザが設定したSpline曲線20002が胎児に対して過度に下方に設定されている可能性がある」というガイドメッセージを生成することができる。

10

【0048】

図21は、本実施例における妥当性判定部4002の判定フローである。本実施例の判定フローにおいては、実線で示す生成した最少エネルギー経路曲線20002と一点鎖線で示すユーザが設定したSpline曲線20001との差dが、下部の閾値TH1_2と上部の閾値TH1_1との間にあるか否か判定し（S21001）、YESの場合、「妥当性あり」とし、NOの場合、当該差dが上部の閾値TH1_1未満か否かを判定し（S21002）、YES、NOに応じて、「下部閾値超過」、「上部閾値超過」とする。

【0049】

また、ガイドメッセージ生成部19001では、妥当性判定部4002とは同じ判定基準を用いることなく、異なる判定基準を用いてガイドメッセージを生成してもよい。たとえば、上記の「上部閾値超過」時、経路のエネルギー総和を判定基準として追加する。エネルギー総和が所定値よりも大きい場合、探索自体に失敗していると判断し、「異なる断層画像を入力してください」等、異なるガイドメッセージを生成する。なお、エネルギー総和以外にも、分散値等を用いてもかまわない。

20

【0050】

以上説明した本実施例において生成されるガイドメッセージとしては、閾値の変更、ゲインの調整（コントラスト調整）、ズーム、胎児の位置調整等および、これらの組合せが考えられる。また、図示しないが、開始点検出時、検出された開始点の輝度が高い場合にも、その旨を提示可能であることは言うまでもない。以上のように、本実施例によれば、探索に失敗した場合でも、ユーザは次にどのような行動をとればよいかを理解でき、より簡便にROIを設定することができる。

30

【実施例3】

【0051】

実施例3は、患者に不安感を与えることなく、ユーザが妥当性判定結果およびガイドメッセージを閲覧することが可能な超音波診断映像処理システムの実施例である。図22は、本実施例の超音波診断画像生成装置の一構成例を示す図である。

【0052】

同図において、図1および図18に示した実施例1、実施例2の構成要素と同一の要素に関しては、同一の符号を付してその説明を省略する。本実施例が実施例2と異なる点は、妥当性判定結果およびガイドメッセージを、第2表示部である第2モニタ22001に表示するようにした点である。すなわち、表示部であるモニタ1011とは異なる第2表示部を備え、この第2表示部は、妥当性およびガイドメッセージを表示する。

40

【0053】

超音波診断装置における診察では、患者も診断装置の第1表示部であるモニタ1011を見ることが多いため、この第1表示部に、特にメッセージによる提示がなされた場合、患者に不安感を与えてしまう恐れがある。そのため、実施例2における妥当性に関する提示を、実施例3では、ユーザのみが閲覧できる第2表示部である第2モニタ22001に提示する。この第2モニタ22001としては、専用のディスプレイ端末、タブレット、スマートフォンなどが考えられる。第2モニタ22001には、妥当性判定結果、ガイドメッセージのほか

50

、断層画像、3D画像、妥当性なしと判定された補正曲線等を表示するようにしてもよい。

【 0 0 5 4 】

本実施例によれば、例えば、患者に不安感を与えることなく、ユーザが妥当性判定結果および修正案を閲覧することが可能である。

【 0 0 5 5 】

なお、本発明は上記した実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施例は本発明のより良い理解のために詳細に説明したのであり、必ずしも説明の全ての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることが可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることが可能である。

10

【 0 0 5 6 】

更に、上述した各構成、機能、処理部等は、それらの一部又は全部を実現するCPU等のプログラムを作成する例を説明したが、それらの一部又は全部を例えば集積回路で設計する等によりハードウェアで実現しても良いことは言うまでもない。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 7 】

- 1001 探触子
- 1002 超音波送受信部
- 1003 アナログ/デジタル(A/D)変換部
- 1004 ビームフォーミング(BF)処理部
- 1005 画像処理部
- 1006 ユーザ入力部
- 1007 制御部
- 1008 3D-ROI補正部
- 1009 3D座標変換部
- 1010 ボリュームレンダリング (VR)処理部
- 1011 モニタ
- 1012 提示部
- 2001 矩形領域
- 2002 超音波診断画像
- 2003 胎児・胎盤の画像
- 2004 Spline関数で生成された領域
- 3001、10001、11003、20002 Spline曲線
- 3002 領域
- 3003 開始点
- 4001 ROI算出部
- 4002 妥当性判定部
- 4003 ROI確定部
- 5001 Spline曲線情報と断層画像データ
- 5002 開始点検出部
- 5003 エネルギーマップ生成部
- 5004 最小エネルギー経路探索部
- 6001 対象画素
- 6002 判定画素
- 7001 エネルギーマップ
- 8001 エネルギーマップ右端の最小値画素
- 8002 エネルギーマップ左端の最小値画素
- 9001 現在画素位置
- 9002 候補画素

20

30

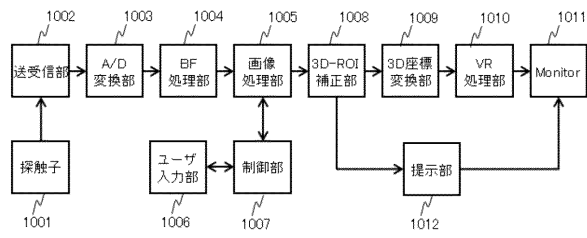
40

50

10002	経路曲線	
10003	最大距離	
11001	閾値1	
11002	閾値2	
11004	最小エネルギー経路曲線	
11005	変形されたエネルギー経路曲線	
12001、12002	上部閾値1、2	
12003、12004	下部閾値2、1	
12005	経路曲線	
14001	Axial面関心領域	10
14002	Sagittal面関心領域	
15001、16001	探索された曲線	
15002	判定マーク	
16002	断面画像枠線	
17001	メッセージ	
17002	数値	
18001	表示範囲	
18002	断層画像もしくは3D画像	
18003	画像表示枠内提示位置	
18004	画像表示枠外提示位置	20
19001	ガイドメッセージ生成部	
20001	最小エネルギー経路曲線	
22001	第二モニタ	
23001	Axial面	
23002	Sagittal面	
24001	Axial面関心領域	
24002	Sagittal面関心領域	
25001	3D-ROIによるボリュームデータ	

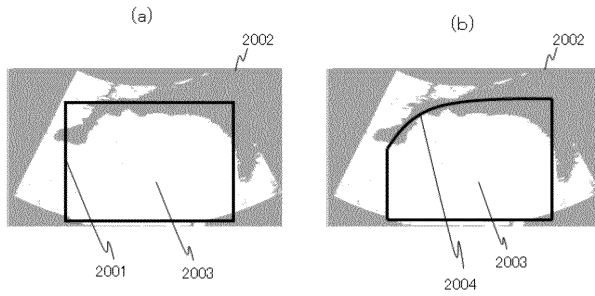
【図1】

図1



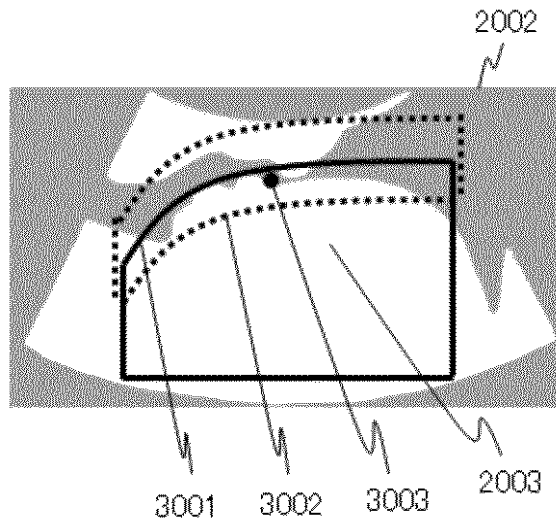
【図2】

図2



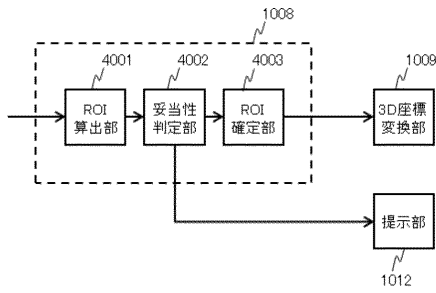
【図3】

図3



【図4】

図4



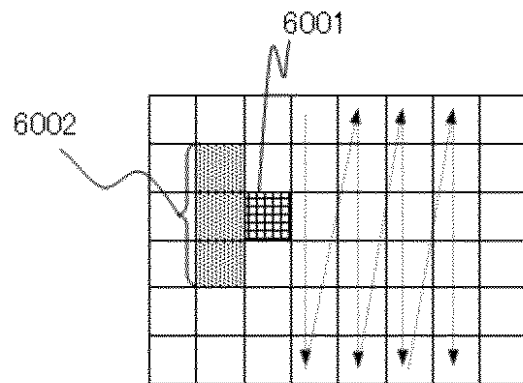
【図5】

図5



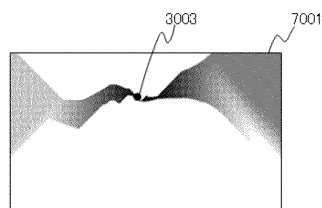
【図6】

図6



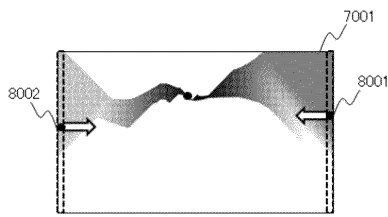
【図7】

図7



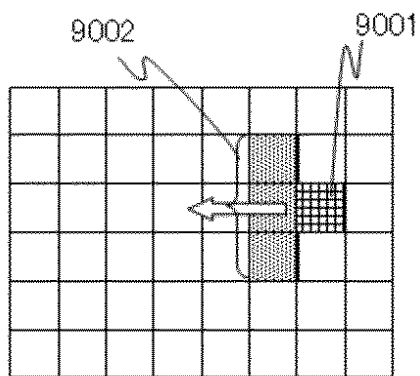
【図 8】

図8



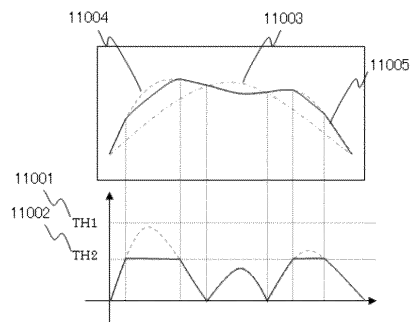
【図 9】

図9



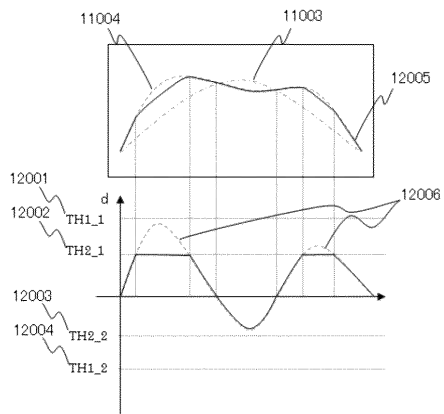
【図 11】

図11



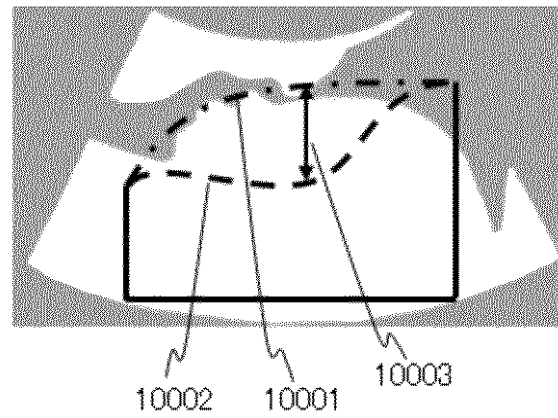
【図 12】

図12



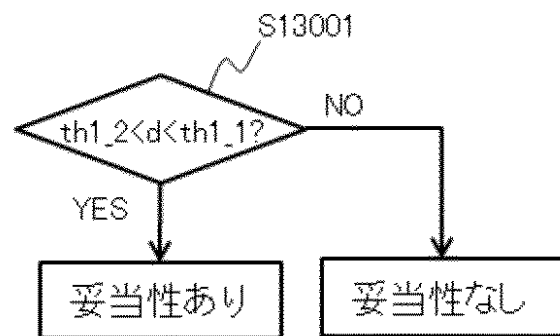
【図 10】

図10



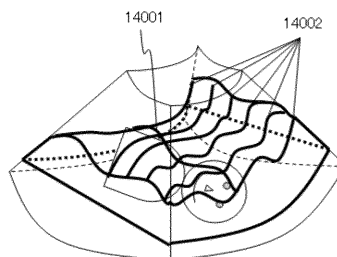
【図 13】

図13

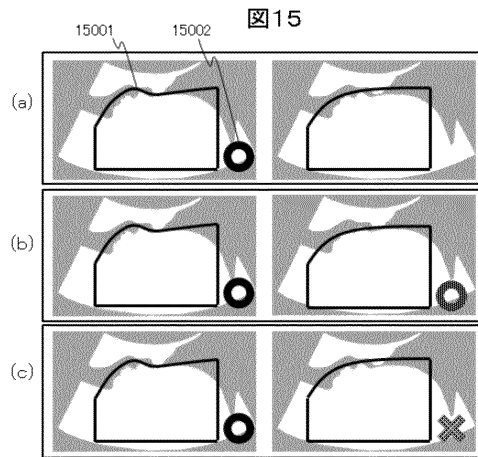


【図 14】

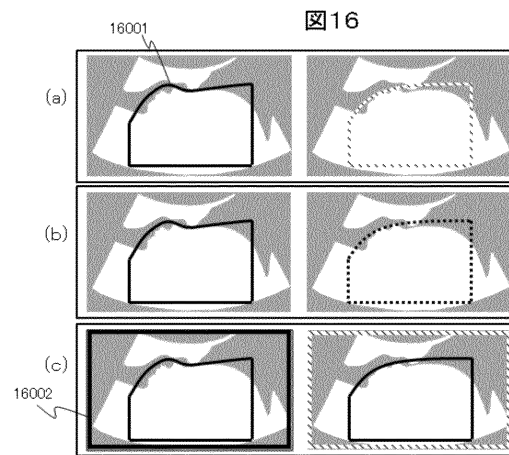
図14



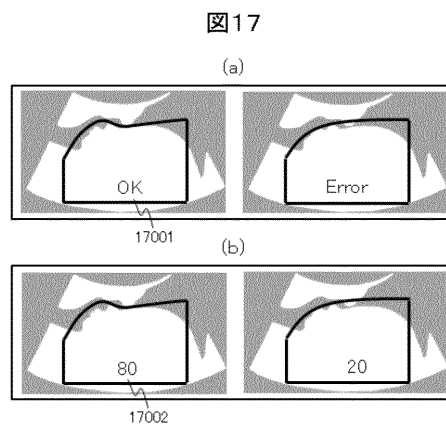
【図15】



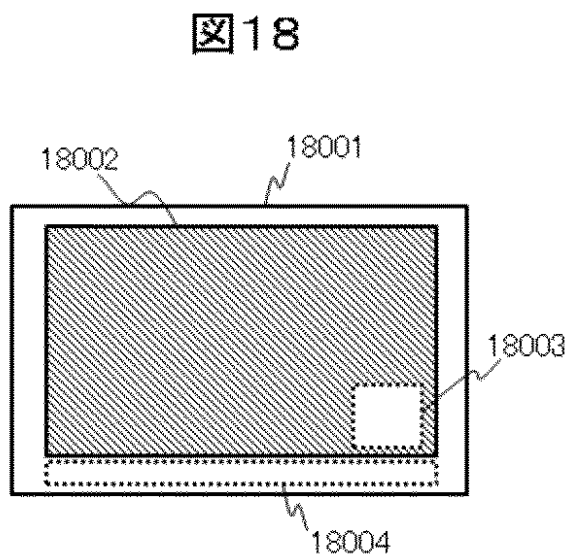
【図16】



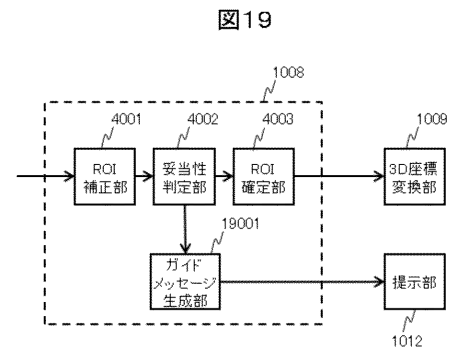
【図17】



【図18】

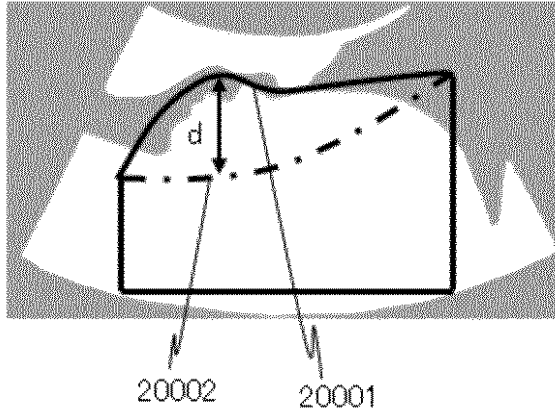


【図19】



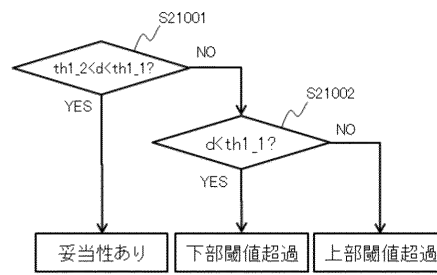
【図20】

図20



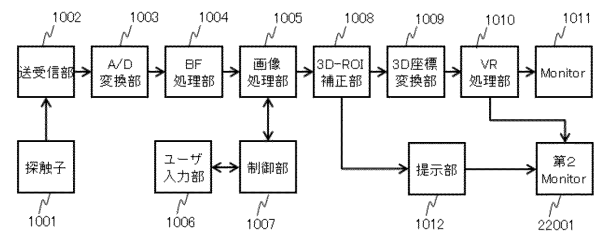
【図21】

図21



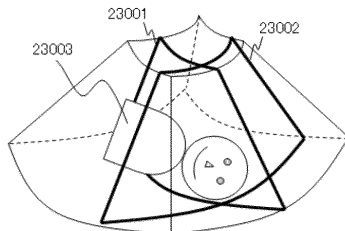
【図22】

図22



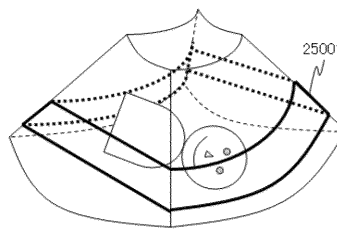
【図23】

図23



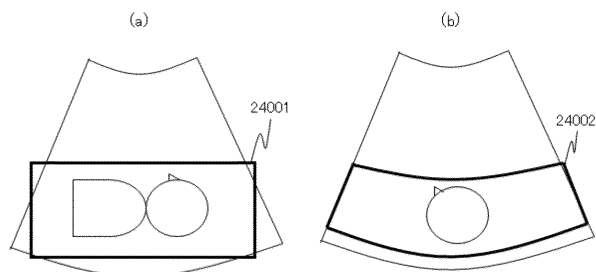
【図25】

図25



【図24】

図24



フロントページの続き

- (72)発明者 前田 俊徳
東京都三鷹市牟礼六丁目２番１号 日立アロカメディカル株式会社内
- (72)発明者 永瀬 優子
東京都三鷹市牟礼六丁目２番１号 日立アロカメディカル株式会社内
- (72)発明者 村下 賢
東京都三鷹市牟礼六丁目２番１号 日立アロカメディカル株式会社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開２０１１－０８３４３９（ＪＰ，Ａ）
特開２００６－２３１０３５（ＪＰ，Ａ）
特開２０１３－１４１５１５（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２０１３／０２７５２６（ＷＯ，Ａ１）

- (58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断图像生成装置和方法		
公开(公告)号	JP6196951B2	公开(公告)日	2017-09-13
申请号	JP2014169438	申请日	2014-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	野口喜実 荻野昌宏 柴原琢磨 前田俊徳 永瀬優子 村下賢		
发明人	野口 喜実 荻野 昌宏 柴原 琢磨 前田 俊徳 永瀬 優子 村下 賢		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/BB17 4C601/DD09 4C601/EE11 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK31		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2016043039A5 JP2016043039A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：简化渲染处理范围（3D-ROI）的设置过程，并解决在显示3D图像之前的麻烦可操作性。超声波收发器单元1002，用于输入操作者输入的用户输入单元1006，能够基于从超声波收发器单元获取的信号显示图像，胎儿和胎盘故障的监视器1011图像处理单元1005，用于在显示单元上显示断层图像数据的状态下根据来自输入单元的输入生成图像数据并设置包括胎儿和胎盘之间的区域部分的关注区域，3D-ROI校正单元1008，用于使用由操作者设置的感兴趣区域和断层图像数据校正感兴趣区域并确定校正的感兴趣区域的有效性，3D-ROI校正单元1008用于校正3D-的确定结果呈现用于呈现的呈现单元1012，并且使用校正的感兴趣区域生成胎儿的3D图像。点域1

(19) 日本国特許庁 (JP) (12) 特 許 公 報 (B2) (11) 特許番号
特許第6196951号
(P6196951)

(45) 発行日 平成29年9月13日 (2017. 9. 13) (24) 登録日 平成29年8月25日 (2017. 8. 25)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006. 01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 15 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2014-169438 (P2014-169438)	(73) 特許権者	000005108 株式会社日立製作所
(22) 出願日	平成26年8月22日 (2014. 8. 22)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(65) 公開番号	特開2016-43039 (P2016-43039A)	(74) 代理人	110000350 ボレール特許業務法人
(43) 公開日	平成28年4月4日 (2016. 4. 4)	(72) 発明者	野口 喜実 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
審査請求日	平成28年9月28日 (2016. 9. 28)	(72) 発明者	荻野 昌宏 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
		(72) 発明者	柴原 琢磨 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
最終頁に続く			

(54) 【発明の名称】 超音波診断画像生成装置、及び方法