

(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2008-178662

(P2008-178662A)

(43) 公開日 平成20年8月7日(2008.8.7)

(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 14 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2007-238217 (P2007-238217)
 (22) 出願日 平成19年9月13日 (2007. 9. 13)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-353931 (P2006-353931)
 (32) 優先日 平成18年12月28日 (2006. 12. 28)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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 100081411
弁理士 三澤 正義

(72) 発明者 浜田 賢治
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE11 JC26 JC37 KK22

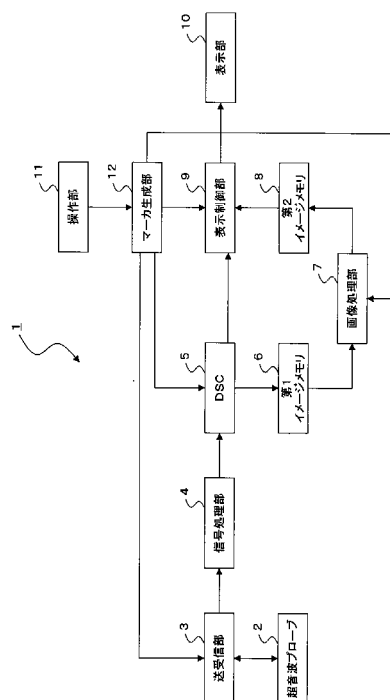
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 関心領域（ROI）に含まれる3次元画像を簡便に表示することが可能な超音波画像取得装置を提供する。

【解決手段】表示制御部 9 は断層像を表示部 10 に表示させ、更に、3 次元の走査範囲を示す第 1 のマーカと、3 次元画像データを生成する範囲（レンダリング処理を施す範囲）を示す第 2 のマーカとを、断層像に重ねて表示部 10 に表示させる。第 2 のマーカは、操作者の指示に従って断層像上で回転可能となっている。送受信部 3 は、第 1 のマーカに基づいて特定された 3 次元の走査範囲を超音波プローブ 2 によって走査する。画像処理部 7 は、その走査によって取得されたデータのうち、第 2 のマーカに基づいて特定された範囲に含まれるデータにレンダリング処理を施すことで 3 次元画像データを生成する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送信し、前記被検体からの反射波を受信するスキャン手段と、
前記反射波に基づいて断層像データを生成する画像生成手段と、
第 1 のマーカと第 2 のマーカとを生成するマーカ生成手段と、
前記断層像データに基づく断層像を表示部に表示させ、前記第 1 のマーカの範囲に前記
第 2 のマーカを含ませて、前記第 1 のマーカと前記第 2 のマーカとを前記断層像に重ねて
前記表示部に表示させる表示制御手段と、
を備え、

前記スキャン手段は、前記第 1 のマーカに基づいて特定される範囲を超音波でスキャン
し、

前記画像生成手段は、そのスキャンによって取得されたデータのうち、前記第 2 のマー
カに基づいて特定される範囲に含まれるデータに基づいて 3 次元画像データを生成するこ
とを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記マーカ生成手段は、前記第 2 のマーカの回転指示に従って回転させた新たな第 2 の
マーカを生成し、

前記表示制御手段は、前記新たな第 2 のマーカを前記断層像に重ねて前記表示部に表示
させ、

前記スキャン手段は、前記第 1 のマーカに基づいて特定される範囲を超音波でスキャン
し、

前記画像生成手段は、そのスキャンによって取得されたデータのうち、前記新たな第 2
のマーカに基づいて特定される範囲に含まれるデータに基づいて 3 次元画像データを生成
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】

前記スキャン手段は、前記第 1 のマーカに基づいて特定される 3 次元の範囲を超音波で
スキャンし、

前記画像生成手段は、前記第 2 のマーカに基づいて特定される 3 次元の範囲に含まれる
データに基づいて 3 次元画像データを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 の
いずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記スキャン手段は、前記第 2 のマーカの移動に応じて、超音波によってスキャンする
範囲を変えてスキャンを行なうことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載
の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記スキャン手段は、前記第 2 のマーカの移動に応じて、前記スキャンする範囲のうち
、超音波の送信方向に略直交する方向の範囲を変えてスキャンを行なうことを特徴とする
請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記スキャン手段は、前記第 2 のマーカの移動に応じて、超音波を送信する深さを変え
てスキャンを行なうことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記マーカ生成手段は、前記第 2 のマーカの移動に応じて範囲を変えた新たな第 1 のマ
ーカを生成し、

前記表示制御手段は、前記新たな第 1 のマーカを前記表示部に表示させ、

前記スキャン手段は、前記新たな第 1 のマーカに基づいて特定される範囲を超音波でス
キャンすることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 1 のマーカは、超音波の送信方向に沿った辺を有し、

前記マーカ生成手段は、前記第 2 のマーカの端部近傍に前記第 1 のマーカの超音波の送

10

20

30

40

50

信方向に沿った辺が位置するように範囲を変えた新たな第 1 のマーカを生成することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記第 1 のマーカは、超音波の送信方向に略直交する辺を有し、

前記マーカ生成手段は、前記第 2 のマーカにおける前記送信方向の最深部の近傍に、前記略直交する辺のうち前記送信方向における深さが深い辺が位置するように範囲を変えた第 1 のマーカを生成することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記マーカ生成部は、前記第 1 のマーカの範囲の変化に応じて範囲を変えた新たな第 2 のマーカを生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

前記マーカ生成手段は、前記第 2 のマーカが回転させられ、さらに前記第 1 のマーカの範囲が変えられた場合に、前記第 1 のマーカの範囲の変化に応じて前記回転させられる前の第 2 のマーカの範囲を変え、その範囲が変えられた第 2 のマーカを前記回転させた新たな第 2 のマーカを生成することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記マーカ生成部は、矩形形状又は楕円形状を有する前記第 2 のマーカを生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 11 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

20

コンピュータに、

被検体に対する超音波の送信によって取得された前記被検体からの反射波を受け付け、前記反射波に基づいて断層像データを生成する断層像データ生成機能と、

第 1 のマーカと第 2 のマーカを生成するマーカ生成機能と、

前記断層像データに基づく断層像を表示部に表示し、前記第 1 のマーカの範囲に前記第 2 のマーカを含ませて、前記第 1 のマーカと前記第 2 のマーカとを前記断層像に重ねて前記表示部に表示させる表示制御機能と、

前記第 1 のマーカに基づいて特定される範囲を超音波でスキャンすることで取得されたデータのうち、前記第 2 のマーカに基づいて特定される範囲に含まれるデータに基づいて 3 次元画像データを生成する 3 次元画像データ生成機能と、

30

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 14】

前記マーカ生成機能は、前記第 2 のマーカの回転指示に従って回転させた新たな第 2 のマーカを生成し

前記表示制御機能は、前記新たな第 2 のマーカを前記断層像に重ねて前記表示部に表示させ、

前記 3 次元画像データ生成機能は、前記第 1 のマーカに基づいて特定された範囲をスキャンすることで取得されたデータのうち、前記新たな第 2 のマーカに基づいて特定される範囲に含まれるデータに基づいて 3 次元画像データを生成することを特徴とする請求項 13 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、観察対象の 3 次元画像を取得する超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

被検体の 3 次元画像データを生成して表示することが可能な超音波診断装置が知られている。

【0003】

50

3次元画像はボリュームレンダリングなどの画像処理方法によって生成されて画面に表示される。しかしながら、観察したい領域（関心領域（ROI））の周辺に不要な部分が存在すると、その不要な部分が遮蔽物となり、関心領域に含まれる3次元画像を観察することが困難になる。そこで、従来においては、関心領域に含まれない不要な画像を除去することが行われている。例えば、3次元画像を表示する範囲を調整し、又は、3次元画像を回転させながら1平面ずつ不要な画像を除去することが行われている（例えば特許文献1）。

【0004】

ここで、3次元画像を表示するための従来手法について図9及び図10を参照して説明する。図9及び図10は、従来において、関心領域（ROI）に含まれる3次元画像を表示するための手法を説明するための画面の図である。ここでは、胎児の3次元画像を取得して表示する場合について説明する。

10

【0005】

従来においては、まず、超音波プローブを用いて被検体を撮影することで、2次元画像データとしての断層像データを取得する。そして、図9に示すように、断層像100を表示部に表示する。この断層像100には、胎児の画像101が含まれている。そして、3次元画像データを取得する前に、この断層像100上で関心領域（ROI）を設定する。

【0006】

例えば、断層像100上に3次元の走査範囲を指定するためのマーカ102と、レンダリング処理を行って3次元画像を生成する範囲を指定するためのマーカ103を表示する。図9に示す例では、コンベックスキャンを実施するため、マーカ102は扇型の形状を有している。また、レンダリング処理を行う範囲を示すマーカ103は、矩形状の形状を有している。マーカ103の位置や大きさは、マーカ102の位置や形状の変化に伴って変化する。操作者がマーカ102の位置や大きさを任意に変えると、その変化に連動してマーカ103の位置や大きさも変化するようになっている。

20

【0007】

以上のようにマーカ102とマーカ103とが断層像上に設定されると、マーカ102によって指定された3次元の範囲を超音波で走査する。そして、その走査で取得されたデータのうち、マーカ103によって指定された範囲内のデータにレンダリング処理を行うことで、マーカ103で指定された範囲に含まれる3次元画像データを生成する。

30

【0008】

マーカ103が示す範囲に胎児の画像101が含まれて、そのマーカ103が示す範囲に不要な画像が含まれていなければ、胎児の3次元画像が表示される。しかしながら、従来の方法では、マーカ103が示す範囲内に胎児の画像101以外の画像が残ってしまい、胎児の3次元画像を適切に表示することが困難であった。

【0009】

そして、従来においては、遮蔽物を取り除くために、3次元画像を画面上で回転させながら、視点と関心領域（ROI）との間に存在する画像を除去して、関心領域（ROI）に含まれる3次元画像の可視化を図っていた。

【0010】

例えば、図10に示すように、断層像100上にカットプレーンライン104を設定し、視点とカットプレーンライン104との間に存在する画像を除去することで、残った画像を3次元的に表示していた。この操作は、3次元画像を回転させて1平面ずつカットプレーンライン104を設定する必要がある。従って、ある視線方向から見てカットプレーンラインを設定して画像を除去した後、3次元画像を回転させて別の視線方向から見てカットプレーンラインを設定して画像を除去し、さらに別の視線方向から見てカットプレーンラインを設定して画像を除去する必要がある。そして、図10に示す3次元画像105が最終的に胎児を表すように、上記の操作を何回も繰り返す必要があった。

40

【0011】

【特許文献1】特開2006-223712号公報

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

断層像100を表示している段階から3次元画像105を表示する際に、不要な部分が除去された3次元画像を表示したいという要望がある。しかしながら、カットプレーンラインの調整では他面のカットができないため、あらゆる方向から見てカットプレーンラインを何回も繰り返して設定しなければならない。そのため、操作が煩雑になり、簡便な操作で所望の3次元画像を表示することができなかった。さらに、カットプレーンラインの操作を何回も行つて胎児などの対象物を抽出するためには、熟練した技量が要求されるため、簡便にその対象物を抽出できない問題がある。また、ボックスによって画像を除去する場合であっても、不要部分が残る。そのため、3次元画像を表示してから、その不要部分を除去する必要があった。このように従来技術においては、操作が煩雑になり、簡便な操作で所望の対象物を抽出することが困難であった。そのため、短時間で所望の3次元画像（関心領域に含まれる3次元画像）を抽出することは困難であった。

10

【0013】

この発明は上記の問題を解決するものであり、関心領域（ROI）に含まれる3次元画像を簡便に表示することが可能な超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

20

請求項1に記載の発明は、被検体に対して超音波を送信し、前記被検体からの反射波を受信するスキャン手段と、前記反射波に基づいて断層像データを生成する画像生成手段と、第1のマーカと第2のマーカとを生成するマーカ生成手段と、前記断層像データに基づく断層像を表示部に表示させ、前記第1のマーカの範囲に前記第2のマーカを含ませて、前記第1のマーカと前記第2のマーカとを前記断層像に重ねて前記表示部に表示させる表示制御手段と、を備え、前記スキャン手段は、前記第1のマーカに基づいて特定される範囲を超音波でスキャンし、前記画像生成手段は、そのスキャンによって取得されたデータのうち、前記第2のマーカに基づいて特定される範囲に含まれるデータに基づいて3次元画像データを生成することを特徴とする超音波診断装置である。

また、請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置であつて、前記マーカ生成手段は、前記第2のマーカの回転指示に従つて回転させた新たな第2のマーカを生成し、前記表示制御手段は、前記新たな第2のマーカを前記断層像に重ねて前記表示部に表示させ、前記スキャン手段は、前記第1のマーカに基づいて特定される範囲を超音波でスキャンし、前記画像生成手段は、そのスキャンによって取得されたデータのうち、前記新たな第2のマーカに基づいて特定される範囲に含まれるデータに基づいて3次元画像データを生成することを特徴とする。

30

また、請求項13に記載の発明は、コンピュータに、被検体に対する超音波の送信によって取得された前記被検体からの反射波を受け付け、前記反射波に基づいて断層像データを生成する断層像データ生成機能と、第1のマーカと第2のマーカを生成するマーカ生成機能と、前記断層像データに基づく断層像を表示部に表示し、前記第1のマーカの範囲に前記第2のマーカを含ませて、前記第1のマーカと前記第2のマーカとを前記断層像に重ねて前記表示部に表示させる表示制御機能と、前記第1のマーカに基づいて特定される範囲を超音波でスキャンすることで取得されたデータのうち、前記第2のマーカに基づいて特定される範囲に含まれるデータに基づいて3次元画像データを生成する3次元画像データ生成機能と、を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

40

【発明の効果】

【0015】

この発明によると、第1のマーカによって特定される範囲を超音波でスキャンし、第2のマーカによって特定される範囲に含まれるデータに基づいて3次元画像データを生成することにより、従来技術によりも、診断に不要な画像を簡便に除去して、関心領域に含ま

50

れる３次元画像を得ることができる。

また、この発明によると、３次元画像データを生成する範囲を示す第２のマーカを回転させることができるため、断層像に表されている撮影対象の形状に合わせて、その範囲を指定することが可能となる。そのことにより、従来技術よりも、診断に不要な画像を簡便に除去して、関心領域に含まれる３次元画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１６】

[第１の実施の形態]

(構成)

この発明の第１実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図１を参照して説明する。図１は、この発明の第１実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【００１７】

第１実施形態に係る超音波診断装置１は、超音波プローブ２、送受信部３、信号処理部４、ＤＳＣ５、第１イメージメモリ６、画像処理部７、第２イメージメモリ８、表示制御部９、表示部１０、操作部１１、及びマーカ生成部１２を備えている。

【００１８】

超音波プローブ２は、複数の超音波振動子が２次的に配置された２次元アレイプローブからなり、超音波によって３次元の範囲を走査（スキャン）する。また、超音波プローブ２には、複数の超音波振動子が所定方向（走査方向）に１列に配列された１次元アレイプローブであって、走査方向に直交する方向（揺動方向）に超音波振動子を機械的に揺動させることで、３次元の範囲を走査することができる１次元アレイプローブを用いても良い。

【００１９】

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

【００２０】

送受信部３の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ２の各振動子に供給するようになっている。

【００２１】

また、送受信部３の受信部は、図示しないプリアンプ回路、Ａ／Ｄ変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ２の各振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。Ａ／Ｄ変換回路は、増幅されたエコー信号をＡ／Ｄ変換する。受信遅延・加算回路は、Ａ／Ｄ変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部３によって加算処理された信号を「ＲＦデータ（または、生データ）」と称することとする。

【００２２】

なお、超音波プローブ２及び送受信部３が、この発明の「スキャン手段」の１例に相当する。

【００２３】

信号処理部４は、Ｂモード処理回路、ドブラ処理回路、及びカラーモード処理回路を備えている。送受信部３から出力されたＲＦデータは、いずれかの処理回路にて処理が施される。Ｂモード処理回路はエコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からＢモード超音波ラスタデータを生成する。ドブラ処理回路はドブラ偏移周波数成分を取り出し、更にＦＦＴ処理等を施して血流情報を有するデータを生成する。カラーモード処理回路は動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、

10

20

30

40

50

速度、分散、パワー等の情報があり、血流情報は２値化情報として得られる。

【００２４】

DSC5 (Digital Scan Converter: デジタルスキャンコンバータ) は、直交座標系で表される画像を得るために、超音波ラスタデータを直交座標で表される画像データに変換する (スキャンコンバージョン処理)。例えば、DSC5 は、Bモード超音波ラスタデータに基づいて２次元情報としての断層像データを生成し、その断層像データを表示制御部 9 に出力する。表示制御部 9 は、その断層像データに基づく断層像を表示部 10 に表示させる。また、DSC5 によって生成された断層像データは、第 1 イメージメモリ 6 に記憶される。

【００２５】

画像処理部 7 は、第 1 イメージメモリ 6 に記憶されている複数の断層像データを読み込んでボクセルデータを生成する。そして、画像処理部 7 は、そのボクセルデータにサーフェイスレンダリング処理、ポリウムレンダリング処理、又は MPR 処理 (Multi Planar Reconstruction) などの画像処理を施すことにより、３次元画像データや任意断面における画像データ (MPR 画像データ) などの超音波画像データを生成する。また、画像処理部 7 によって生成された断層像データは、第 2 イメージメモリ 8 に記憶される。

【００２６】

なお、信号処理部 4、DSC5、及び画像処理部 7 が、この発明の「画像生成手段」の 1 例に相当する。

【００２７】

表示制御部 9 は、DSC5 から出力された断層像データに基づく断層像や、画像処理部 7 から出力された３次元画像データに基づく３次元画像などの超音波画像を表示部 10 に表示させる。

【００２８】

さらに、表示制御部 9 は、３次元の走査範囲 (第 1 の関心領域) を指定するためのマーカ (第 1 のマーカ) と、３次元画像などの超音波画像データを生成する範囲 (第 2 の関心領域) を指定するためのマーカ (第 2 のマーカ) とを、断層像などの超音波画像に重ねて表示部 10 に表示させる。第 2 のマーカに基づいて特定される範囲 (第 2 の関心領域) に含まれるデータは、画像処理部 7 によってレンダリング処理などの画像処理が施される。

【００２９】

第 1 のマーカと第 2 のマーカは、マーカ生成部 12 によって生成される。マーカ生成部 12 は、所定の範囲を囲む第 1 のマーカと第 2 のマーカを生成する。マーカ生成部 12 によって生成された第 1 のマーカの座標情報は、送受信部 3、DSC5、及び表示制御部 9 に出力され、第 2 のマーカの座標情報は、画像処理部 7 と表示制御部 9 に出力される。さらに、マーカ生成部 12 は、操作部 11 からの回転指示に従って、回転させた新たな第 2 のマーカを生成し、その新たな第 2 のマーカの座標情報を画像処理部 7 と表示制御部 9 に出力する。

【００３０】

ここで、関心領域 (ROI) の設定例について図 2 を参照して説明する。図 2 は、この発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置にて設定される関心領域 (ROI) を説明するための画面の図である。この実施形態では、１例として、胎児の画像を取得して表示する場合について説明する。

【００３１】

まず、表示制御部 9 は、超音波による走査によって取得された断層像データを DSC5 から受けて、その断層像データに基づく断層像を表示部 10 に表示させる。例えば、図 2 に示すように、表示制御部 9 は、胎児の画像 21 が表された断層像 20 を表示部 10 に表示させる。そして、表示制御部 9 は、予め設定された初期位置に、マーカ生成部 12 によって生成された所定の大きさを有する第 1 のマーカ 22 と第 2 のマーカ 23 とを断層像 20 に重ねて表示部 10 に表示させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

第 1 のマーカ 2 2 に基づいて特定された範囲が 3 次元の走査範囲（第 1 の関心領域）を表している。また、第 2 のマーカ 2 3 に基づいて特定された範囲が、3 次元画像データなどの超音波画像データを生成する範囲（第 2 の関心領域）を表している。なお、第 1 のマーカ 2 2 が示す断面を含み、その断面に略直交する方向（奥行き方向）に所定範囲を有する 3 次元の範囲が、超音波によって走査される 3 次元の走査範囲（第 1 の関心領域）となる。また、第 2 のマーカ 2 3 が示す断面を含み、その断面に略直交する方向（奥行き方向）に所定範囲を有する 3 次元の範囲が、超音波画像データを生成する範囲（第 2 の関心領域）となる。

【 0 0 3 3 】

図 2 に示す例では、コンベックスキャンを実施するため、マーカ生成部 1 2 は、扇型の形状を有する第 1 のマーカを生成する。そして、表示制御部 9 は扇型の形状を有する第 1 のマーカ 2 2 を表示部 1 0 に表示させる。また、マーカ生成部 1 2 は、矩形状の形状を有する第 2 のマーカを生成する。そして、表示制御部 9 は矩形状の形状を有する第 2 のマーカ 2 3 を表示部 1 0 に表示させる。このとき、表示制御部 9 は、第 1 のマーカ 2 2 の範囲に第 2 のマーカ 2 3 を含ませて、第 1 のマーカ 2 2 と第 2 のマーカ 2 3 とを表示部 1 0 に表示させる。

【 0 0 3 4 】

第 1 のマーカ 2 2 と第 2 のマーカ 2 3 は、操作者が操作部 1 1 を用いて、表示部 1 0 上において移動させたり、大きさを変えたりすることができる。マーカ生成部 1 2 は、操作部 1 1 からマーカの移動指示や回転指示を受けると、その指示に従って、新たな第 1 のマーカと新たな第 2 のマーカを生成し、表示制御部 9 などに出力する。表示制御部 9 は、マーカ生成部 1 2 から新たな第 1 のマーカの座標情報と新たな第 2 のマーカの座標情報を受けると、新たな第 1 のマーカと新たな第 2 のマーカを表示部 1 0 に表示させる。

【 0 0 3 5 】

操作者が操作部 1 1 を用いて、第 2 のマーカ 2 3 の上下方向又は左右方向への移動指示を与えると、マーカ生成部 1 2 は、その指示に従って新たな第 2 のマーカを生成する。そして、表示制御部 9 は、その新たな第 2 のマーカ 2 3 を表示部 1 0 に表示させる。さらに、操作者が操作部 1 1 を用いて第 2 のマーカ 2 3 の回転指示を与えると、マーカ生成部 1 2 は、その指示に従って所定の回転軸を中心に回転させた新たな第 2 のマーカを生成する。そして、表示制御部 9 は、その新たな第 2 のマーカ 2 3 を表示部 1 0 に表示させる。例えば、胎児に関心領域として 3 次元画像を取得する場合、第 2 のマーカ 2 3 で囲まれた範囲内に胎児が含まれるように、操作者は操作部 1 1 を用いて第 2 のマーカ 2 3 を移動させたり、回転させたりする。

【 0 0 3 6 】

なお、第 2 のマーカ 2 3 は、直交座標系上で移動可能であっても良いし、極座標系上で移動可能であっても良い。さらに、第 2 のマーカの形状は、矩形状以外の形状であってもよく、曲線状の形状を有していても良い。例えば、マーカ生成部 1 2 は、円形状や楕円形状などの任意の形状を有する第 2 のマーカ 2 3 を生成しても良い。

【 0 0 3 7 】

以上のように、第 1 のマーカ 2 2 によって 3 次元の走査範囲（第 1 の関心領域）が指定され、さらに、第 2 のマーカ 2 3 によって 3 次元画像データを生成する範囲（第 2 の関心領域）が指定されると、第 1 のマーカ 2 2 の座標情報はマーカ生成部 1 2 から送受信部 3 と D S C 5 に出力され、第 2 のマーカ 2 3 の座標情報はマーカ生成部 1 2 から画像処理部 7 に出力される。

【 0 0 3 8 】

送受信部 3 はマーカ生成部 1 2 から第 1 のマーカ 2 2 の座標情報を受けると、その第 1 のマーカ 2 2 に基づいて特定された 3 次元の走査範囲を超音波プローブ 2 によって走査する。すなわち、送受信部 3 は、第 1 のマーカ 2 2 が示す断面を含み、その断面に略直交する方向（奥行き方向）に所定範囲を有する 3 次元の走査範囲を超音波プローブ 2 によって

10

20

30

40

50

走査する。例えば、送受信部 3 は、超音波の繰り返し周波数 (P R F) を変えることで、深さを変えて超音波を送信し、また、偏向方向を変えて超音波を送信する。この走査で取得された信号は、信号処理部 4 と D S C 5 によって処理が施されて、複数の断層像データが生成される。これら複数の断層像データは、第 1 イメージメモリ 6 に記憶される。

【 0 0 3 9 】

画像処理部 7 は、第 1 イメージメモリ 6 から複数の断層像データを読み込んでボクセルデータを生成する。そして、画像処理部 7 は、マーカ生成部 1 2 から第 2 のマーカ 2 3 の座標情報を受けて、その第 2 のマーカ 2 3 に基づいて特定された 3 次元の範囲に含まれるデータに、ボリュームレンダリングなどの画像処理を施すことにより、3 次元画像データなどの超音波画像データを生成する。すなわち、画像処理部 7 は、第 2 のマーカ 2 3 が示す断面を含み、その断面に略直交する方向 (奥行き方向) に所定範囲を有する 3 次元の範囲に含まれるデータに、ボリュームレンダリングなどの画像処理を施すことにより、3 次元画像データなどの超音波画像データを生成する。ここで生成された 3 次元画像データなどの超音波画像データは、第 2 イメージメモリ 8 に記憶される。

10

【 0 0 4 0 】

そして、表示制御部 9 は、第 2 イメージメモリ 8 から 3 次元画像データを読み込んで、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 1 0 に表示させる。この 3 次元画像は、第 2 のマーカ 2 3 に基づいて特定された 3 次元の範囲に含まれる画像を表している。図 2 に示す例のように、第 2 のマーカ 2 3 に胎児が含まれるように、第 2 のマーカ 2 3 の位置、大きさ、及び回転角度を調整することで、不要な部分が削除された 3 次元画像が得られることになる。

20

【 0 0 4 1 】

操作部 1 1 は、キーボード、マウス、トラックボール、又は T C S (T o u c h C o m m a n d S c r e e n) など構成されており、操作者の操作によってスキャン条件や関心領域 (R O I) などの各種設定が行われる。表示部 1 0 は、C R T や液晶ディスプレイなどのモニタで構成されており、画面上に断層像、3 次元画像又は血流情報などが表示される。

【 0 0 4 2 】

なお、画像処理部 7 は、C P U と、R O M 、R A M 、H D D などの記憶装置を備えている。記憶装置には、3 次元画像データ生成プログラムが記憶されている。そして、C P U が 3 次元画像データ生成プログラムを実行することで、第 2 のマーカに基づいて特定される 3 次元の範囲に含まれるデータにボリュームレンダリングを施すことで、3 次元画像データを生成する。また、記憶装置には、断層像データ生成プログラムが記憶されている。そして、C P U が断層像データ生成プログラムを実行することで、超音波の送受信によって得られた信号に基づいて断層像データを生成する。

30

【 0 0 4 3 】

また、表示制御部 9 は、C P U と、R O M 、R A M 、H D D などの記憶装置を備えている。記憶装置には、表示制御プログラムが記憶されている。そして、C P U が表示制御プログラムを実行することで、断層像を表示部 1 0 に表示させ、更に、第 1 の関心領域を指定するための第 1 のマーカと、第 2 の関心領域を指定するための第 2 のマーカとを、その断層像に重ねて表示部 1 0 に表示させる。また、3 次元画像データが生成された場合、C P U が表示制御プログラムを実行することで、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 1 0 に表示させる。

40

【 0 0 4 4 】

また、マーカ生成部 1 2 は、C P U と、R O M 、R A M 、H D D などの記憶装置を備えている。記憶装置には、マーカ生成プログラムが記憶されている。そして、C P U がマーカ生成プログラムを実行することで、第 1 のマーカと第 2 のマーカを生成し、操作部 1 1 からの回転や移動の指示を受けて、その指示に従って、新たな第 1 のマーカと新たな第 2 のマーカを生成する。

【 0 0 4 5 】

50

(動作)

次に、この発明の第1実施形態に係る超音波診断装置1の動作について図3を参照して説明する。図3は、この発明の第1実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【0046】

(ステップS01)

まず、超音波プローブ2によって被検体を超音波で走査することで、2次元画像データとしての断層像データを取得する。そして、表示制御部9は、その断層像データを表示部10に表示させる。例えば図2に示すように、表示制御部9は、胎児の画像21が含まれる断層像20を表示部10に表示させる。

10

【0047】

(ステップS02)

次に、表示制御部9は、予め設定された初期位置に、マーカ生成部12によって生成された所定の大きさを有する第1のマーカ22と第2のマーカ23とを断層像20に重ねて表示部10に表示させる。

【0048】

(ステップS03)

操作者は、表示部10に表示されている第1のマーカ22と第2のマーカ23を参照しながら、操作部11を用いることで、所望の位置への、第1のマーカ22と第2のマーカ23の移動指示を与える。マーカ生成部12は、その移動指示に従って新たな第1のマーカ22と新たな第2のマーカ23を生成する。そして、表示制御部9は、その新たな第1のマーカ22と新たな第2のマーカ23とを表示部10に表示させる。さらに、操作者は操作部11を用いることで、胎児の画像が含まれるように、胎児の画像の傾きに合わせて、第2のマーカ23の回転指示を与える。マーカ生成部12は、その回転指示に従って回転させた第2のマーカを生成し、表示制御部9はその新たな第2のマーカを表示部10に表示させる。このようにして、第1のマーカ22によって3次元の走査範囲(第1の関心領域)が指定され、第2のマーカ23によって3次元画像データを生成する範囲(第2の関心領域)が指定される。第1のマーカ22の座標情報は、マーカ生成部12から送受信部3とDSC5に出力され、第2のマーカ23の座標情報は、マーカ生成部12から画像処理部7に出力される。

20

30

【0049】

(ステップS04)

送受信部3は、マーカ生成部12から第1のマーカ22の座標情報を受けると、その第1のマーカ22に基づいて特定された3次元の走査範囲を超音波プローブ2によって走査する。すなわち、送受信部3は、第1のマーカ22が示す断面を含み、その断面に略直交する方向(奥行き方向)に所定範囲を有する3次元の走査範囲を超音波プローブ2によって走査する。

【0050】

(ステップS05)

ステップS04において3次元の走査範囲が走査されると、信号処理部4とDSC5は、その走査で取得された信号に対して所定の処理を施すことで、複数の断層像データを生成する。

40

【0051】

(ステップS06)

そして、画像処理部7は、DSC5で生成された複数の断層像データに基づいてボクセルデータを生成する。さらに、画像処理部7は、そのボクセルデータにボリュームレンダリングを施すことで3次元画像データを生成する。画像処理部7は、マーカ生成部12から第2のマーカ23の座標情報を受けているため、その第2のマーカ23に基づいて特定される3次元範囲(第2の関心領域)に含まれるデータにボリュームレンダリングを施すことで、第2の関心領域に含まれる3次元画像データを生成する。すなわち、画像処理部

50

7は、第2のマーカ23が示す断面を含み、その断面に略直交する方向（奥行き方向）に所定範囲を有する3次元の範囲に含まれるデータに、ボリュームレンダリングを施すことにより3次元画像データを生成する。

【0052】

（ステップS07）

表示制御部9は、画像処理部7で生成された3次元画像データを受けると、その3次元画像データに基づく3次元画像を表示部10に表示させる。

【0053】

以上のように、第1実施形態に係る超音波診断装置1によると、3次元画像データを生成する範囲を指定するための第2のマーカ23を、所定の回転軸を中心に回転させることができるため、関心領域を観察対象の形態（図2の例では胎児の形態）に合わせやすくなるという効果がある。これにより、不要な部分が従来よりも除去された3次元画像が得られて、表示部10に表示することが可能となる。このように、第1実施形態に係る超音波診断装置1によると、複雑な操作によらなくても、関心領域に含まれる3次元画像を簡便に表示することが可能となる。

【0054】

〔第2の実施の形態〕

次に、この発明の第2実施形態に係る超音波診断装置について図4を参照して説明する。図4は、この発明の第2実施形態に係る超音波診断装置において、新たな3次元の走査範囲を求める処理を説明するための模式図である。

【0055】

第2実施形態に係る超音波診断装置は、上述した第1実施形態に係る超音波診断装置1と同様に、超音波プローブ2、送受信部3、信号処理部4、DSC5、第1イメージメモリ6、画像処理部7、第2イメージメモリ8、表示制御部9、表示部10、操作部11、及びマーカ生成部12を備えている。第2実施形態では、マーカ生成部12による処理内容に特徴がある。

【0056】

マーカ生成部12は、超音波画像データを生成する範囲（第2の関心領域）を指定するための第2のマーカの位置、大きさ、及び回転角度の変更指示を操作部11から受けると、第2のマーカの変更に応じて、位置と大きさを変えた新たな第1のマーカを生成する。マーカ生成部12は、位置、大きさ、及び回転角度が変更された後の第2のマーカの座標情報に基づいて、新たな第1のマーカの位置と大きさを求める。

【0057】

マーカ生成部12は、第2のマーカによって指定された範囲（第2の関心領域）が含まれる新たな第1のマーカを生成する。例えば、マーカ生成部12は、第2のマーカによって指定された範囲（第2の関心領域）がほぼ内接するように、第1のマーカの新たな位置と大きさを求める。このとき、マーカ生成部12は、第1の関心領域に第2の関心領域を内接させても良いし、所定の大きさだけ、第1の関心領域の大きさを小さくしても良い。

【0058】

例えば図4（a）に示すように、初期状態においては、表示制御部9は、3次元の走査範囲（第1の関心領域）を指定するための第1のマーカ22と、3次元画像の生成範囲（第2の関心領域）を指定するための第2のマーカ23とを表示部10に表示させる。これにより、3次元の走査範囲（第1の関心領域）と3次元画像の生成範囲（第2の関心領域）とが指定される。そして、操作部11によって第2のマーカの回転、及び縮小指示が与えられると、マーカ生成部12は、その指示に従って、回転、及び縮小させた新たな第2のマーカを生成する。表示制御部9は、図4（b）に示すように、回転、及び縮小された新たな第2のマーカ23aを表示部10に表示させる。なお、新たな第2のマーカ23aの座標情報は、画像処理部7に出力される。

【0059】

マーカ生成部12は、新たな第2のマーカ23aの座標情報（各頂点の座標情報）に基

づいて、第 1 の関心領域の境界線であって超音波の送受信方向に沿う境界線 A、B が、最初に交差する第 2 のマーカ 2 3 a の頂点 α 、 β の座標を求める。そして、マーカ生成部 1 2 は、第 2 のマーカ 2 3 a の頂点 α 、 β と接する境界線 A、B を、新たな第 1 の関心領域の境界線とし、境界線 A、B で規定される範囲を新たな第 1 の関心領域（第 1 のマーカが示す範囲）とする。図 4（c）において、第 1 のマーカ 2 2 a で囲まれた範囲が、新たな第 1 の関心領域となる。超音波プローブ 2 の中心に対して対称な画像を得る場合には、境界線 A 又は境界線 B が最初に交差する座標を求めることになる。このように、マーカ生成部 1 2 は、新たな第 2 のマーカ 2 3 a に応じて、超音波の送受信方向に略直交する方向（走査方向）の幅を変えた新たな第 1 のマーカ 2 2 a を生成する。すなわち、新たな第 2 のマーカ 2 3 a の形状に応じて、超音波の送受信方向に略直交する方向（走査方向）に対する走査の範囲を変える。

10

【0060】

なお、図 4（a）、（b）、及び（c）に示す例では、第 2 のマーカ 2 3、2 3 a は、矩形状の形状を有している。この場合、第 2 のマーカ 2 3 a の 4 つの頂点のうち、送受信方向における深さが浅い 2 つの頂点 α 、 β が、境界線 A、B が最初に交差する頂点である。このため、マーカ生成部 1 2 は、深さが浅い 2 つの頂点 α 、 β と交差する境界線 A、B を、新たな第 1 の関心領域の境界線とし、境界線 A、B で規定される範囲を新たな第 1 の関心領域（第 1 のマーカが示す範囲）としても良い。

【0061】

また、マーカ生成部 1 2 は、境界線 A、B と、第 2 のマーカ 2 3 a の頂点 α 、 β とを交差させずに、境界線 A、B をその交点 α 、 β から所定距離ずらし、そのずらした境界線 A、B によって規定される範囲を、新たな第 1 の関心領域（第 1 のマーカが示す範囲）としても良い。図 4（c）に示す例では、マーカ生成部 1 2 は、境界線 A、B を第 2 のマーカ 2 3 a の内側に所定距離ずらしており、そのずらした境界線 A、B によって規定される範囲を、新たな第 1 の関心領域（第 1 のマーカ 2 2 a が示す範囲）としている。

20

【0062】

マーカ生成部 1 2 は、新たな第 1 の関心領域（第 1 のマーカ）の座標情報を、送受信部 3、DSC 5、及び表示制御部 9 に出力する。表示制御部 9 は、新たな第 1 の関心領域を示す第 1 のマーカ 2 2 a と第 2 のマーカ 2 3 a とを断層像に重ねて表示部 1 0 に表示させる。送受信部 3 は、新たな第 1 の関心領域を超音波プローブ 2 によって走査する。

30

【0063】

以上の処理は、第 2 のマーカを小さくする場合に特に有効である。第 2 のマーカによって指定された範囲（第 2 の関心領域）に含まれない範囲は、画像処理部 7 による画像処理の対象にならない。そのため、第 1 の関心領域に含まれる範囲であっても第 2 の関心領域に含まれない範囲については、超音波で走査を行なっても、3 次元画像の生成には使用されないことになる。そのため、第 2 のマーカを小さくした場合、その変化に応じて 3 次元の走査範囲（第 1 の関心領域）を狭くすることで、その分、フレームレート（ポリウムレート）を向上させることが可能となる。

【0064】

（動作）

40

次に、この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置の動作について図 5 を参照して説明する。図 5 は、この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【0065】

（ステップ S 1 0）

まず、図 4（a）に示すように、表示制御部 9 は、予め設定された初期位置に、マーカ生成部 1 2 によって生成された所定の大きさを有する第 1 のマーカ 2 2 と第 2 のマーカ 2 3 とを断層像（図示しない）に重ねて表示部 1 0 に表示させる。

【0066】

（ステップ S 1 1）

50

操作者は、表示部 10 に表示された第 1 のマーカ 2 2 と第 2 のマーカ 2 3 を参照しながら操作部 1 1 を用いることで、図 4 (b) に示すように、第 2 のマーカ 2 3 の大きさ、位置、及び回転角度の変更指示を与える。ここでは、第 2 のマーカ 2 3 を小さくして、回転させている。マーカ生成部 1 2 は、操作部 1 1 から変更指示を受けると、その指示に従って新たな第 2 のマーカを生成する。そして、表示制御部 9 は、その新たな第 2 のマーカ 2 3 a を表示部 10 に表示させる。第 2 のマーカ 2 3 a の座標情報は、マーカ生成部 1 2 から画像処理部 7 にも出力される。

【 0 0 6 7 】

(ステップ S 1 2)

マーカ生成部 1 2 は、第 2 のマーカ 2 3 a の各頂点のうち、送受信方向における深さが浅い 2 つの頂点 α 、 β と交差する境界線 A、B を、新たな第 1 の関心領域の境界線とする。そして、マーカ生成部 1 2 は、境界線 A、B で規定される範囲を新たな第 1 の関心領域 (第 1 のマーカ) とする。このように、マーカ生成部 1 2 は、新たな第 2 のマーカ 2 3 a に基づいて、超音波の送受信方向に略直交する方向 (走査方向) の幅を変えた新たな第 1 のマーカ 2 2 a を生成する。

【 0 0 6 8 】

(ステップ S 1 3)

新たな第 1 の関心領域の座標情報は、マーカ生成部 1 2 から送受信部 3、D S C 5、及び表示制御部 9 に出力される。

【 0 0 6 9 】

(ステップ S 1 4)

表示制御部 9 は、マーカ生成部 1 2 から新たな第 1 の関心領域 (第 1 のマーカ) の座標情報を受けると、その新たな第 1 の関心領域を示す第 1 のマーカ 2 2 a と第 2 のマーカ 2 3 a とを断層像 (図示しない) に重ねて表示部 10 に表示させる (図 4 (c) 参照)。

【 0 0 7 0 】

(ステップ S 1 5)

送受信部 3 は、マーカ生成部 1 2 から新たな第 1 の関心領域の座標情報を受けると、その第 1 の関心領域を超音波プローブ 2 によって走査する。例えば、送受信部 3 は、超音波の繰り返し周波数 (P R F) を変えることで、深さを変えて超音波を送信し、また、偏向方向を変えて超音波を送信する。すなわち、送受信部 3 は、第 1 のマーカ 2 2 a が示す断面を含み、その断面に略直交する方向 (奥行き方向) に所定範囲を有する 3 次元の走査範囲を超音波プローブ 2 によって走査する。

【 0 0 7 1 】

(ステップ S 1 6)

ステップ S 1 6 において 3 次元の走査範囲が走査されると、信号処理部 4 と D S C 5 は、その走査で取得された信号に対して所定の処理を施すことで、複数の断層像データを生成する。

【 0 0 7 2 】

(ステップ S 1 7)

そして、画像処理部 7 は、D S C 5 で生成された複数の断層像データに基づいてボクセルデータを生成する。さらに、画像処理部 7 は、そのボクセルデータにボリュームレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成する。画像処理部 7 は、マーカ生成部 1 2 から第 2 のマーカ 2 3 a の座標情報を受けているため、その第 2 のマーカ 2 3 a に基づいて特定された 3 次元範囲 (第 2 の関心領域) に含まれるデータにボリュームレンダリングを施すことで、第 2 の関心領域に含まれる 3 次元画像データを生成する。すなわち、画像処理部 7 は、第 2 のマーカ 2 3 a が示す断面を含み、その断面に略直交する方向 (奥行き方向) に所定範囲を有する 3 次元の範囲に含まれるデータに、ボリュームレンダリングを施すことにより 3 次元画像データを生成する。

【 0 0 7 3 】

(ステップ S 1 8)

10

20

30

40

50

表示制御部 9 は、画像処理部 7 で生成された 3 次元画像データを受けると、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 10 に表示させる。

【0074】

以上のように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置によると、上述した第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と同じ作用及び効果を奏することができる。さらに、第 2 のマーカ 23 の大きさや位置の変化に応じて、3 次元の走査範囲（第 1 の関心領域）の位置と大きさを変えることで、不要な部分を走査しなくて済む。そのため、フレームレート（ポリウムレート）を向上させることが可能となる。特に、第 2 の関心領域を小さくした場合に、不要な部分を走査しなく済むため、フレームレート（ポリウムレート）を向上させることが可能となる。

10

【0075】

また、マーカ生成部 12 は、新たな第 2 のマーカ 23 a に基づいて、超音波の送受信方向における幅（深さ）を変えた第 1 のマーカを生成しても良い。すなわち、新たな第 2 のマーカ 23 a の形状に応じて、超音波を送信する深さを変えても良い。ここで、超音波の送受信方向における幅（深さ）を変えた第 1 のマーカを生成するための処理について、図 6 を参照して説明する。図 6 は、この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置において、新たな 3 次元の走査範囲を求める処理を説明するための模式図である。

【0076】

例えば図 6 に示すように、マーカ生成部 12 は、新たな第 2 のマーカ 23 a の座標情報（各頂点の座標情報）に基づいて、第 2 のマーカ 23 a の各頂点のうち送受信方向の最も深い位置にある頂点 γ の近傍に、新たな第 1 の関心領域の境界線であって送受信方向に略直交する方向（走査方向）に沿った境界線のうち、深さが深い位置にある境界線 C を設定する。すなわち、マーカ生成部 12 は、第 2 のマーカ 23 a の最深部（頂点 γ ）の近傍に、第 1 の関心領域の境界線 C を設定する。この境界線 C によって、新たな第 1 の関心領域の深さを規定する。そして、マーカ生成部 12 は、境界線 A、B、及び C で規定される範囲を新たな第 1 の関心領域（第 1 のマーカが示す範囲）とする。図 6 において、第 1 のマーカ 22 a で囲まれた範囲が、境界線 A、B、及び C で規定された新たな第 1 の関心領域となる。

20

【0077】

以上のように、新たな第 2 のマーカ 23 a の形状に応じて、第 1 の関心領域（第 1 のマーカ 22 a で囲まれた範囲）を構成する境界線 C の位置を変えることで、画像生成を行う範囲を示す第 2 の関心領域を、超音波によって走査を行う第 1 の関心領域内に含ませることが可能となる。

30

【0078】

また、図 6 に示すように、マーカ生成部 12 は、第 2 のマーカ 23 a の 4 つの頂点のうち、送受信方向における深さが深い 2 つの頂点 γ と頂点 δ との間に、第 1 のマーカ 22 a の境界線 C1 を設定しても良い。この場合、マーカ生成部 12 は、境界線 A、B、及び C1 によって規定される範囲を新たな第 1 の関心領域とする。さらに、マーカ生成部 12 は、第 2 のマーカ 23 a の頂点 δ の近傍に、境界線 C を設定しても良い。

【0079】

マーカ生成部 12 は、新たな第 1 の関心領域（第 1 のマーカ）の座標情報を、送受信部 3、DSC 5 及び表示制御部 9 に出力する。表示制御部 9 は、新たな第 1 の関心領域を示す第 1 のマーカ 22 a と第 2 のマーカ 23 a とを断層像に重ねて表示部 10 に表示させる。送受信部 3 は、新たな第 1 の関心領域を超音波プローブ 2 によって走査する。このとき、送受信部 3 は、第 1 の関心領域の境界線 C によって規定される送受信方向の深さに応じて、超音波の繰り返し周波数（PRF）を変えて超音波を送受信する。そして、画像処理部 7 は、第 2 のマーカ 23 a に基づいて特定される 3 次元範囲に含まれるデータにポリウムレンダリングを施すことで、第 2 の関心領域に含まれる 3 次元画像データを生成する。

40

【0080】

50

[第 3 の実施の形態]

次に、この発明の第 3 実施形態に係る超音波診断装置の構成について図 7 を参照して説明する。図 7 は、この発明の第 3 実施形態に係る超音波診断装置において、新たな関心領域 (ROI) を求める処理を説明するための模式図である。

【 0 0 8 1 】

第 3 実施形態に係る超音波診断装置は、上述した第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 と同様に、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、DSC 5、第 1 イメージメモリ 6、画像処理部 7、第 2 イメージメモリ 8、表示制御部 9、表示部 10、操作部 11、及びマーカ生成部 12 を備えている。第 3 実施形態では、マーカ生成部 12 による処理内容に特徴がある。

10

【 0 0 8 2 】

マーカ生成部 12 は、超音波画像データを生成する範囲 (第 2 の関心領域) を指定するための第 2 のマーカの位置や大きさが変更された後に、更に、3 次元の走査範囲 (第 1 の関心領域) を指定するための第 1 のマーカの位置や大きさが変更された場合に、その第 1 のマーカの変更に応じて、位置と大きさを変えた新たな第 2 のマーカを生成する。マーカ生成部 12 は、位置や大きさが変更された後の第 1 のマーカの座標情報に基づいて、新たな第 2 のマーカの位置と大きさを求める。

【 0 0 8 3 】

マーカ生成部 12 は、第 2 のマーカが角度 θ 、回転させられて位置が変わった後に、第 1 のマーカの位置や大きさが変更されると、回転させられる前の第 2 のマーカで指定されていた初期状態の第 2 の関心領域の大きさを、第 1 のマーカの大きさに応じて変える。このとき、マーカ生成部 12 は、第 1 のマーカの大きさの変化率と同じ割合で、第 2 のマーカの大きさを変えらる。そして、マーカ生成部 12 は、大きさが変えられた第 2 の関心領域を、第 2 のマーカが回転させられた角度 θ だけ、同じ方向に回転させて新たな第 2 の関心領域 (第 2 のマーカが示す範囲) とする。

20

【 0 0 8 4 】

具体的な処理について、図 7 を参照して説明する。図 7 (a) に示すように、初期状態においては、表示制御部 9 は、3 次元の走査範囲 (第 1 の関心領域) を指定するための第 1 のマーカ 22 と、3 次元画像の生成範囲 (第 2 の関心領域) を指定するための第 2 のマーカ 23 とを表示部 10 に表示させる。これにより、3 次元の走査範囲 (第 1 の関心領域) と 3 次元画像の生成範囲 (第 2 の関心領域) とが指定される。

30

【 0 0 8 5 】

そして、操作部 11 によって第 2 のマーカの回転指示が与えられると、マーカ生成部 12 は、その指示に従って、角度 θ 、回転させた新たな第 2 のマーカを生成する。そして、表示制御部 9 は、図 7 (b) に示すように、回転させられた新たな第 2 のマーカ 23 b を表示部 10 に表示させる。さらに、操作部 11 によって初期状態の第 1 のマーカ 22 の拡大指示が与えられると、マーカ生成部 12 は、その指示に従って、拡大させた新たな第 1 のマーカを生成する。そして、表示制御部 9 は、図 7 (c) に示すように、拡大させられた新たな第 1 のマーカ 22 b を表示部 10 に表示させる。

40

【 0 0 8 6 】

マーカ生成部 12 は、新たな第 1 のマーカ 22 b の座標情報に基づき、第 1 のマーカ 22 b の大きさに応じて、初期状態の第 2 のマーカ 23 の大きさを変えらることで、新たな第 2 の関心領域とする。この新たな第 2 の関心領域は、図 7 (d) における第 2 のマーカ 23 c が示す範囲に対応する。そして、マーカ生成部 12 は、新たな第 2 の関心領域 (第 2 のマーカ 23 c が示す範囲) を、角度 θ 、回転させて、新たな第 2 の関心領域とする。この新たな第 2 の関心領域は、図 7 (e) における第 2 のマーカ 23 d が示す範囲に対応する。

【 0 0 8 7 】

マーカ生成部 12 は、変更後の第 1 の関心領域 (第 1 のマーカ 22 b が示す範囲) の座標情報を、送受信部 3 と DSC 5 に出力し、新たな第 2 の関心領域 (第 2 のマーカ 23 d

50

が示す範囲)の座標情報を、画像処理部7と表示制御部9に出力する。表示制御部9は、第1のマーカと新たな第2の関心領域を示す第2のマーカとを断層像に重ねて表示部10に表示させる。例えば、図7(e)に示すように、表示制御部9は、変更後の第1のマーカ22bと変更後の第2のマーカ23dとを断層像(図示しない)に重ねて表示部10に表示させる。送受信部3は、第1の関心領域を超音波プローブ2によって走査する。

【0088】

以上の処理は、第2のマーカを移動、回転させた後に、その第2のマーカに含まれなくなった範囲を走査したい場合に特に有効である。その場合、第2のマーカを移動、回転させた後に、第1のマーカを広げたり移動させたりすることで、所望の走査範囲を指定する。そして、その第1のマーカの変化に応じて、第2の関心領域の大きさを変えることで、煩雑な操作によらずに、簡便に所望の関心領域を設定することが可能となる。

10

【0089】

(動作)

次に、この発明の第3実施形態に係る超音波診断装置の動作について図8を参照して説明する。図8は、この発明の第3実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【0090】

(ステップS20)

まず、図7(a)に示すように、表示制御部9は、予め設定された初期位置に、マーカ生成部12によって生成された所定の大きさを有する第1のマーカ22と第2のマーカ23とを、断層像(図示しない)に重ねて表示部10に表示させる。

20

【0091】

(ステップS21)

操作者は、表示部10に表示された第1のマーカ22と第2のマーカ23を参照しながら操作部11を用いることで、図7(b)に示すように、第2のマーカ23の大きさ、位置、及び回転角度の変更指示を与える。ここでは、第2のマーカ23を回転させている。マーカ生成部12は、操作部11からの変更指示を受けると、その指示に従って角度 θ 、回転させた第2のマーカを生成する。そして、表示制御部9は、その新たな第2のマーカ23bを表示部10に表示させる。

【0092】

30

(ステップS22)

さらに、操作者は、表示部10に表示された第1のマーカ22を参照しながら操作部11を用いることで、図7(c)に示すように、第1のマーカ22の大きさの変更指示を与える。マーカ生成部12は、操作部11からの変更指示を受けると、その指示に従って、範囲を大きくした第1のマーカ22bを生成する。そして、表示制御部9は、その新たな第1のマーカ22bを表示部10に表示させる。

【0093】

(ステップS23)

マーカ生成部12は、第1のマーカの大きさの変化に応じて、初期状態にて設定された第2の関心領域(第2のマーカ23で指定される範囲)の大きさを、仮想上、変更することで、新たな第2の関心領域とする。この新たな第2の関心領域が、図7(d)における第2のマーカ23cが示す範囲に対応する。

40

【0094】

(ステップS24)

そして、マーカ生成部12は、大きさが変更された第2の関心領域(第2のマーカ23cによって指定される範囲)を、角度 θ 、回転させて、新たな第2の関心領域とする。この新たな第2の関心領域が、図7(e)における第2のマーカ23dが示す範囲に対応する。

【0095】

(ステップS25)

50

変更後の第 1 の関心領域（第 1 のマーカ 2 2 b が示す範囲）の座標情報は、マーカ生成部 1 2 から送受信部 3 と D S C 5 に出力される。また、新たな第 2 の関心領域（第 2 のマーカ 2 3 d が示す範囲）の座標情報は、画像処理部 7 と表示制御部 9 に出力される。

【 0 0 9 6 】

（ステップ S 2 6 ）

表示制御部 9 は、マーカ生成部 1 2 から新たな第 2 の関心領域（第 2 のマーカ 2 3 d が示す範囲）の座標情報を受けると、第 1 のマーカと新たな第 2 の関心領域を示す第 2 のマーカとを表示部 1 0 に表示させる。例えば、図 7（e）に示すように、表示制御部 9 は、変更後の第 1 のマーカ 2 2 b と変更後の第 2 のマーカ 2 3 d とを、断層像（図示しない）に重ねて表示部 1 0 に表示させる。

10

【 0 0 9 7 】

（ステップ S 2 7 ）

送受信部 3 は、マーカ生成部 1 2 から第 1 の関心領域（第 1 のマーカ 2 2 b）の座標情報を受けると、その第 1 の関心領域を超音波プローブ 2 によって走査する。すなわち、送受信部 3 は、第 1 のマーカ 2 2 b が示す断面を含み、その断面に略直交する方向（奥行き方向）に所定範囲を有する 3 次元の走査範囲を超音波プローブ 2 によって走査する。

【 0 0 9 8 】

（ステップ S 2 8 ）

ステップ S 2 7 において 3 次元の走査範囲が走査されると、信号処理部 4 と D S C 5 は、その走査で取得された信号に対して所定の処理を施すことで、複数の断層像データを生成する。

20

【 0 0 9 9 】

（ステップ S 2 9 ）

そして、画像処理部 7 は、D S C 5 で生成された複数の断層像データに基づいてボクセルデータを生成する。さらに、画像処理部 7 は、そのボクセルデータにボリュームレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成する。画像処理部 7 は、マーカ生成部 1 2 から第 2 のマーカ 2 3 d によって特定された第 2 の関心領域の座標情報を受けているため、その第 2 の関心領域に含まれるデータにボリュームレンダリングを施すことで、第 2 の関心領域に含まれる 3 次元画像データを生成する。すなわち、画像処理部 7 は、第 2 のマーカ 2 3 d が示す断面を含み、その断面に略直交する方向（奥行き方向）に所定範囲を有する 3 次元の範囲に含まれるデータに、ボリュームレンダリングを施すことにより 3 次元画像データを生成する。

30

【 0 1 0 0 】

（ステップ S 3 0 ）

表示制御部 9 は、画像処理部 7 で生成された 3 次元画像データを受けると、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 1 0 に表示させる。

【 0 1 0 1 】

以上のように、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置によると、上述した第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 と同じ作用及び効果を奏することができる。さらに、第 1 のマーカ 2 2 の大きさや位置の変化に応じて、第 2 の関心領域の位置や大きさを変えることで、煩雑な操作によらず、簡便な操作によって所望の関心領域を設定することが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 1 0 2 】

【図 1】この発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図 2】この発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置にて設定される関心領域（R O I）を説明するための画面の図である。

【図 3】この発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【図 4】この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置において、新たな 3 次元の走査範囲を求める処理を説明するための模式図である。

50

【図 5】この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【図 6】この発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置において、新たな 3 次元の走査範囲を求める処理を説明するための模式図である。

【図 7】この発明の第 3 実施形態に係る超音波診断装置において、新たな関心領域 (R O I) を求める処理を説明するための模式図である。

【図 8】この発明の第 3 実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を説明するためのフローチャートである。

【図 9】従来において、関心領域 (R O I) に含まれる 3 次元画像を表示するための手法を説明するための図である。

10

【図 10】従来において、関心領域 (R O I) に含まれる 3 次元画像を表示するための手法を説明するための図である。

【符号の説明】

【 0 1 0 3 】

1 超音波診断装置

2 超音波プローブ

3 送受信部

4 信号処理部

5 D S C

6 第 1 イメージメモリ

20

7 画像処理部

8 第 2 イメージメモリ

9 表示制御部

10 表示部

11 操作部

12 マーカ生成部

20 断層像

21 胎児の画像

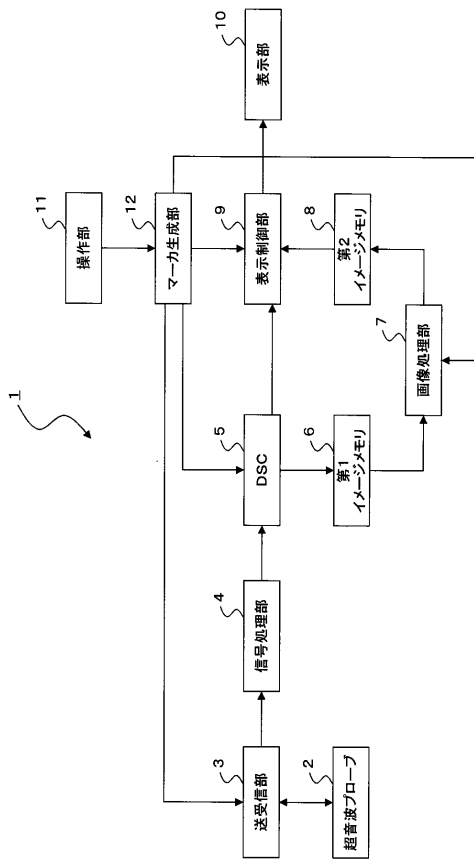
22、22 a、22 b 第 1 のマーカ (第 1 の関心領域を示すマーカ)

23、23 a、23 b、23 c、23 d 第 2 のマーカ (第 2 の関心領域を示すマーカ

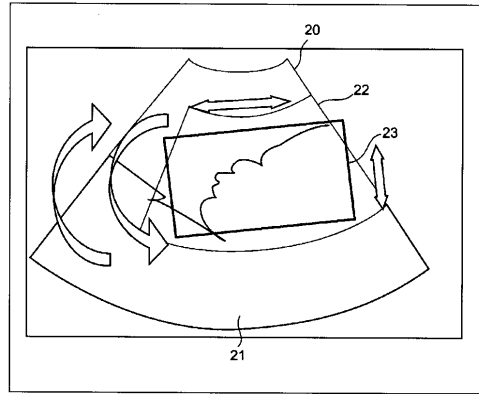
30

)

【図 1】



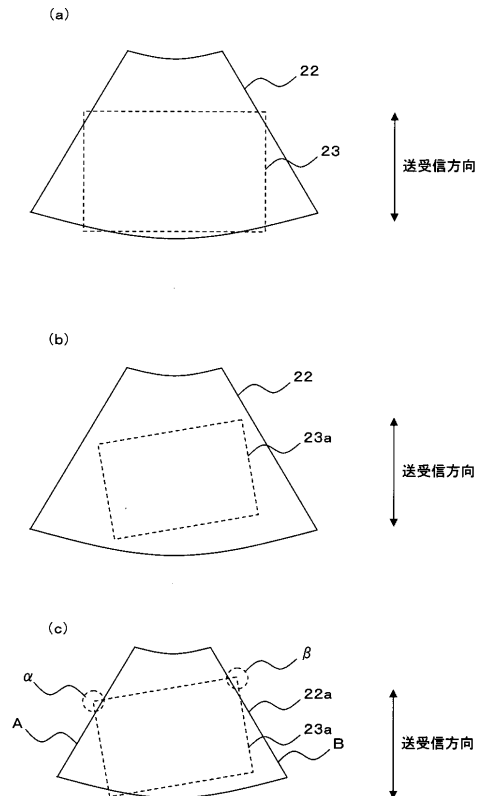
【図 2】



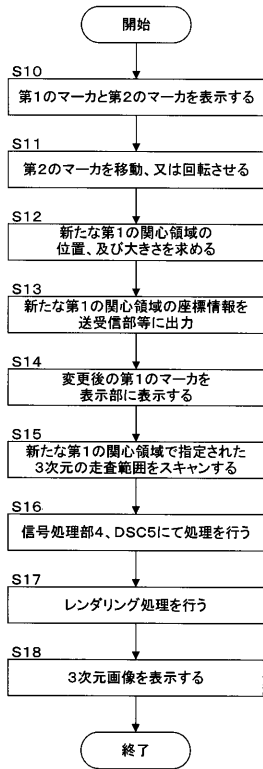
【図 3】



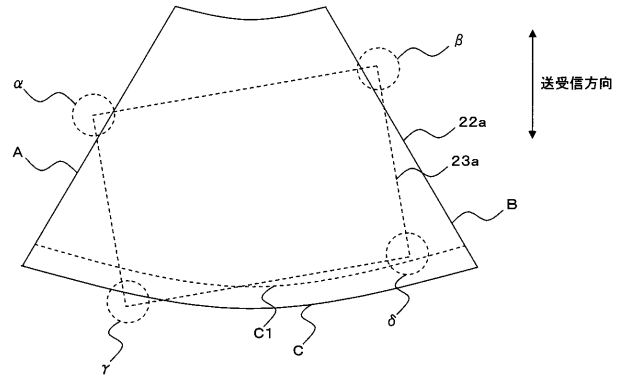
【図 4】



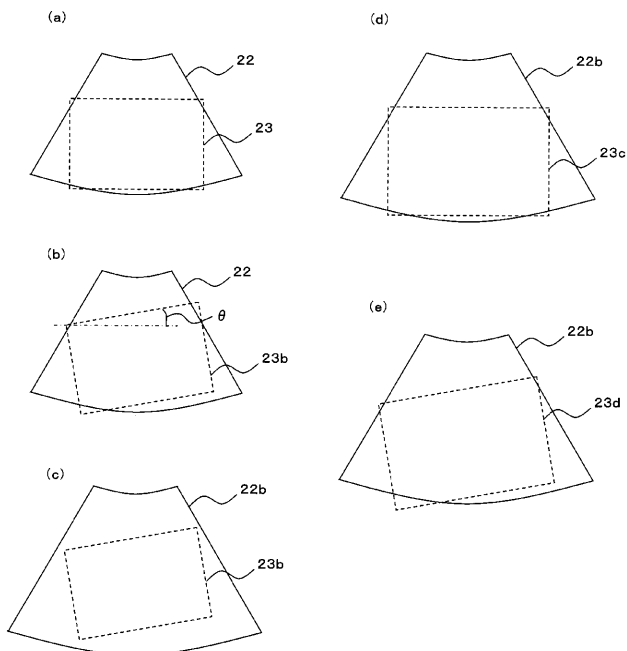
【図 5】



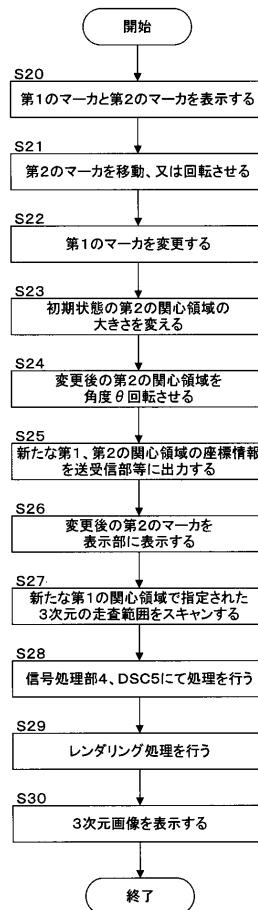
【図 6】



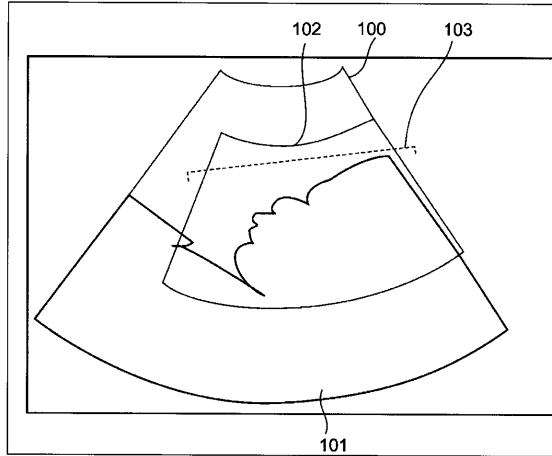
【図 7】



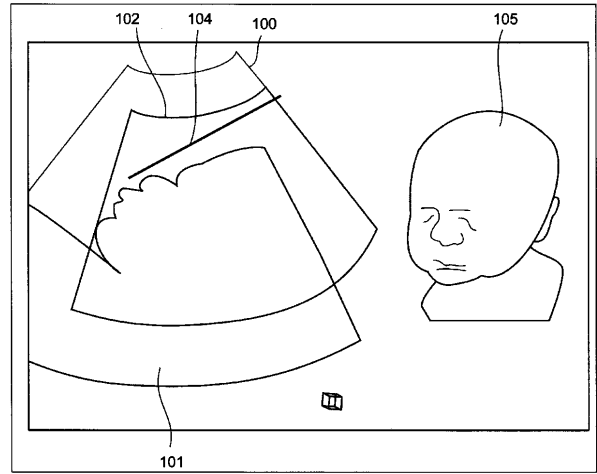
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2008178662A	公开(公告)日	2008-08-07
申请号	JP2007238217	申请日	2007-09-13
[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	浜田賢治		
发明人	浜田 賢治		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/469 A61B8/483		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK22		
优先权	2006353931 2006-12-28 JP		
其他公开文献	JP5283875B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波图像获取装置，用于使得可以容易地显示包括在感兴趣区域（ROI）中的三维图像。解决方案：显示控制单元9使显示单元10显示断层图像，并且进一步使显示单元10显示指示三维扫描范围的第一标记和指示三维图像数据的第二标记 - 形成范围（经过渲染处理的范围）与断层图像重叠。根据操作者的指令将第二标记设置为可在断层图像上旋转。发送和接收单元3通过超声探头2扫描根据第一标记指定的三维扫描范围。在通过扫描获取的数据中，图像处理单元7对包括的数据执行渲染处理。在根据第二标记指定的范围内并生成三维图像数据。

