

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4868843号
(P4868843)

(45) 発行日 平成24年2月1日(2012.2.1)

(24) 登録日 平成23年11月25日(2011.11.25)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 12 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2005-366203 (P2005-366203)
 (22) 出願日 平成17年12月20日 (2005.12.20)
 (65) 公開番号 特開2006-231035 (P2006-231035A)
 (43) 公開日 平成18年9月7日 (2006.9.7)
 審査請求日 平成20年12月10日 (2008.12.10)
 (31) 優先権主張番号 特願2005-18172 (P2005-18172)
 (32) 優先日 平成17年1月26日 (2005.1.26)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

前置審査

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 市岡 健一
 (72) 発明者 市岡 健一
 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 本社内
 (72) 発明者 濱口 宗基
 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 本社内

最終頁に続く

(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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を2次元の撮像範囲に対してスキャンして2次元断層像を生成する第1のスキャン手段と、

前記被検体の2次元断層像に配置したマーカに基づいて、被検体に関する計測情報を計測する計測手段と、

前記計測手段により計測される計測情報とその計測情報に対応する奥行き方向の幅を関連付けて記憶した記憶手段と、

前記計測手段から得られる計測情報と、前記マーカの配置とに基づいて形状が設定されたROIを前記断層像上に設定するROI設定手段と、

前記断層像上に設定されたROIの形状と前記計測情報に基づいて求めた奥行き方向の幅とに基づいて3次元の撮影範囲を決定する撮影条件決定手段と、

前記決定された3次元の撮影範囲に亘って超音波によりスキャンすることで3次元画像を収集する第2のスキャン手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第2のスキャン手段は、所定方向に配列された複数の超音波振動子を有し、前記配列の方向をスキャン面とし、そのスキャン面に直交する方向に前記超音波振動子を振動させながら前記3次元の撮影範囲に亘って超音波によりスキャンすることで3次元の超音波画像を収集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】

前記撮影条件決定手段は、前記計測情報に基づいて前記スキャン面における R O I の大きさ、又は前記直交する方向に前記超音波振動子を揺動させる角度の範囲のうち、少なくとも 1 つを決定し、

前記第 2 のスキャン手段は、前記決定に基づいて前記超音波振動子を揺動させながら超音波によりスキャンすることで 3 次元画像を収集することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記被検体は母体及び胎児であり、

前記撮影条件決定手段は、前記母体に対するスキャンによって予め収集された前記母体及び胎児の断層像に基づいて、前記スキャン面における R O I の大きさ、又は前記直交する方向に前記超音波振動子を揺動させる角度の範囲のうち、少なくとも 1 つを決定することを特徴とする請求項 2 又は請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。 10

【請求項 5】

前記母体及び前記胎児の断層像を表示する表示手段を更に有し、

前記撮影条件決定手段は、前記表示されている断層像に対する操作者による前記胎児の指定を受け付けて、前記スキャン面における R O I の大きさを決定する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】

前記撮影条件決定手段は、前記計測手段から得られる計測情報から得られる前記胎児の発育情報又は胎児週数情報に基づいて、前記スキャン面における R O I の大きさ、又は前記直交する方向に前記超音波振動子を揺動させる角度の範囲のうち、少なくとも 1 つを決定することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。 20

【請求項 7】

前記撮影条件決定手段は、前記計測手段から得られる計測情報又は前記胎児週数情報から前記胎児の頭部の形状を求め、前記胎児の頭部の形状に基づいて、前記スキャン面における R O I の大きさを決定することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記撮影条件決定手段は、前記胎児の頭部の形状から前記胎児の頭部の横幅及び縦幅を求め、前記胎児の頭部の横幅及び縦幅に基づいて、前記スキャン面における R O I の大きさを決定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。 30

【請求項 9】

前記超音波振動子を揺動させる速度を、前記超音波振動子を揺動させる角度と画像の画質を示す情報とに対応付けて記憶する記憶手段を更に有し、

前記撮影条件決定手段は、前記決定された前記超音波振動子を揺動させる角度と、操作者によって指定された画像の画質を示す情報に基づき、前記対応付けに従って前記超音波振動子を揺動させる速度を決定することを特徴とする請求項 2 から請求項 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記撮影条件決定手段は、操作者により断層像上で指定された 2 点の中心の位置を前記 R O I の中心位置として、前記 R O I の位置を決定することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。 40

【請求項 11】

超音波診断装置に、

被検体を 2 次元の撮像範囲に対してスキャンして 2 次元断層像を生成する第 1 のスキャン機能と、

前記生成された被検体の 2 次元断層像に配置したマーカに基づいて、被検体に関する計測情報を計測する計測機能と、

前記計測手段により計測される計測情報とその計測情報に対応する奥行き方向の幅を関連付けて記憶する記憶機能と、

前記計測手段から得られる計測情報に基づいて形状が設定された R O I を前記断層像上に設定する R O I 設定機能と、

前記 R O I の形状と前記計測情報に基づいて求めた奥行き方向の幅とに基づいて、前記被検体についての超音波による 3 次元の撮影範囲を決定する撮影条件決定機能と、

前記決定された 3 次元の撮影範囲に亘って超音波によりスキャンすることで 3 次元画像を収集する第 2 のスキャン機能と、

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。

【請求項 1 2】

前記第 2 のスキャン機能は、所定方向に配列された複数の超音波振動子の前記配列の方向をスキャン面とし、そのスキャン面に直交する方向に前記超音波振動子を揺動させながら 3 次元の撮影範囲に亘って超音波によりスキャンすることで 3 次元画像を収集する機能であること

10

を特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

この発明は 3 次元画像の収集が可能な超音波診断装置に関し、特に 3 次元画像の関心領域を抽出する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

被検体の体内を撮影する装置として、X 線診断装置、X 線 C T 装置、M R I 装置、超音波診断装置などの画像診断装置が用いられている。上記に挙げた画像診断装置のなかでも、超音波診断装置は小型で非侵襲性であり被検体の X 線被爆がないため、胎児の発育診断などに用いられる。

20

【0 0 0 3】

超音波診断装置に備えられている超音波プローブは、図 2 (a) に示す斜視図のようになり、超音波振動子 2 1 が走査方向 (X 方向) に 1 次元的に配列され、電子的な遅延制御により X - Z 平面内で超音波の送受信を行なって、被検体の断層像 (2 次元画像) を収集するものが一般的である。ここで、図 2 (a) に示すような、超音波振動子が 1 次元的に配列された超音波プローブを、便宜的に 1 次元超音波プローブと称することとする。

30

【0 0 0 4】

また、近年になって 2 次元の断層像の撮影のみならず、3 次元画像の撮影及び表示が可能な超音波診断装置が実用化され、臨床の場において利用されつつある。例えば、揺動機構を備えた 1 次元超音波プローブを機械的に動かすことにより、走査方向に直交する方向 (揺動方向) の複数枚の断層像を収集し、それにより 3 次元画像を生成している。図 3 (a)、(b) に示すように、1 次元的に配列された超音波振動子 2 1 を機械的に走査方向 (X 方向) に直交する方向 (Y 方向) に揺動させて、揺動方向 (Y 方向) の複数枚の断層像を収集している。なお、超音波振動子 2 1 は、揺動中心点 2 1 a を中心にして Y 方向に揺動する。

【0 0 0 5】

また、図 2 (b) に示すように超音波振動子を 2 次元的に配列して、スキャン面を電子的に揺動させて 3 次元画像を得る超音波プローブが開発されている。ここで、図 2 (b) に示すような、超音波振動子が 2 次元的に配列された超音波プローブを、便宜的に 2 次元超音波プローブと称することとする。

40

【0 0 0 6】

以上のような 3 次元画像の収集が可能な超音波プローブを用いて診断部位に対して超音波の送受信を行い、診断部位の 3 次元画像の収集が行われている。例えば、胎児の頭部の 3 次元画像を収集する場合には、胎児の頭部の全体像が表示されるように、胎児の頭部を含むように関心領域 (R O I) が設定され、その設定された関心領域 (R O I) の 3 次元画像の表示を行っている。

50

【0007】

従来、この関心領域（ROI）の設定は操作者が行っていた。例えば、3次元画像を収集する前に、操作者が、超音波振動子の揺動角度の範囲、揺動する速度及び関心領域（ROI）の大きさなどの設定条件（パラメータ）を決定し、その設定条件（パラメータ）を超音波診断装置に入力していた。超音波診断装置は、その設定条件に基づいて関心領域（ROI）に含まれる画像データの抽出を行っていた（例えば特許文献1）。

【0008】

【特許文献1】特開2003-275204号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0009】

しかしながら、操作者が関心領域（ROI）の設定条件（パラメータ）を決定していたため、その設定内容によっては揺動角度が足らず、所望の診断部位の全体像を収集できなかったり、揺動速度が速すぎて良好な画像が得られなかったり、関心領域（ROI）の幅が広すぎたり、不要なデータを収集して所望の診断部位より手前に不要な画像が残ってしまい、診断部位の全体像が表示されなかったりする問題があった。例えば、胎児の3次元画像を収集する場合に、胎児の顔全体の3次元画像が収集できなかったり、胎児の顔より手前に不要な画像が残ってしまい、顔全体が表示されなかったりする問題があった。

【0010】

以上のように、3次元画像の関心領域（ROI）を抽出して表示することは、熟練の操作者であっても困難な作業である。所望の診断部位の全体像を良好に表示できなかった場合は、良好に表示されるまで操作者が何回も揺動角度の範囲などの設定条件を超音波診断装置に入力して関心領域（ROI）の再設定を行い、何回も撮影を行う必要があった。そのため、検査時間が長くなってしまう問題があった。

20

【0011】

この発明は上記の問題を解決するものであり、撮影の対象部位に関する情報に基づいて3次元画像を抽出するための関心領域（ROI）の設定条件を自動的に決定することにより、操作者による設定条件の入力作業を省略し、再設定の頻度を減らすことが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。そのことにより、検査時間を短縮することができ、患者及び操作者への負担を軽減することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

30

【0012】

また、胎児の発育情報等に基づいて関心領域（ROI）の設定条件を自動的に決定することにより、操作者による設定条件の入力作業を省略し、再設定の頻度を減らすことを可能な超音波診断装置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】

【0013】

請求項1に記載の発明は、被検体を2次元の撮像範囲に対してスキャンして2次元断層像を生成する第1のスキャン手段と、前記被検体の2次元断層像に配置したマーカに基づいて、被検体に関する計測情報を計測する計測手段と、前記計測手段により計測される計測情報とその計測情報に対応する奥行き方向の幅を関連付けて記憶した記憶手段と、前記計測手段から得られる計測情報と、前記マーカの配置とに基づいて形状が設定されたROIを前記断層像上に設定するROI設定手段と、前記断層像上に設定されたROIの形状と前記計測情報に基づいて求めた奥行き方向の幅とに基づいて3次元の撮影範囲を決定する撮影条件決定手段と、前記決定された3次元の撮影範囲に亘って超音波によりスキャンすることで3次元画像を収集する第2のスキャン手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0014】

請求項1に記載の発明は、超音波診断装置に、被検体を2次元の撮像範囲に対してスキャンして2次元断層像を生成する第1のスキャン機能と、前記生成された被検体の2次

50

元断層像に配置したマーカに基づいて、被検体に関する計測情報を計測する計測機能と、前記計測手段により計測される計測情報とその計測情報に対応する奥行き方向の幅を関連付けて記憶する記憶機能と、前記計測手段から得られる計測情報に基づいて形状が設定された ROI を前記断層像上に設定する ROI 設定機能と、前記 ROI の形状と前記計測情報に基づいて求めた奥行き方向の幅に基づいて、前記被検体についての超音波による 3 次元の撮影範囲を決定する撮影条件決定機能と、前記決定された 3 次元の撮影範囲に亘って超音波によりスキャンすることで 3 次元画像を収集する第 2 のスキャン機能と、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。

【発明の効果】

【0015】

10

この発明によると、断層像上に設定された ROI に基づいて 3 次元の撮影範囲が決定されるため、被検体の 3 次元画像を適切に抽出することが可能となる。その結果、操作者による ROI の設定条件の入力作業を簡略化することができ、さらに操作者による再設定の頻度を減らすことができるため、超音波診断装置による検査時間を短縮することができ、患者及び操作者への負担を軽減することができる。

【0016】

また、この発明によると、胎児の発育情報又は胎児週数情報に基づいて ROI の大きさ、超音波振動子を揺動させる角度の範囲、又は揺動の速度が決定されるため、胎児の頭部の 3 次元画像を適切に抽出することが可能となる。その結果、操作者による関心領域の大きさなどの設定条件の入力作業を簡略化することができ、さらに操作者による再設定の頻度を減らすことができるため、超音波診断装置による検査時間を短縮することができ、患者及び操作者への負担を軽減することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、この発明の実施形態に係る超音波診断装置、超音波診断装置の制御プログラム及び超音波画像の収集方法について、図 1 から図 10 を参照しつつ説明する。

【0018】

(構成)

この発明の実施形態に係る超音波診断装置及び超音波プローブの構成について、図 1 から図 3 を参照しつつ説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。図 2 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置に備えられている超音波プローブの図である。図 2 (a) は、超音波プローブ 2 の斜視図であり、図 2 (b) は、超音波振動子の 2 次元配列を示す上面図である。図 3 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置に備えられている超音波プローブの揺動を説明するための図である。図 3 (a) は、超音波振動子 21 の斜視図であり、図 3 (b) は、超音波振動子 21 を X 方向から見た図である。

30

【0019】

図 1 に示すように、この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、表示部 5、制御部 6、操作部 7、プローブ揺動制御部 8、3 次元画像処理部 9、計測データ処理部 10 及び患者データ処理部 11 を備えて構成されている。

40

【0020】

超音波プローブ 2 は、上述した従来技術と同様に、図 2 に示すような 1 次元超音波プローブ又は 2 次元超音波プローブが用いられている。超音波プローブ 2 と超音波診断装置本体とはケーブル 22 により接続される。1 次元超音波プローブの場合は、図 2 (a) に示すように、超音波振動子 21 は、走査方向 (X 方向) に 1 次元的に配列されている。さらに、モータ (図示しない) が設置され、そのモータにより超音波振動子 21 が揺動方向 (Y 方向) に揺動させられて、揺動方向 (Y 方向) の複数枚の断層像を収集し、それにより 3 次元画像を生成する。具体的には、図 3 (a)、(b) に示すように、揺動中心点 21 a を中心にして、1 次元的に配列された超音波振動子 21 を機械的に、走査方向 (X 方向

50

) と直交する方向 (Y 方向) に揺動させる。これにより、超音波振動子 2 1 は、スキャン面 2 3 に直交する方向に揺動させられて超音波の送受信を行うことになる。ここで、図 3 (b) に示すように、スキャン面 2 3 と Z 方向とのなす角度を揺動角度 とし、超音波振動子 2 1 を揺動方向 (Y 方向) に揺動させる速度を揺動速度とする。

【 0 0 2 1 】

また、超音波プローブ 2 として超音波振動子がマトリックス (格子) 状に配置された 2 次元超音波プローブを用いた場合、超音波診断装置 1 はスキャン面 2 3 を電子的に揺動させて 3 次元画像を収集する。

【 0 0 2 2 】

送受信部 3 は送信部と受信部とからなり、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。

10

【 0 0 2 3 】

送受信部 3 内の送信部は、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、各超音波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を発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給するようになっている。

【 0 0 2 4 】

また、送受信部 3 内の受信部は、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 の各超音波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「 R F データ (または、生データ) 」と称する。

20

【 0 0 2 5 】

信号処理部 4 は、送受信部 3 から出力された R F データを受けて、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。具体的には、R F データに対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。これにより、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータが生成される。その他、エッジ強調等の処理が行われる場合もある。

30

【 0 0 2 6 】

さらに信号処理部 4 は、走査線信号列で表される信号処理後の B モード超音波ラスタデータを空間情報に基づいた座標系のデータに変換する (スキャンコンバージョン処理) 。つまり、超音波走査に同期した信号列をテレビ走査方式の表示部 5 で表示できるようにするため、標準のテレビ走査に同期して読み出すことにより走査方式を変換している。これにより、2 次元情報としての断層像データ、いわゆる B モード画像データが生成される。この断層像データは、表示部 5 及び 3 次元画像部処理部 9 に出力され、表示部 5 のモニタにて 2 次元の断層像として濃淡表示される。

40

【 0 0 2 7 】

制御部 6 は C P U からなり、超音波診断装置 1 を構成する各部に接続され、それらの制御を行なう。さらに、制御部 6 は、 R O I 幅決定手段 6 1 、揺動角度決定手段 6 2 、揺動速度決定手段 6 3 及び R O I 位置決定手段 6 4 の機能を有する。なお、 R O I 幅決定手段 6 1 、揺動角度決定手段 6 2 、揺動速度決定手段 6 3 及び R O I 位置決定手段 6 4 が撮影条件決定手段として機能する。

【 0 0 2 8 】

R O I 幅決定手段 6 1 は、信号処理部 4 にて生成された 2 次元情報としての断層像データと、胎児の発育情報又は胎児週数情報とから、断層像 (スキャン面 2 3) 上における関

50

心領域（R O I）の大きさを決定する。例えば、R O I幅決定手段6 1は、関心領域（R O I）の縦幅と横幅を決定する。胎児の発育情報とは、ここでは、胎児の頭部の大きさを示す情報である。また、胎児週数情報とは、胎児の成長度合いを示す情報である。

【0029】

揺動角度決定手段6 2は、信号処理部4にて生成された2次元情報としての断層像データと、胎児の発育情報又は胎児週数情報と、関心領域（R O I）の大きさとから、超音波振動子2 1の揺動角度の範囲を決定する。

【0030】

揺動速度決定手段6 3は、超音波振動子2 1の揺動角度の範囲と、操作部7から入力される画像の画質を示す情報とから、超音波振動子2 1の揺動速度を決定する。なお、画像の画質を示す情報は操作者が決定し、操作部7により入力される情報である。超音波診断装置1に設置されている記憶部（図示しない）に、揺動角度の範囲、画像の画質情報及び揺動速度を関連付けたテーブル（表）を予め記憶しておき、揺動速度決定手段6 3がそのテーブル（表）を参照することにより揺動速度を決定する。

10

【0031】

R O I位置決定手段6 4は、関心領域（R O I）の位置を決定する手段である。R O I位置決定手段6 4の処理内容については、後で詳述する。

【0032】

操作部7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）などで構成されている。この操作部7は制御部6に接続され、操作者の操作により、関心領域（R O I）の設定条件（設定パラメータ）や、超音波診断装置1への命令が入力される。

20

【0033】

プローブ揺動制御部8は、制御部6から揺動角度及び揺動速度の情報を受けて、超音波プローブ2の揺動角度及び揺動速度を制御する。例えば、超音波プローブ2に1次元超音波プローブを用いた場合、プローブ揺動制御部8は超音波プローブ2に設置されているモータ（図示しない）を駆動して超音波振動子2 1を揺動させる。このとき、プローブ揺動制御部8は、制御部6から出力された揺動角度の範囲内を、制御部6から出力された揺動速度で超音波振動子2 1を揺動させる。

30

【0034】

3次元画像処理部9は、信号処理部4にて生成された2次元情報としての断層像データと、制御部6のR O I幅決定手段6 1にて決定された関心領域（R O I）の大きさを示す情報とから、関心領域（R O I）に含まれる3次元画像データを生成する。例えば、1次元超音波プローブを用いて3次元画像データを生成する場合は、プローブ揺動制御部8の制御により超音波振動子2 1を揺動させることにより、揺動方向（Y方向）の複数の断層像データが収集されるため、信号処理部4から複数の断層像データが3次元画像処理部9に出力される。3次元画像処理部9は複数の断層像データから3次元画像データを再構成する。3次元画像処理部9はその構成の際、R O I幅決定手段6 1により決定された関心領域（R O I）に含まれる3次元画像データを抽出する。3次元画像処理部9にて生成された3次元画像データは表示部5に出力され、表示部5のモニタにて表示される。

40

【0035】

計測データ処理部10は、表示部5のモニタに表示されている2次元情報としての断層像から胎児の発育情報を計測するものである。計測データ処理部10は、胎児の頭部の断層像がモニタに表示されているときに、その胎児の頭部の大きさ（縦幅や横幅等）を計測するものである。例えば、児頭大横径などを計測する。この児頭大横径とは、胎児の頭部を真上からみて左右横幅の一番長い部分の直径を表している。計測データ処理部10にて計測された胎児の頭部の大きさの情報は表示部5及び制御部6に出力され、表示部5のモニタにその情報が表示され、制御部6では関心領域（R O I）の大きさなどを決定するための情報として用いられる。

【0036】

50

患者データ処理部 11 は、操作部 7 により入力された母体の患者情報を受けて胎児週数を算出し、その胎児週数情報を表示部 5 及び制御部 6 に出力する。母体の患者情報は例えば母体の最終月経日などが該当する。患者データ処理部 11 は、その最終月経日から胎児週数を算出する。この胎児週数により、胎児の発育の状態が分かるため、患者データ処理部 11 は、その胎児週数情報から更に、胎児の頭部の大きさを決定する。

【0037】

また、ROM や RAM などからなる記憶部（図示しない）が超音波診断装置 1 に設置され、超音波診断装置 1 の各種設定条件や超音波診断装置の制御プログラムが記憶されている。

【0038】

（動作）

10

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作について図 1 から図 9 を参照しつつ説明する。図 4 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の動作を順番に示すフロー チャートである。なお、この実施形態においては、超音波プローブ 2 に 1 次元超音波プローブを用い、超音波振動子 21 を機械的に揺動させて母体及び胎児の 3 次元画像データを収集する場合について説明する。

【0039】

胎児の頭部の 3 次元画像データを生成するために、超音波診断装置 1 によって母体及び胎児の断層像データを収集する。つまり、関心領域（ROI）を設定してその領域に含まれる胎児の頭部の 3 次元画像を生成する前に、超音波診断装置 1 によって母体及び胎児の 2 次元情報としての断層像データを収集する。例えば、超音波診断装置 1 は、超音波振動子 21 を揺動させずに超音波プローブ 2 により被検体（母体）に対して超音波を送信し、母体からの反射波を受信して母体及び胎児の 2 次元情報としての断層像データを生成し、その断層像を表示部 5 のモニタに表示する（ステップ S01）。

20

【0040】

具体的には、超音波プローブ 2 により収集されたエコー信号は、送受信部 3 に出力される。そして、送受信部 3 の受信部にて受信チャンネルごとに増幅された後、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、更に加算されて RF データが生成される。RF データは信号処理部 4 に入力され、信号処理部 4 により 2 次元情報の B モード超音波ラスター データが生成される。そして、B モード超音波ラスター データは、信号処理部 4 により直交座標系で表されるデータに変換され、2 次元情報としての断層像データ（B モード画像データ）が生成される。

30

【0041】

このようにして生成された 2 次元情報としての断層像データが表示部 5 に出力され、表示部 5 のモニタ画面上に母体及び胎児の断層像が表示される。表示部 5 のモニタ画面上に表示される母体及び胎児の断層像の 1 例を図 5 (a) に示す。図 5 は、2 次元画像から胎児の発育情報（頭部の大きさ）を求め、その発育情報から関心領域の大きさを求める処理を説明するための図である。図 5 (a) は、スキャン面 23 (X - Z 面) における胎児の頭部の断層像を示す図であり、図 5 (b) は、関心領域（ROI）26a を示す図である。なお、この発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 の特徴を簡便に説明するために、図 5 (a) には、胎児の頭部の断層像のみを示すこととする。

40

【0042】

図 5 (a) に示すように、表示部 5 のモニタ画面上には 2 次元情報として母体及び胎児の断層像 24 が表示され、その断層像 24 の中に胎児の頭部の断層像 25 が表示されている。この胎児の頭部の断層像 25 は、スキャン面 23 (X - Z 面) における断層像である。図 5 (a) においては、説明を簡便にするために、胎児の頭部の形状を橢円として示している。

【0043】

そして、3 次元画像データを収集する前に関心領域（ROI）の設定条件を決定するため、計測データ処理部 10 は、図 5 (a) に示されている胎児の頭部の断層像を用いて、

50

胎児の発育情報、具体的には胎児の頭部の大きさを計測する（ステップS02）。

【0044】

まず、胎児の頭部の横幅（児頭大横径）を計測するため、操作者は表示部5のモニタ画面上に表示されている断層像24を観察しながら、操作部7を操作することにより、頭部の両端部を指定する。例えば、図5（a）に示すように、操作者は操作部7を用いて横幅の一番長い部分の両端部にある端点S1及びS2を指定する。操作者によって端点S1及びS2が指定されると、計測データ処理部10は端点S1と端点S2との間の長さを計測する。この例においては、計測データ処理部10は、頭部の横幅の一番長い部分の直径の長さ（児頭大横径）を計測することになる。ここでは、この直径の長さ（児頭大横径）を横幅D1とする。

10

【0045】

横幅D1が求まると、計測データ処理部10は、頭部の縦幅の一番長い部分の直径（縦幅D2）を求める。例えば、胎児の頭部は橢円体とみなすことができるため、計測データ処理部10は、胎児の頭部を所定の橢円率を持つ橢円状の形状とみなし、その橢円率と横幅D1とから縦幅D2を求める。また、横幅D1と同様に、操作者が頭部の縦幅の一番長い部分の直径の両端部を指定し、計測データ処理部10がその直径の長さを計測して、その長さを縦幅D2としても良い。

【0046】

また、胎児の頭部の横幅D1と縦幅D2を直接計測せずに、計測データ処理部10が胎児の頭部の周囲の長さを計測し、周囲の長さから横幅D1と縦幅D2を換算して求めて良い。頭部の周囲の長さと、頭部の横幅及び縦幅とは、統計的に関連性があるため、計測データ処理部10によって頭部の周囲の長さを計測することにより、その長さから横幅及び縦幅を換算して求めることができる。

20

【0047】

以上のように計測又は求められた横幅D1及び縦幅D2を示す情報は、計測データ処理部10から制御部6及び表示部5に出力される。表示部5のモニタ画面上には、計測された横幅D1（児頭大横径）や縦幅D2などの値が表示される。

【0048】

さらに、計測データ処理部10は、横幅D1（児頭大横径）から頭部の奥行き方向の幅（揺動方向の幅（Y方向の幅））を求め、その奥行き方向の幅を示す情報を制御部6に出力する。上述したように、胎児の頭部は橢円体とみなすことができるため、頭部の横幅D1（児頭大横径）が計測されれば、奥行き（揺動方向（Y方向））の幅を推定することができる。ここでは、奥行き（揺動方向（Y方向））の幅をD5とする。児頭大横径から胎児の頭部の形状及び大きさが統計的に推定されるため、児頭大横径と頭部の形状及び大きさとを対応付けたテーブル（表）を記憶部（図示しない）に予め記憶しておき、計測データ処理部10がそのテーブルを参照することにより、頭部の奥行き（揺動方向（Y方向））の幅を求める。

30

【0049】

ROI幅決定手段61は、計測データ処理部10から横幅D1及び縦幅D2を示す情報を受けると、それらを用いて2次元情報としての断層像データにおける関心領域（ROI）の横幅及び縦幅を決定する（ステップS03）。例えば、胎児の頭部は橢円体とみなせるため、図5（b）に示すように、関心領域（ROI）26aの形状も橢円状の形状として、ROI幅決定手段61は、関心領域（ROI）26aの横幅D3及び縦幅D4を決定する。ここで、ROI幅決定手段61は操作者により指定された比率（重み）を横幅D1及び縦幅D2に乗算し、橢円形状の関心領域（ROI）26aの横幅D3及び縦幅D4を決定しても良い。例えば、ROI幅決定手段61は、次式（1）により関心領域（ROI）26aの横幅D3及び縦幅D4を決定する。

40

式（1）

関心領域（ROI）26aの横幅D3 = 胎児の頭部の横幅D1 × 比率

関心領域（ROI）26aの縦幅D4 = 胎児の頭部の縦幅D2 × 比率

50

【0050】

式(1)中の比率は、操作者により指定されるパラメータであり、頭部の大きさを関心領域(ROI)の大きさとする場合を「標準」とし、その「標準」を100%とする。「標準」(100%)の場合は、ROI幅決定手段61は、比率=「1」として関心領域(ROI)の横幅D3及び縦幅D4を決定する。この場合、関心領域(ROI)の横幅D3=頭部の横幅D1となり、関心領域(ROI)の縦幅D4=頭部の縦幅D2となる。

【0051】

また、操作者が操作部7を用いて比率を選択することにより、頭部の大きさに対して関心領域(ROI)の大きさを変更することもできる。例えば、「標準」の大きさに対して110%の率が選択された場合、ROI幅決定手段61は、比率=「1.1」として関心領域(ROI)の横幅D3及び縦幅D4を決定する。この場合、関心領域(ROI)の横幅D3は、頭部の横幅D1の「1.1倍」になり、縦幅D4も縦幅D2の「1.1倍」になる。

10

【0052】

この比率は任意に選択可能であり、例えば、「標準」(100%)、[標準]の90%、「標準」の110%、「標準」の120%、「標準」の130%等の選択が可能である。操作者が操作部7によりこれらの比率を入力すると、ROI幅決定手段61は、その比率に従って、関心領域(ROI)の横幅D3及び縦幅D4を決定する。

【0053】

以上のように、ROI幅決定手段61により、2次元情報としての断層像データにおける関心領域(ROI)26aの横幅D3及び縦幅D4が決定される。この関心領域(ROI)26aは、超音波振動子21を揺動していない場合に収集される断層像データに対する関心領域である。つまり、関心領域(ROI)26aは、図3(b)に示す揺動角度が「0°」において収集される断層像データにおける関心領域を示していることになる。

20

【0054】

また、関心領域(ROI)の横幅及び縦幅を決定する別 の方法として、母体の患者情報に含まれる最終月経日を用いても良い。この場合、まず、操作者は操作部7により母体の最終月経部が含まれる患者情報を超音波診断装置1に入力する。患者データ処理部11は、制御部6を介してその患者情報を受け最終月経日から胎児週数を算出する。胎児週数と胎児の大きさとは統計的に関連しているため、患者データ処理部11は胎児週数から胎児の頭部の大きさを決定する。例えば、胎児週数と胎児の頭部の大きさとを関連付けたテーブルを記憶部(図示しない)に予め記憶しておき、患者データ処理部11がそのテーブルを参照することにより胎児週数から胎児の頭部の大きさ(横幅D1、縦幅D2及び奥行き方向の幅D5)を求める。このようにして求められた頭部の横幅D1及び縦幅D2の情報が制御部6のROI幅決定手段61に出力され、上述した処理と同様に、ROI幅決定手段61により関心領域(ROI)の横幅D3及び縦幅D4が決定される。

30

【0055】

以上のように、揺動角度が「0°」の断層像データにおける関心領域(ROI)26aの横幅D3及び縦幅D4が決定されると、次に、揺動角度決定手段62により、揺動角度の範囲が決定される(ステップS04)。揺動角度の範囲を決定する方法について、図6を参照しつつ説明する。図6は、揺動角度を求める処理を説明するための図であり、図3のX方向からみた図である。

40

【0056】

まず、操作者は表示部5のモニタ画面上に関心領域(ROI)26aを表示すべき位置を指定する。例えば、操作者は表示部5のモニタ画面上に表示されている断層像24を観察しながら、操作部7を操作することにより、胎児の頭部を含むように関心領域(ROI)26aを表示すべき位置を指定する。指定された位置は、関心領域(ROI)26aの上端部となる。

【0057】

そして、揺動角度決定手段62は、揺動中心点21aから超音波プローブ2の表面まで

50

の距離、上記指定された関心領域（R O I）2 6 a の表示位置、関心領域（R O I）2 6 a の縦幅D 4、及び胎児の頭部の形状（奥行き方向（揺動方向の幅D 5））を用いて揺動角度の範囲を決定する。

【0058】

図6に示すように、超音波振動子2 1の揺動中心点2 1 aから超音波プローブ2の表面までの距離を距離d 1とする。また、関心領域（R O I）2 6 aを表示すべき位置として操作者により指定された位置を指定位置S 3とし、超音波プローブ2の表面から関心領域の指定位置S 3までの距離を距離d 2とする。さらに、関心領域（R O I）2 6 aの縦幅D 4の半分の値をd 3（= D 4 / 2）とする。また、計測データ処理部1 0により、頭部の形状、具体的には、頭部の奥行き方向（揺動方向（Y方向））の幅D 5が求められている。なお、図6には、胎児の頭部の奥行き方向（揺動方向（Y方向））の形状2 7を示している。この図6においては、説明を簡便にするため、奥行き方向（揺動方向（Y方向））の形状を橢円形状としている。

【0059】

揺動角度決定手段6 2は、上記のパラメータを用いて揺動角度を求める。この揺動角度を求めるために、まず、揺動角度決定手段6 2は、揺動中心点2 1 aから超音波プローブ2の表面までの距離d 1と、超音波プローブ2の表面から関心領域の指定位置S 3までの距離d 2と、縦幅D 4の半分の値d 3との和を求める。つまり、揺動角度決定手段6 2は、「d 1 + d 2 + d 3」を算出する。そして、奥行き方向（揺動方向（Y方向））の幅D 5の半分の値をd 4（= D 5 / 2）とする。揺動角度決定手段6 2は、以下に示す式（2）により、揺動角度の範囲を決定する。

式（2）

$$\text{揺動角度} = \tan^{-1} \{ d 4 / (d 1 + d 2 + d 3) \}$$

【0060】

この式（2）で表される揺動角度まで超音波振動子2 1を揺動させることにより、頭部2 7の奥行き方向（揺動方向（Y方向））の端部S 4、S 5付近の断層像が収集されることになる。

【0061】

なお、この揺動角度についても、上述した比率を乗算しても良い。例えば、操作者により「標準」が指定されると、揺動角度決定手段6 2は、式（2）により求められた角度に比率「1」を乗算し、「標準」の110%が指定されると、式（2）により求められた角度に比率「1.1」を乗算して揺動角度を算出する。

【0062】

以上のように、この実施形態に係る超音波診断装置1は、胎児の発育情報、つまり胎児の頭部の大きさ（横幅、縦幅及び奥行き方向の幅）に基づいて揺動角度を求ることにより、胎児の頭部の形状に合致した範囲内で超音波振動子2 1を揺動させてスキャンすることができるため、胎児の頭部の大きさに合った範囲の画像を収集することが可能となる。

【0063】

揺動角度の範囲が決定されると、揺動角度の範囲を示す情報がプローブ揺動制御部8に出力される。揺動角度が決定されると、次は、R O I幅決定手段6 1により、各揺動角度における関心領域（R O I）の大きさが決定される（ステップS 0 5）。揺動角度に応じた関心領域の大きさを求める処理について、図7を参照しつつ説明する。図7は、揺動角度に応じた関心領域の大きさを求める処理を説明するための図であり、図7（a）は図3のX方向からみた図である。

【0064】

図7（a）に示すように、胎児の頭部は橢円体とみなすことができ、揺動角度が「0°」における頭部の断面積が大きく、角度が大きくなるにつれて徐々に断面積は小さくなっていく。従って、揺動角度が大きくなるにつれて、R O I幅決定手段6 1は、関心領域（R O I）の横幅D 3及び縦幅D 4を短くする。胎児の頭部の形状及び大きさは統計的に判明し、上述したように、胎児の頭部の形状及び大きさは記憶部（図示しない）に予め記憶

10

20

30

40

50

されている。ROI幅決定手段61は、その記憶部に記憶されている胎児の頭部の形状及び大きさと、関心領域(ROI)26aの横幅D3及び縦幅D4と、揺動角度の範囲とから、各角度における関心領域(ROI)の横幅及び縦幅を求める。

【0065】

例えば、ROI幅決定手段61は、揺動角度が「0°」においては関心領域(ROI)26aとし、揺動角度が「10°及び、-10°」においては関心領域(ROI)26bとし、揺動角度が「20°及び、-20°」においては関心領域(ROI)26cとし、揺動角度が「30°及び、-30°」においては関心領域(ROI)26dとする。

【0066】

図7(a)及び(b)に示すように、揺動角度が「0°」における関心領域(ROI)26aの横幅及び縦幅が一番長く、範囲の大きさが一番大きい。そして、揺動角度が「10°、-10°」における関心領域(ROI)26bの横幅及び縦幅は関心領域(ROI)26aよりも短くなり、揺動角度が「20°、-20°」における関心領域(ROI)26cの横幅及び縦幅は関心領域(ROI)26bよりも短くなり、更に、揺動角度が「30°、-30°」における関心領域(ROI)26dの横幅及び縦幅は関心領域(ROI)26cよりも短くなる。このように、ROI決定手段61は、胎児の頭部27の端部に近い関心領域(ROI)ほど、その横幅及び縦幅を短くし、その大きさを小さくする。

10

【0067】

このように、超音波診断装置1は、揺動角度に応じて関心領域(ROI)の横幅及び縦幅(大きさ)を変えることにより、胎児の頭部の形状にあった関心領域(ROI)を設定することができ、良好に胎児の頭部の3次元画像を抽出して表示することが可能となる。なお、関心領域(ROI)を示す情報は、制御部6から3次元画像処理部9に出力される。

20

【0068】

揺動角度の範囲が決定されると、次に、揺動速度決定手段63により超音波振動子21の揺動速度が決定される(ステップS06)。この揺動速度を決定する処理について、図8を参照しつつ説明する。図8は、揺動速度を求めるためのテーブル(表)を示す図である。

【0069】

図8に示すテーブル(表)は、超音波診断装置1の記憶部(図示しない)に記憶されている情報である。このテーブル(表)は、超音波振動子21の揺動角度の範囲と、画像の画質を示す情報と、揺動速度とを関連付けた情報である。揺動角度の範囲は、上述した揺動角度決定手段62により求められる。画像の画質を示す情報は、操作者により選択されて決定されるものであり、操作部7から入力される情報である。

30

【0070】

揺動速度決定手段63は、揺度角度の範囲と、画像の画質を示す情報とを受けると、図8に示すテーブルを参照して超音波振動子21の揺動速度を決定する。例えば、揺動角度の範囲が最大で「45°、-45°」の場合であって、操作者により「高画質」が選択された場合は、揺動速度決定手段63はテーブル(表)から速度「90」を選択し、「中画質」が選択された場合は速度「110」を選択し、「低画質」が選択された場合は速度「130」を選択する。このように、高画質から低画質になるほど、揺動速度を速くする。つまり、高画質の画像を収集したい場合は、超音波振動子21を揺動する速度を遅くしてスキャンを行い、高画質よりもスキャンの速度を優先したい場合は、超音波振動子21を揺動する速度を速くしてスキャンを行なう。

40

【0071】

揺動速度は超音波の走査線密度に関連している。つまり、揺動速度を速くするほど走査線密度が疎になり、揺動速度を遅くするほど走査線密度が密になる。従って、揺動速度を速くするほど走査線密度が疎になるため、収集される画像の質は高画質から低画質になるが、移動速度を速くするほどスキャンの速度が速くなるため、超音波診断装置1のリアルタイム性を向上させることができる。一方、揺動速度を遅くするほど走査線密度が密にな

50

るため、収集される画像の質は低画質から高画質になる。

【0072】

以上のように、画像の画質（走査線密度）と超音波のスキャンの速度とは相対的な関係が成立している。操作者は、「高画質」を選択することで高画質の画像を得ることができ、血流などの画像を収集する場合に「低画質」を選択することで、フレームレートを速めることができ、リアルタイム性が向上した画像を得ることができる。

【0073】

このように揺動速度決定手段63により超音波振動子21の揺動速度が決定されると、その揺動速度の情報がプローブ揺動制御部8に出力される。

【0074】

プローブ揺動制御部8は、制御部6から出力された揺動角度及び揺動速度の情報に基づいて超音波振動子21の揺動を制御する。このプローブ揺動制御部8による超音波振動子21の揺動制御、及び、送受信部3による超音波の送受信の制御により、超音波プローブ2によって各揺動角度におけるエコー信号が収集される。各揺動角度におけるエコー信号は信号処理部4に出力され、信号処理部4にて各揺動角度の断層像データが生成され、各揺動角度の断層像データは3次元画像処理部9に出力される（ステップS07）。

【0075】

3次元画像処理部9は、各揺動角度における断層像データから3次元画像データを公知の方法により再構成する。このとき、制御部6から各揺動角度における関心領域（ROI）の大きさ（横幅及び縦幅）を示す情報が3次元画像処理部9に出力されているため、3次元画像処理部9は、各揺動角度における断層像データからその揺動角度における関心領域（ROI）に含まれる画像データを抽出する（ステップS08）。例えば、揺動角度が「0°」においては関心領域（ROI）26aが対応するため、3次元画像処理部9は、揺動角度が「0°」において収集された断層像データからその関心領域（ROI）26aの範囲に含まれる画像データを抽出する。他の揺動角度においても同じである。例えば、揺動角度が「10°、-10°」においては関心領域（ROI）26bが対応するため、3次元画像処理部9は、揺動角度が「10°、-10°」において収集された断層像データからその関心領域（ROI）26bの範囲に含まれる画像データを抽出する。そして、3次元画像処理部9は各揺動角度において抽出した画像データから3次元画像データを再構成する。このようにして再構成された3次元画像データは表示部5に出力され、胎児の頭部の3次元画像が表示部5に表示されることになる。

【0076】

このように、この実施形態に係る超音波診断装置1は、胎児の頭部の大きさ（横幅、縦幅及び奥行きの幅）から関心領域（ROI）の大きさ（横幅及び縦幅）、揺動角度、揺動速度、及び各揺動角度における関心領域（ROI）の大きさを求めることにより、胎児の頭部の形状に合致した3次元画像データを再構成することが可能となる。そのことにより、超音波診断装置1は、適切に胎児の頭部の3次元画像を抽出して表示することが可能となる。

【0077】

従来においては、操作者の経験や勘に頼って、操作者が関心領域（ROI）の大きさや揺動角度や揺動速度を決定していたが、この実施形態に係る超音波診断装置1によると、胎児の発育情報又は胎児週数情報が得られれば、その胎児の頭部の形状の3次元画像を抽出するため適した関心領域（ROI）の大きさ、揺動角度及び揺動速度が自動的に決定されるため、操作者による関心領域の設定を省略することができる。

【0078】

また、上述の処理により決定された関心領域（ROI）の大きさ、揺動角度及び揺動速度によっても、適切に胎児の頭部の3次元画像が抽出されない場合は、関心領域の大きさや揺動角度等を再設定してスキャンをやり直す必要がある。このように再設定が必要であっても、この実施形態に係る超音波診断装置1によるとその再設定の頻度を低減することが可能となる。つまり、胎児の頭部の3次元画像を適切に抽出するための、関心領域の大

10

20

30

40

50

きさや揺動角度等が最適条件からずれていても、R O I 幅決定手段 6 1 等により、胎児の頭部の形状に適した関心領域 (R O I) の大きさや揺動角度等が求められているため、最適条件からのずれは僅かであると考えられる。このように、最適条件からのずれが僅かであるため、再設定の頻度を減らすことができる。また、再設定する際には、上述した比率を変えて適切な比率を選択するだけで、胎児の頭部の3次元画像を抽出するのに適した関心領域の大きさや揺動角度等が得られる。このように、たとえ最初の設定で最適な関心領域の設定条件が得られなくても、再設定の頻度を減らすことができるため、結果として、検査時間を短縮することができ、患者及び操作者への負担を軽減することが可能となる。

【 0 0 7 9 】

また、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、関心領域 (R O I) の位置も自動的に決定することができる。この処理について図 9 を参照しつつ説明する。図 9 は、関心領域 (R O I) の中心位置を求める処理を説明するための図である。図 9 (a) はスキャン面 2 3 (X - Z 面) における断層像を示す図であり、図 9 (b) は関心領域 (R O I) を示す図である。

【 0 0 8 0 】

ステップ S 0 2 にて、胎児の頭部の横幅 (児頭大横径) を計測する際に、操作者によって図 9 (a) に示すように端点 S 1 及び S 2 が指定されると、R O I 位置決定手段 6 4 は、その端点 S 1 及び S 2 の位置 (座標) から横幅 D 1 の中心点 O 1 の位置 (座標) を求める。そして、R O I 位置決定手段 6 4 は、その中心点 O 1 の位置 (座標) から以下に示す式 (3) により、図 9 (b) に示す関心領域 (R O I) 2 6 a の中心点 O 2 の位置 (座標) を決定する。

式 (3)

関心領域 (R O I) 2 6 a の中心点 O 2 の位置 (座標) = 中心点 O 1 の位置 (座標) × 比率

【 0 0 8 1 】

上述したように、比率は操作者により任意に決定されるパラメータであり、「標準」を 100 % とし、「標準」の 110 %、120 % 等が選択可能となっている。例えば、操作者により「標準」が選択された場合は、比率は「1.0」となり、関心領域 (R O I) 2 6 a の中心点 O 2 の位置 (座標) = 中心点 O 1 (座標) となる。また、「標準」の 110 % が選択された場合は、比率が「1.1」となり、この場合、関心領域 (R O I) 2 6 a の Z 方向 (深さ方向) の座標に「1.1」を乗算することになる。

【 0 0 8 2 】

このように、この実施形態に係る超音波診断装置 1 は、胎児の頭部の横幅 (児頭大横径) を計測する際に指定された端点 S 1 及び S 2 に基づいて、関心領域 (R O I) 2 6 a の X - Z 平面における位置 (座標) を自動的に決定することもできる。

【 0 0 8 3 】

(变形例)

次に、上記実施形態に係る超音波診断装置の変形例について説明する。上述した実施形態では母体及び胎児を撮影の対象部位としたが、母体及び胎児以外の部位を撮影する場合であっても、超音波診断装置 1 によるとその部位の形状に合致した 3 次元画像が得られる。この変形例では、撮影の対象部位の 1 例として腫瘍の 3 次元画像を表示する場合について説明する。

【 0 0 8 4 】

ここでは、甲状腺の腫瘍を撮影の対象部位とする。腫瘍の 3 次元画像データを生成するために、超音波診断装置 1 によって甲状腺にできた腫瘍の断層像データを収集する。例えば、超音波振動子 2 1 を揺動させずに超音波プローブ 2 により被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波を受信して腫瘍を含む領域の断層像データを生成し、その断層像を表示部 5 のモニタに表示する。

【 0 0 8 5 】

このようにして生成された 2 次元情報としての断層像データが表示部 5 に出力され、表

10

20

30

40

50

示部 5 のモニタ画面上に腫瘍を含む領域の画像が表示される。表示部 5 のモニタ画面上に表示される腫瘍を含む領域の断層像の 1 例を図 10 に示す。図 10 は、モニタ画面上に表示される腫瘍の断層像の 1 例であり、スキャン面 (X - Z 面) における腫瘍の断層像を示す図である。

【 0 0 8 6 】

図 10 に示すように、表示部 5 のモニタ画面上には 2 次元情報として腫瘍を含む領域の断層像 30 が表示され、その断層像 30 の中に腫瘍の断層像 31 が表示されている。この腫瘍の断層像 31 は、スキャン面 23 (X - Z 面) における断層像である。

【 0 0 8 7 】

そして、3 次元画像データを収集する前に関心領域 (R O I) の設定条件を決定するため、計測データ処理部 10 は、図 10 に示されている腫瘍の断層像 31 を用いて腫瘍の大きさを計測する。

【 0 0 8 8 】

まず、腫瘍の横幅を計測するため、操作者は表示部 5 のモニタ画面上に表示されている断層像 30 を観察しながら、操作部 7 を操作することにより腫瘍の両端部を指定する。例えば図 10 に示すように、横幅の一番長い部分の両端部にある端点 S10 及び S20 が操作者によって指定されると、計測データ処理部 10 は端点 S10 と端点 S20 との間の長さを計測する。この場合、計測データ処理部 10 は、腫瘍の横幅の一番長い部分の長さを計測することになる。ここでは、横幅の一番長い部分の長さを横幅 D10 とする。

【 0 0 8 9 】

横幅 D10 が求まると、計測データ処理部 10 は、腫瘍の縦幅の一番長い部分の長さ (縦幅 D11) を求める。横幅 D10 と同様に、操作者が腫瘍の縦幅の一番長い部分の両端部を指定し、計測データ処理部 10 がその長さを計測して、その長さを縦幅 D11 とする。

【 0 0 9 0 】

また、上述した実施形態と同様に、腫瘍の横幅 D10 と縦幅 D11 を直接計測せずに、計測データ処理部 10 が腫瘍の周囲の長さを計測し、周囲の長さから横幅 D10 と縦幅 D11 を換算して求めて良い。

【 0 0 9 1 】

以上のように求められた横幅 D10 及び縦幅 D11 は、計測データ処理部 10 から制御部 6 及び表示部 5 に出力される。表示部 5 のモニタ画面上には、計測された横幅 D10 及び縦幅 D11 などの値が表示される。

【 0 0 9 2 】

さらに、計測データ処理部 10 は、横幅 D10 (又は縦幅 D11) から腫瘍の奥行き方向 (揺動方向の幅 (Y 方向の幅)) を求め、その奥行き方向の幅を示す情報を制御部 6 に出力する。この奥行き (揺動方向 (Y 方向)) の幅を幅 D12 とする。横幅 D10 (又は縦幅 D11) から腫瘍の形状及び大きさが統計的に推定されるため、横幅 D10 (又は縦幅 D11) と腫瘍の形状及び大きさとを対応付けたテーブル (表) を記憶部 (図示しない) に予め記憶しておき、計測データ処理部 10 がそのテーブルを参照することにより、腫瘍の奥行き (揺動方向 (Y 方向)) の幅 D12 を求める。

【 0 0 9 3 】

R O I 幅決定手段 61 は、計測データ処理部 10 から横幅 D10 及び縦幅 D11 を示す情報を受けると、それらを用いて 2 次元情報としての断層像データにおける関心領域 (R O I) の横軸及び縦軸を決定する。上述した実施形態と同様に診断部位としての腫瘍を橢円体とみなし、計測データ処理部 10 は、図 5 (b) に示すように、関心領域 (R O I) 26a の形状も橢円状の形状として関心領域 (R O I) 26a の横幅 D3 及び縦幅 D4 を決定する。ここで、R O I 幅決定手段 61 は、上述した実施形態と同様に、操作者により指定された比率 (重み) を横幅 D10 及び縦幅 D11 に乗算し、関心領域 (R O I) 26a の横幅 D3 及び縦幅 D4 を決定しても良い。例えば、上述した実施形態と同様に、R O I 幅決定手段 61 は、式 (1) により関心領域 (R O I) 26a の横幅 D3 及び縦幅 D4

10

20

30

40

50

を決定する。

【0094】

医師は、腫瘍と腫瘍の周辺に存在する血管とを観察して診断を行う場合があり、その場合には、腫瘍と腫瘍の周辺に存在する血管とが含まれる画像を表示部5に表示する必要がある。その場合、式(1)の比率を大きくして関心領域(ROI)の大きさを大きくする。例えば、腫瘍の周辺に存在する血管が含まれるように、「標準」の大きさに対して110%の率が操作者によって選択されると、ROI幅決定手段61は、比率='1.1'として関心領域(ROI)の横幅D3及び縦幅D4を決定する。この場合、関心領域(ROI)の横幅D3は腫瘍の横幅D10の「1.1倍」になり、関心領域(ROI)の縦幅D4も腫瘍の縦幅D11の「1.1倍」になる。上述した実施形態と同様に、この比率は操作者が任意に選択することができ、腫瘍の周辺に存在する血管が画像に含まれるように、操作者は比率を120%や130%に変更する。10

【0095】

以上のように、ROI幅決定手段61により、2次元情報としての断層像データにおける関心領域(ROI)26aの横幅D3及び縦幅D4が決定される。この関心領域(ROI)26aは、超音波振動子21を揺動させていない場合に収集される断層像データに対する関心領域である。

【0096】

以上のように、揺動角度が「0°」の断層像データに対する関心領域(ROI)26aの横幅D3及び縦幅D4が決定されると、次に、揺動角度決定手段62により、揺動角度の範囲が決定される。20

【0097】

上述した実施形態と同様に、例えば、操作者が表示装置5のモニタ画面上に表示されている断層像30を観察しながら、操作部7を操作して腫瘍を含むように関心領域(ROI)26aを表示すべき位置を指定する。指定された位置は関心領域(ROI)26aの上端部となる。

【0098】

そして、揺動角度決定手段62は、揺動中心点21aから超音波プローブ2の表面までの距離、上記指定された関心領域(ROI)26aの表示位置、関心領域(ROI)26aの縦幅D4、及び腫瘍の形状(奥行き方向(揺動方向の幅D5))を用いて揺動角度の範囲を決定する。30

【0099】

揺動角度の範囲を決定する具体的な方法は、上述した実施形態に係る方法と同じであり、揺動角度決定手段62は、上述した式(2)に従って揺動角度を決定する。式(2)で決定される揺動角度まで超音波振動子21を揺動させることにより、腫瘍の奥行き方向における端部付近の断層像が収集される。

【0100】

また、揺動角度についても、上述した比率を乗算しても良い。腫瘍の周辺に存在する血管を観察して診断を行う場合には、式(2)により求められた角度を大きくして、超音波振動子21を揺動させる範囲を広げれば良い。例えば、腫瘍の周辺に存在する血管が含まれるように、「標準」の角度に対して110%の率が操作者によって選択されると、揺動角度決定手段62は、比率='1.1'として揺動角度を算出する。上述した実施形態と同様に、この比率は操作者が任意に選択することができ、腫瘍の周辺に存在する血管が画像に含まれるように、比率を120%や130%にする。40

【0101】

以上のように、揺動角度の範囲が決定されると、揺動角度の範囲を示す情報がプローブ揺動制御部8に出力される。揺動角度が決定されると、次は、ROI幅決定手段61により、各揺動角度における関心領域(ROI)の大きさが決定される。例えば、腫瘍を打査円体とみなした場合、揺動角度が「0°」における腫瘍の断面積が大きく、角度が大きくなるにつれて徐々に腫瘍の断面積が小さくなっていく。この場合、揺動角度が大きくな50

るにつれて、ROI 幅決定手段 6 1 は関心領域の幅 D 3 及び縦幅 D 4 を短くする。腫瘍の形状及び大きさを予め記憶部（図示しない）に記憶させておき、ROI 幅決定手段 6 1 が、その記憶部に記憶されている腫瘍の形状及び大きさと、関心領域（ROI）26a の横幅 D 3 及び縦幅 D 4 と、揺動角度の範囲とから、各角度における関心領域（ROI）の横幅及び縦幅を求める。

【0102】

例えば、図 7 (b) に示すように、ROI 幅決定手段 6 1 は、揺動角度が大きくなるほど関心領域（ROI）の横幅及び縦幅を短くし、腫瘍の端部に近い関心領域（ROI）ほど横幅及び縦幅を短くして大きさを小さくする。

【0103】

以上のように、超音波診断装置 1 は、揺動角度に応じて関心領域（ROI）の横幅及び縦幅（大きさ）を変えることにより、腫瘍の形状に適した関心領域（ROI）を設定することができ、良好に腫瘍の 3 次元画像を抽出して表示することが可能となる。なお、関心領域（ROI）を示す情報は、制御部 6 から 3 次元画像処理部 9 に出力される。

【0104】

揺動角度の範囲が決定されると、上述した実施形態と同様に、揺動速度決定手段 6 3 が図 8 に示すテーブルを参照して超音波振動子 21 の揺動速度を決定する。揺動速度決定手段 6 3 は、揺動角度決定手段 6 2 により決定された揺動角度の範囲と、操作者によって選択された画像の画質を示す情報とを受けると、図 8 に示すテーブルを参照して、超音波振動子 21 の揺動速度を決定する。上述した実施形態と同様に、高画質の画像を収集したい場合は、超音波振動子 21 を揺動する速度を遅くしてスキャンを行ない、スキャンの速度を優先したい場合は、超音波振動子 21 を揺動する速度を速くする。

【0105】

例えば、腫瘍の周辺に存在する血管の血流を観察するためにカラーフローマッピング（CFM）による表示を行う場合、血液の流れが観察できる程度にスキャン速度を速める必要がある。その場合、操作者が「中画質」や「低画質」を選択することで、フレームレートを速めることができ、リアルタイム性が向上した画像を得ることができる。

【0106】

このように揺動速度決定手段 6 3 により超音波振動子 21 の揺動速度が決定されると、その揺動速度の情報がプローブ揺動制御部 8 に出力される。

【0107】

プローブ揺動制御部 8 は、制御部 6 から出力された揺動角度及び揺動速度の情報に基づいて超音波振動子 21 の揺動を制御する。そして、プローブ揺動制御部 8 による超音波振動子 21 の揺動制御、及び送受信部 3 による超音波の送受信の制御により、各揺動角度におけるエコー信号が収集され、信号処理部 4 にて各揺動角度の断層像データが生成され、それら断層像データは 3 次元画像処理部 9 に出力される。

【0108】

3 次元画像処理部 9 は、各揺動角度における断層像データから 3 次元画像データを再構成する。その際、3 次元画像処理部 9 は、各揺動角度における断層像データからその揺動角度における関心領域（ROI）に含まれる画像データを抽出する。そして、3 次元画像処理部 9 は、各揺動角度において抽出された画像データに基づいて 3 次元画像データを再構成する。このようにして再構成された 3 次元画像データは表示部 5 に出力され、腫瘍の 3 次元画像が表示されることになる。

【0109】

以上のように、超音波診断装置 1 は、腫瘍の大きさ（横幅、縦幅及び奥行きの幅）から関心領域（ROI）の大きさ（横幅及び縦幅）、揺動角度、揺動速度、及び各揺動角度における関心領域（ROI）の大きさを求ることにより、腫瘍の形状に合致した 3 次元画像データを再構成することが可能となる。そのことにより、超音波診断装置 1 は、適切に腫瘍の 3 次元画像を抽出して表示することが可能となる。

【0110】

10

20

30

40

50

また、上述した実施形態と同様に、超音波診断装置1は関心領域(ROI)の位置を自動的に決定しても良い。例えば、操作者によって図10に示す端点S10及びS20が指定されると、ROI位置決定手段64は、その端点S10及びS20の位置(座標)から、横幅D10の中心点の位置(座標)を求める。そして、ROI位置決定手段64は、その中心点の位置(座標)から、上述した式(3)により、関心領域(ROI)26aの中心点の位置(座標)を決定する。

【0111】

上述した実施形態及び変形例では母体及び胎児と腫瘍を撮影する場合について説明したが、それら以外の診断部位を撮影する場合であっても、この超音波診断装置1によると、その診断部位の形状に適した関心領域(ROI)や揺動角度を設定することができ、良好にその診断部位の3次元画像を抽出して表示することが可能となる。例えば、心臓や肝臓などの内蔵を診断部位としても、この超音波診断装置1によると、心臓などの形状に適した関心領域(ROI)や揺動速度を設定することができ、良好に心臓などの3次元画像を抽出して表示することが可能となる。

10

【0112】

上述した実施形態及び変形例に係る超音波診断装置1によると、2次元情報としての断層像で診断部位の大きさ(横幅及び縦幅)を計測し、その計測値や関心領域の位置を基に、関心領域の大きさ、揺動の角度、及び揺動の速度(走査線密度)を決定することで、診断部位の画像を抽出するため適した関心領域の大きさ、揺動の角度、及び揺動の速度(走査線密度)を自動的に決定することができる。そのことにより、診断部位の観察に必要な画像が効率的に得られ、超音波診断装置による診断の効率を向上させることができとなる。

20

【図面の簡単な説明】

【0113】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】1次元超音波プローブの概略構成を示す斜視図である。

【図3】1次元超音波プローブの揺動を説明するための図である。

【図4】この発明の超音波診断装置の動作を順番に説明するためのフローチャートである。

【図5】2次元画像から胎児の発育情報(頭部の大きさ)を求め、その発育情報から関心領域の大きさを求める処理を説明するための図である。

30

【図6】揺動角度を求める処理を説明するための図である。

【図7】揺動角度に応じた関心領域の大きさを求める処理を説明するための図である。

【図8】揺動速度を求めるためのテーブル(表)を示す図である。

【図9】関心領域の中心位置を求める処理を説明するための図である。

【図10】モニタ画面上に表示される腫瘍の断層像の1例であり、スキャン面(X-Z面)における腫瘍の断層像を示す図である。

【符号の説明】

【0114】

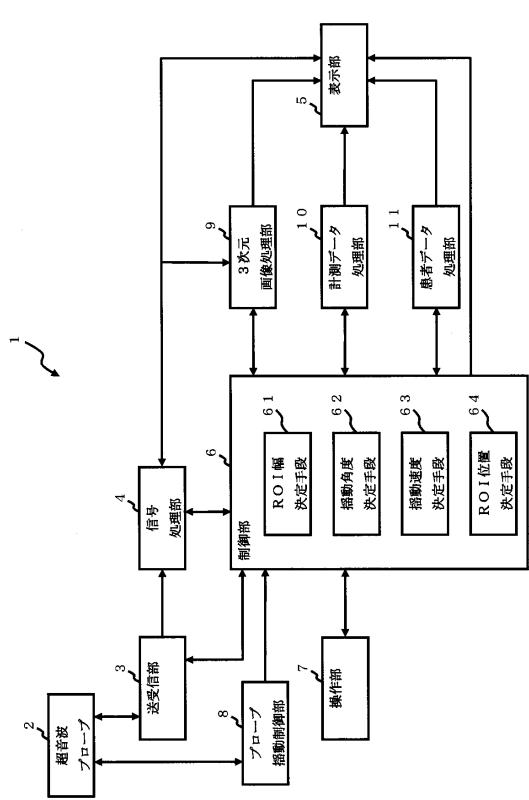
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 表示部
- 6 制御部
- 7 操作部
- 8 プローブ揺動制御部
- 9 3次元画像処理部
- 10 計測データ処理部
- 11 患者データ処理部

40

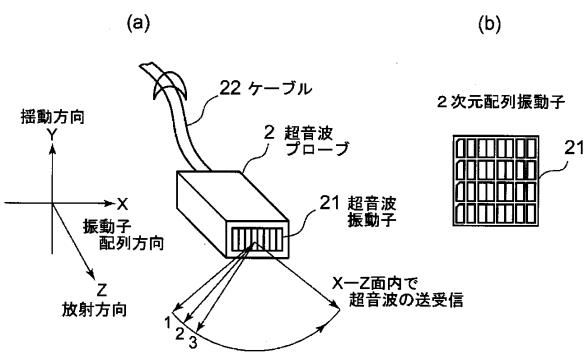
50

- 2 1 超音波振動子
 6 1 R O I 幅決定手段
 6 2 搖動角度決定手段
 6 3 搖動速度決定手段
 6 4 R O I 位置決定手段

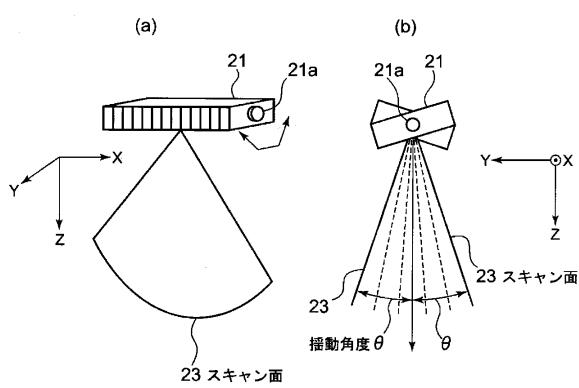
【図 1】



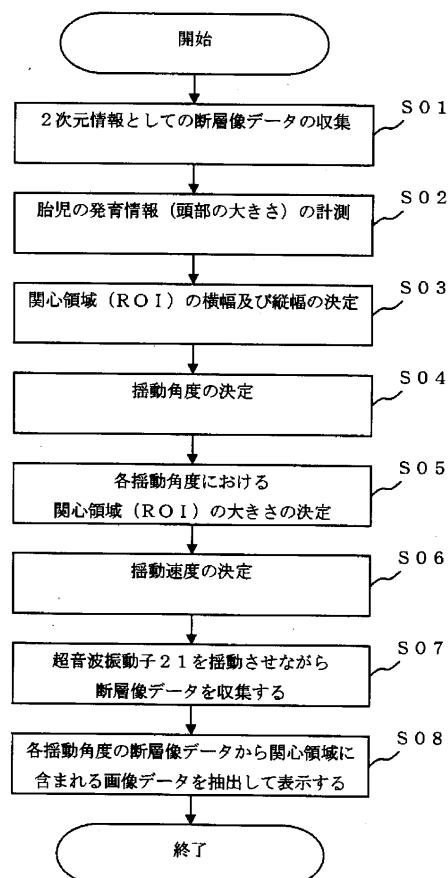
【図 2】



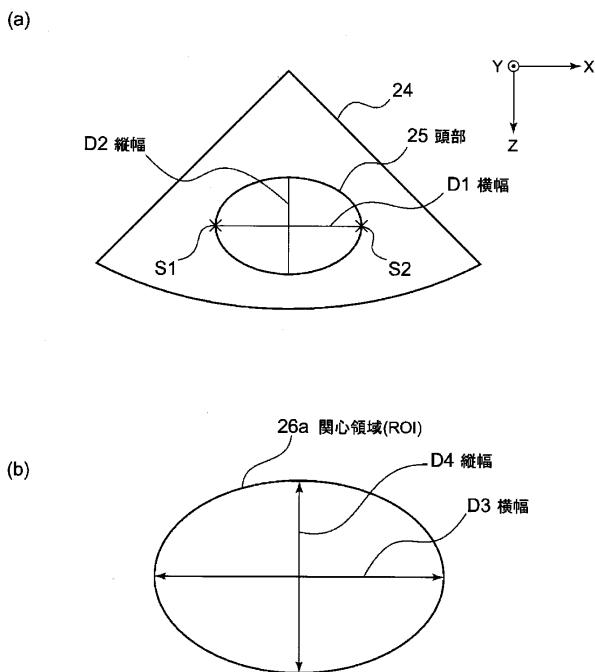
【図 3】



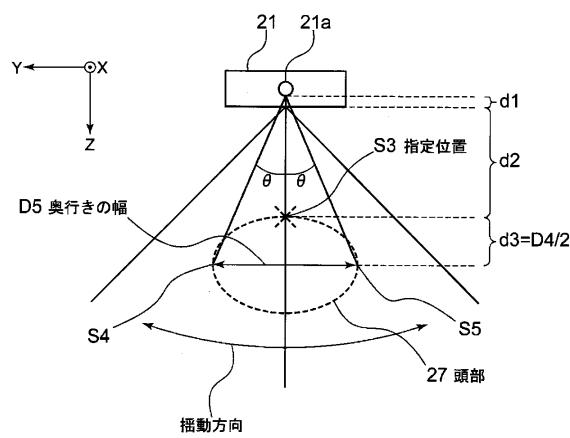
【図4】



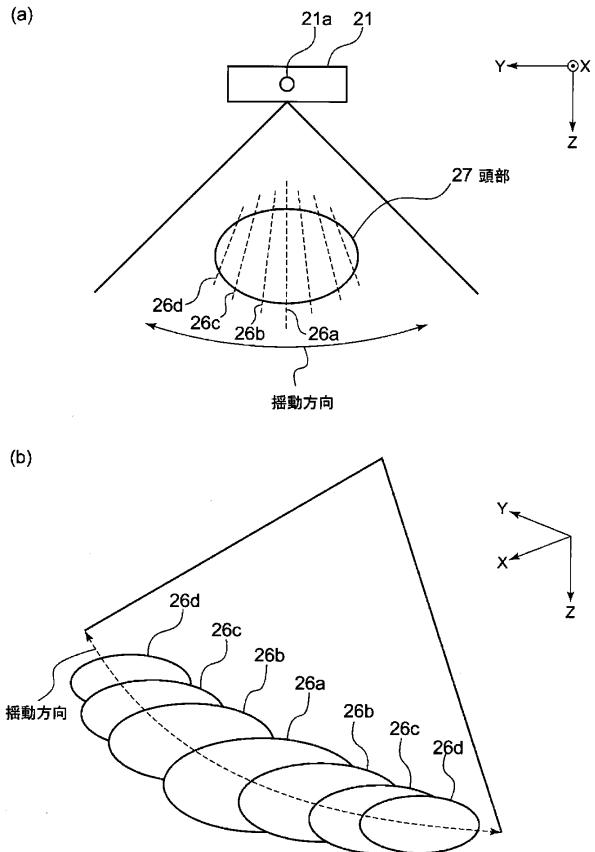
【図5】



【図6】



【図7】

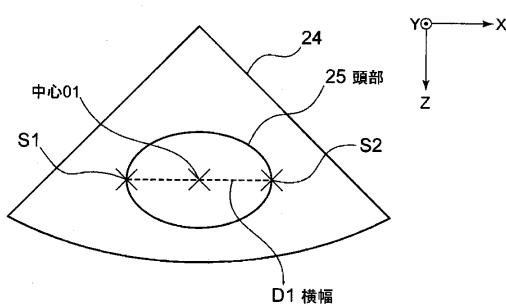


【図8】

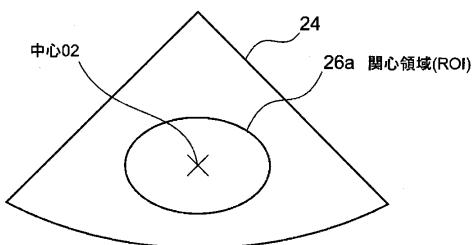
		振動角度の範囲					
		20°	25°	30°	35°	40°	45°
画質	高画質	40	50	60	70	80	90
	中画質	60	70	80	90	100	110
	低画質	80	90	100	110	120	130

【図9】

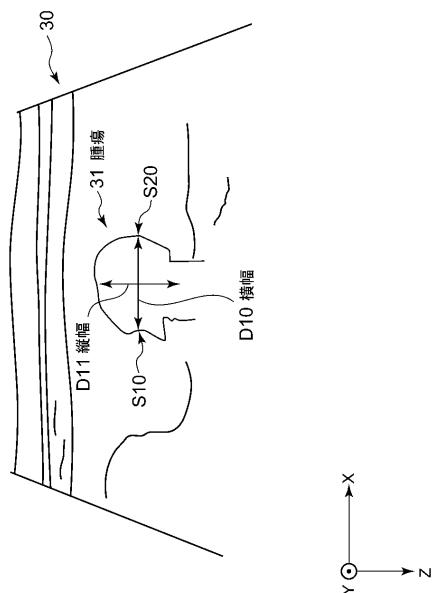
(a)



(b)



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 坂口 文康

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 本社内

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2004-275223(JP, A)

特開平11-113901(JP, A)

特開平07-222742(JP, A)

特開2004-344517(JP, A)

特開2000-197631(JP, A)

特開2004-313652(JP, A)

特開2002-153473(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

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	JP4868843B2	公开(公告)日	2012-02-01
申请号	JP2005366203	申请日	2005-12-20
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	市岡健一 瀬口宗基 坂口文康		
发明人	市岡 健一 瀬口 宗基 坂口 文康		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0866 A61B8/14 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/483 A61B8/585		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB16 4C601/DD09 4C601/EE11 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC37		
优先权	2005018172 2005-01-26 JP		
其他公开文献	JP2006231035A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其基于关于要拍摄的目标部位的信息自动确定感兴趣区域中的设置条件。ŽSOLUTION：测量数据处理部分10基于预先收集的断层图像测量胎儿头部的尺寸（横向宽度和纵向宽度）。ROI宽度确定装置61基于胎儿头部尺寸确定感兴趣区域的尺寸。摇摆角度确定装置62基于胎儿头部的尺寸（深度方向上的宽度）确定超声波振荡器的摇摆角度范围。摇摆速度确定装置63基于摇摆角度和图像质量的信息确定超声波振荡器的摇摆速度。探测摇摆控制部分8基于确定的摇摆角度和摇摆速度的信息使超声波振荡器摇摆。三维图像处理部分9从所收集的三维图像中提取包括在所确定的兴趣区域中的三维图像。Ž

