

(11)特許出願公開番号

特開2006-231035

(P2006-231035A)

(43) 公開日 平成18年9月7日(2006.9.7)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F 1

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (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)

(31) 優先權主張番号 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)

(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 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) 發明者 瀨口 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](#)

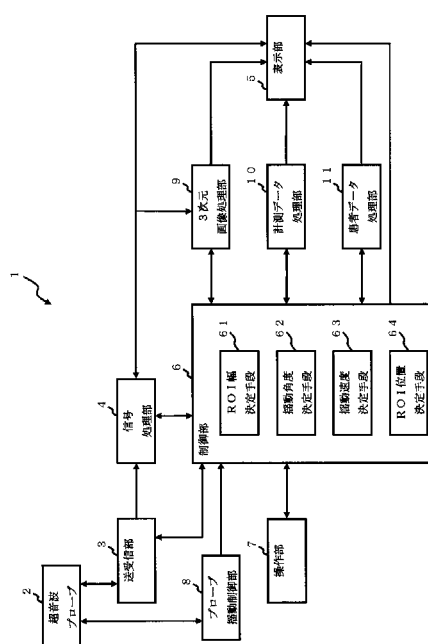
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】撮影の対象部位に関する情報に基づいて関心領域の設定条件を自動的に決定する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】計測データ処理部１０は、予め収集された断層像から胎児の頭部の大きさ（横幅及び縦幅）を計測する。ＲＯＩ幅決定手段６１は、胎児の頭部の大きさに基づいて関心領域の大きさを決定する。揺動角度決定手段６２は、胎児の頭部の大きさ（奥行き方向の幅）に基づいて超音波振動子を揺動する角度の範囲を決定する。揺動速度決定手段６３は、揺動角度と画像の画質情報とから超音波振動子を揺動する速度を決定する。プローブ揺動制御部８は、決定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を揺動させる。３次元画像処理部９は、収集された３次元画像から決定された関心領域に含まれる３次元画像を抽出する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に関する情報に基づいて、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】

前記撮影条件決定手段は、予め収集された前記被検体の 2 次元画像から得られる情報に基づいて、前記 3 次元の撮影範囲を決定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。

10

【請求項 3】

前記スキャン手段は、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揺動させながら前記 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 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】

前記撮影条件決定手段は、前記被検体に関する情報に基づいて前記スキャン面における関心領域の大きさ、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、

20

前記スキャン手段は、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 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

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 2 次元画像に基づいて、前記スキャン面における関心領域の大きさ、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 3 又は請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

30

前記母体及び前記胎児の 2 次元画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 2 次元画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関心領域の大きさを決定することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記撮影条件決定手段は、前記母体及び胎児の 2 次元画像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関心領域の大きさ、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 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

40

前記撮影条件決定手段は、前記予め収集された前記母体及び胎児の 2 次元画像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関心領域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。

【請求項 9】

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関心領域の大きさを決定することを特徴とする請求項 8 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、前記決定した関心領域の大きさ、前記胎児の頭部の形状、及

50

び、操作者によって指定された前記２次元画像における前記関心領域の位置に基づいて、前記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る角度の範囲を決定することを特徴とする請求項８に記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

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揺動方向の幅を求め、前記決定した関心領域の大きさ、前記胎児の揺動方向の幅、及び、操作者によって指定された前記２次元画像における前記関心領域の位置に基づいて、前記揺動させる角度の範囲を決定することを特徴とする請求項８に記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

前記撮影条件決定手段は、前記胎児の頭部の形状に基づいて、前記超音波振動子を揺動させる角度に応じた前記関心領域の大きさを決定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。 10

【請求項１３】

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とに基づき、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３から請求項１２のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項１４】

前記撮影条件決定手段は、操作者により２次元画像上で指定された２点の中心の位置を前記関心領域の中心位置として、前記関心領域の位置を決定することを特徴とする請求項１０から請求項１３のいずれかに記載の超音波診断装置。 20

【請求項１５】

超音波診断装置に、

被検体に関する情報に基づいて、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。 30

【請求項１６】

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超音波診断装置に、

被検体に関する情報に基づいて前記スキャン面における関心領域の大きさ、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つを決定する撮影条件決定機能と、

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。 40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

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】

【０００２】

被検体の体内を撮影する装置として、Ｘ線診断装置、Ｘ線ＣＴ装置、ＭＲＩ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 50

、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。

【0003】

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、超音波振動子21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。

【0004】

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21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21は、揺動中心点21aを中心にしてY方向に揺動する。

【0005】

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。

【0006】

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(ROI)が設定され、その設定された関心領域(ROI)の3次元画像の表示を行っている。

【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】

【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。

【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。

【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、被検体に関する情報に基づいて、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。

【００１４】

請求項１５に記載の発明は、超音波診断装置に、被検体に関する情報に基づいて、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】

この発明によると、被検体に関する情報に基づいて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、操作者による関心領域の設定条件の入力作業を省略することができ、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関心領域の大きさ、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省略することができ、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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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21a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)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21は、スキャン面23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23とZ方向とのなす角度を揺動角度とし、超音波振動子21を揺動方向(Y方向)に揺動させる速度を揺動速度とする。

【0021】

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23を電子的に揺動させて3次元画像を収集する。

【0022】

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。

【0023】

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。

【0024】

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「RFデータ(または、生データ)」と称する。

【0025】

信号処理部4は、送受信部3から出力されたRF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、RF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。

【 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に、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。

【 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。

10

【 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。

20

【 0 0 2 9 】

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。

【 0 0 3 0 】

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。

30

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

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。

【 0 0 3 3 】

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。

40

【 0 0 3 4 】

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

50

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２１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、ＲＯＩ幅決定手段６１により決定された関心領域（ＲＯＩ）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。

【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（ＲＯＩ）の大きさなどを決定するための情報として用いられる。

10

【００３６】

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、胎児の発育の状态が分かるため、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。

20

【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）

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。

30

【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）。

40

【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データが生成される。そして、Ｂモード超音波ラスタデータは、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。

【００４１】

50

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。

【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楕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、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。

【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、胎児の頭部は楕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楕円率を持つ楕円状の形状とみなし、その楕円率と横幅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を換算して求めても良い。頭部の周囲の長さ、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。

【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、胎児の頭部は楕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

10

20

30

40

50

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。

【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、胎児の頭部は楕円体とみなせるため、図 5（b）に示すように、関心領域（ROI）26a の形状も楕円状の形状として、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、楕円形状の関心領域（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。

10

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

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

方向の幅 D 5) を求める。このようにして求められた頭部の横幅 D 1 及び縦幅 D 2 の情報が制御部 6 の R O I 幅決定手段 6 1 に出力され、上述した処理と同様に、R O I 幅決定手段 6 1 により関心領域 (R O I) の横幅 D 3 及び縦幅 D 4 が決定される。

【 0 0 5 5 】

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 (R O I) 2 6 a の横幅 D 3 及び縦幅 D 4 が決定されると、次に、揺動角度決定手段 6 2 により、揺動角度 の範囲が決定される (ステップ S 0 4) 。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。

【 0 0 5 6 】

まず、操作者は表示部 5 のモニタ画面上に関心領域 (R O I) 2 6 a 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 2 4 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 (R O I) 2 6 a 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 (R O I) 2 6 a の上端部となる。

【 0 0 5 7 】

そして、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、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。

【 0 0 5 8 】

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)) の形状を楕円形状としている。

【 0 0 5 9 】

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)

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

【 0 0 6 0 】

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。

【 0 0 6 1 】

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 1 1 0 % 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。

【 0 0 6 2 】

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めることにより、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、ROI 幅決定手段 6 1 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（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。

10

【0064】

図 7（a）に示すように、胎児の頭部は楕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、ROI 幅決定手段 6 1 は、関心領域（ROI）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）に予め記憶されている。ROI 幅決定手段 6 1 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）2 6 a 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。

20

【0065】

例えば、ROI 幅決定手段 6 1 は、揺動角度が「0°」においては関心領域（ROI）2 6 a とし、揺動角度が「10°及び、-10°」においては関心領域（ROI）2 6 b とし、揺動角度が「20°及び、-20°」においては関心領域（ROI）2 6 c とし、揺動角度が「30°及び、-30°」においては関心領域（ROI）2 6 d 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）2 6 a 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）2 6 b の横幅及び縦幅は関心領域（ROI）2 6 a よりも短くなり、揺動角度が「20°、-20°」における関心領域（ROI）2 6 c の横幅及び縦幅は関心領域（ROI）2 6 b 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）2 6 d の横幅及び縦幅は関心領域（ROI）2 6 c よりも短くなる。このように、ROI 決定手段 6 1 は、胎児の頭部 2 7 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。

30

【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。

40

【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 6 3 により超音波振動子 2 1 の揺動速度が決定される（ステップ S 0 6）。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 2 1 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 6 2 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

50

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。

【 0 0 7 0 】

揺動速度決定手段 6 3 は、揺動角度の範囲と、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 2 1 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 6 3 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 2 1 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 2 1 を揺動する速度を速くしてスキャンを行なう。

10

【 0 0 7 1 】

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るため、収集される画像の質は低画質から高画質になる。

【 0 0 7 2 】

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。

20

【 0 0 7 3 】

このように揺動速度決定手段 6 3 により超音波振動子 2 1 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。

【 0 0 7 4 】

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 2 1 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 2 1 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 S 0 7 ）。

30

【 0 0 7 5 】

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 S 0 8 ）。例えば、揺動角度が「0°」においては関心領域（ROI）2 6 a 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）2 6 a 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）2 6 b 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）2 6 b 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。

40

【 0 0 7 6 】

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

50

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に適した関心領域(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。

10

【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、関心領域の大きさや揺動角度等が最適条件からずれていても、ROI幅決定手段61等により、胎児の頭部の形状に適した関心領域(ROI)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。

20

【0079】

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(ROI)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(ROI)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23(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(ROI)を示す図である。

30

【0080】

ステップS02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S1及びS2が指定されると、ROI位置決定手段64は、その端点S1及びS2の位置(座標)から横幅D1の中心点O1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O1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(ROI)26aの中心点O2の位置(座標)を決定する。

式(3)

関心領域(ROI)26aの中心点O2の位置(座標) = 中心点O1の位置(座標) × 比率

40

【0081】

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(ROI)26aの中心点O2の位置(座標) = 中心点O1(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(ROI)26aのZ方向(深さ方向)の座標に「1.1」を乗算することになる。

【0082】

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

50

）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 】

（変形例）

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える腫瘍を含む領域の断層像の 1 例を図 1 0 に示す。図 1 0 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 1 0 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 3 0 が表示され、その断層像 3 0 の中に腫瘍の断層像 3 1 が表示されている。この腫瘍の断層像 3 1 は、スキャン面 2 3（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 1 0 は、図 1 0 に示されている腫瘍の断層像 3 1 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 3 0 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 1 0 に示すように、横幅の一番長い部分の両端部にある端点 S 1 0 及び S 2 0 が操作者によって指定されると、計測データ処理部 1 0 は端点 S 1 0 と端点 S 2 0 との間の長さを計測する。この場合、計測データ処理部 1 0 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 D 1 0 とする。

【 0 0 8 9 】

横幅 D 1 0 が求まると、計測データ処理部 1 0 は、腫瘍の縦幅の一番長い部分の長さ（縦幅 D 1 1）を求める。横幅 D 1 0 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 1 0 がその長さを計測して、その長さを縦幅 D 1 1 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 D 1 0 と縦幅 D 1 1 を直接計測せずに、計測データ処理部 1 0 が腫瘍の周囲の長さを計測し、周囲の長さから横幅 D 1 0 と縦幅 D 1 1 を換算して求めても良い。

【 0 0 9 1 】

以上のように求められた横幅 D 1 0 及び縦幅 D 1 1 は、計測データ処理部 1 0 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 D 1 0 及び縦幅 D 1 1 などの値が表示される。

【 0 0 9 2 】

10

20

30

40

50

さらに、計測データ処理部 10 は、横幅 D 10 (又は縦幅 D 11) 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 D 12 とする。横幅 D 10 (又は縦幅 D 11) 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 10 (又は縦幅 D 11) と腫瘍の形状及び大きさ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 D 12 を求める。

【0093】

ROI 幅決定手段 61 は、計測データ処理部 10 から横幅 D 10 及び縦幅 D 11 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楕円体とみなし、計測データ処理部 10 は、図 5 (b) に示すように、関心領域 (ROI) 26a の形状も楕円状の形状として関心領域 (ROI) 26a の横幅 D 3 及び縦幅 D 4 を決定する。ここで、ROI 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 D 10 及び縦幅 D 11 に乗算し、関心領域 (ROI) 26a の横幅 D 3 及び縦幅 D 4 を決定しても良い。例えば、上述した実施形態と同様に、ROI 幅決定手段 61 は、式 (1) により関心領域 (ROI) 26a の横幅 D 3 及び縦幅 D 4 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 D 3 及び縦幅 D 4 を決定する。この場合、関心領域 (ROI) の横幅 D 3 は腫瘍の横幅 D 10 の「1.1 倍」になり、関心領域 (ROI) の縦幅 D 4 も腫瘍の縦幅 D 11 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。

【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 D 3 及び縦幅 D 4 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 D 3 及び縦幅 D 4 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。

【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 D 4、及び腫瘍の形状 (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。

【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

10

20

30

40

50

り、揺動角度決定手段 6 2 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 2 1 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。

【 0 1 0 0 】

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 2 1 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 1 1 0 % の率が操作者によって選択されると、揺動角度決定手段 6 2 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 1 2 0 % や 1 3 0 % にする。

10

【 0 1 0 1 】

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 6 1 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、腫瘍を打楕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) 2 6 a 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。

20

【 0 1 0 2 】

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。

【 0 1 0 3 】

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。

30

【 0 1 0 4 】

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 2 1 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 2 1 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 2 1 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 2 1 を揺動する速度を速くする。

【 0 1 0 5 】

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。

40

【 0 1 0 6 】

このように揺動速度決定手段 6 3 により超音波振動子 2 1 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。

【 0 1 0 7 】

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 2 1 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

50

動子 2 1 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。

10

【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) 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、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】

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 S 1 0 及び S 2 0 が指定されると、ROI 位置決定手段 6 4 は、その端点 S 1 0 及び S 2 0 の位置 (座標) から、横幅 D 1 0 の中心点の位置 (座標) を求める。そして、ROI 位置決定手段 6 4 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) 2 6 a の中心点の位置 (座標) を決定する。

20

【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臓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。

30

【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に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可能となる。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可能となる。

【図面の簡単な説明】

40

【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。

【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。

50

【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】

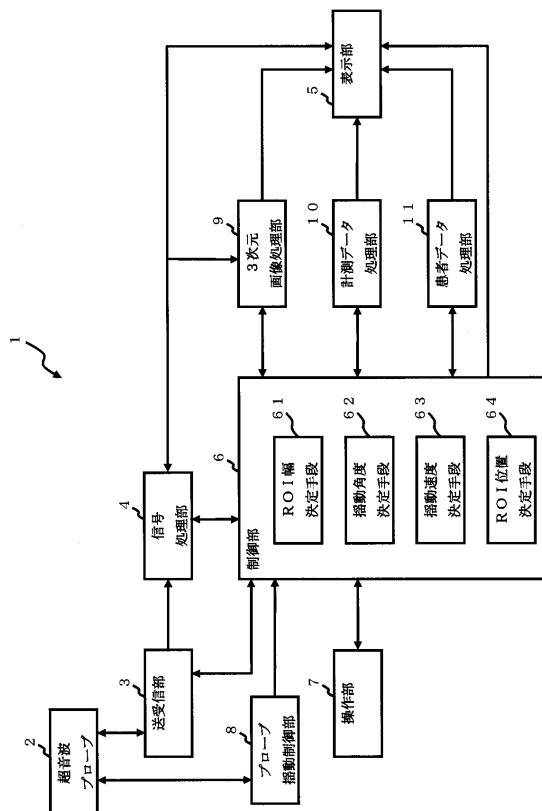
【 0 1 1 4 】

- 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
- 21 超音波振動子
- 61 ROI幅決定手段
- 62 揺動角度決定手段
- 63 揺動速度決定手段
- 64 ROI位置決定手段

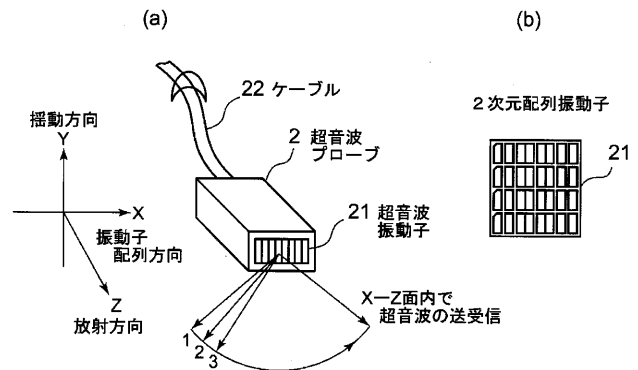
10

20

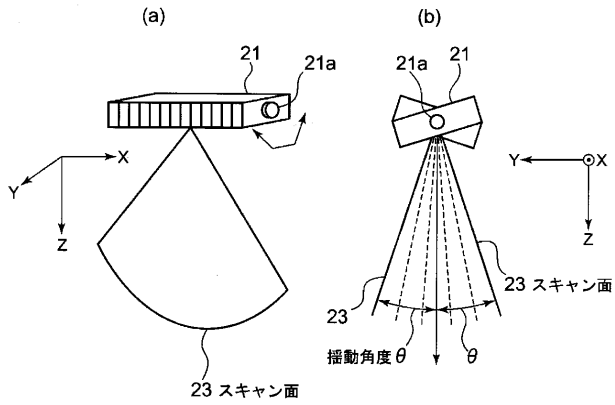
【図 1】



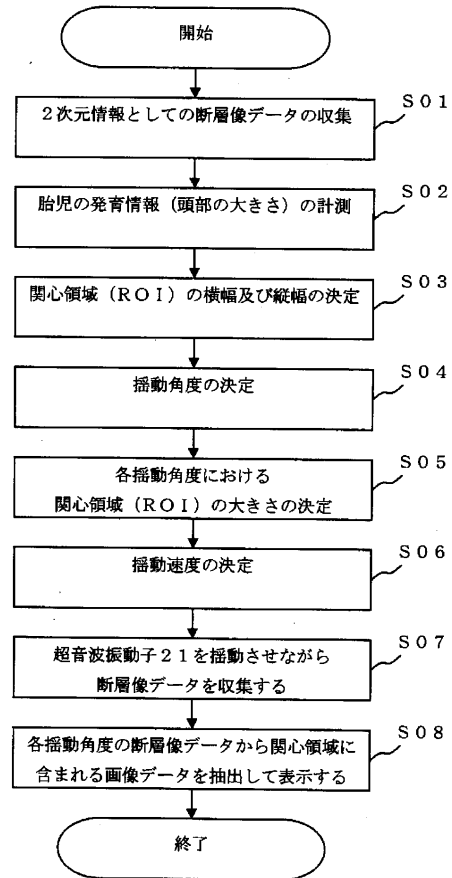
【図 2】



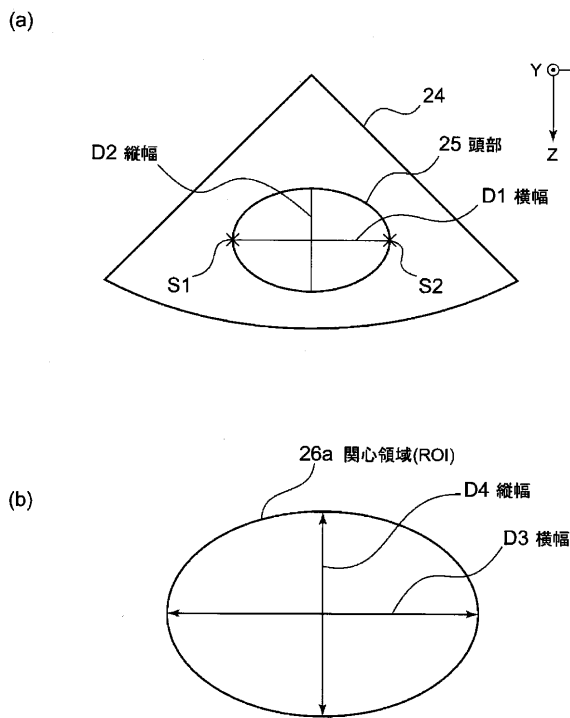
【図 3】



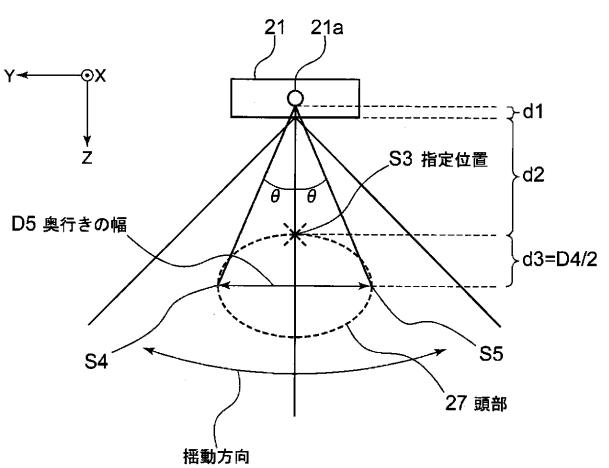
【図 4】



【図 5】

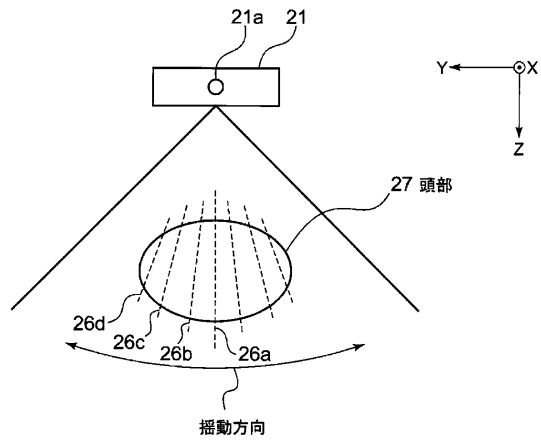


【図 6】

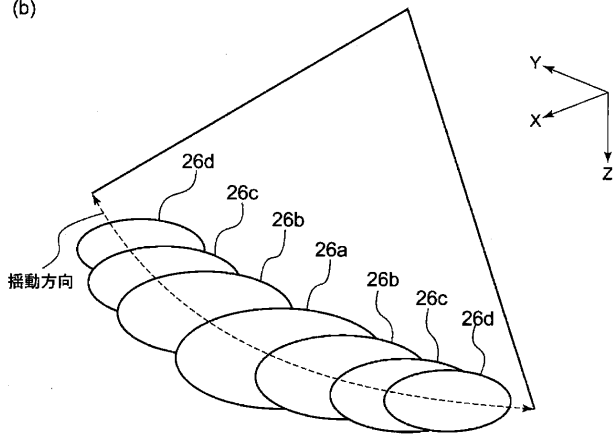


【図 7】

(a)



(b)

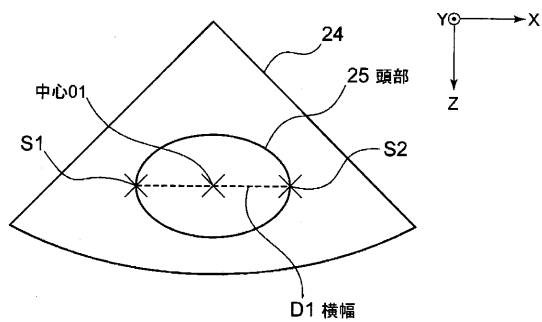


【図 8】

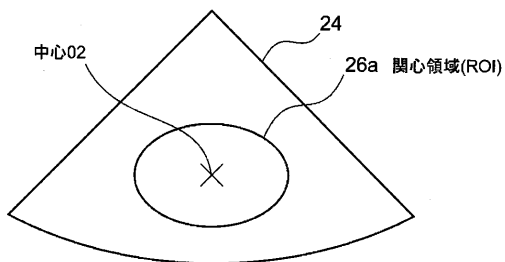
		揺動角度の範囲					
画質	高画質	20°	25°	30°	35°	40°	45°
	中画質	40	50	60	70	80	90
	低画質	60	70	80	90	100	110

【図 9】

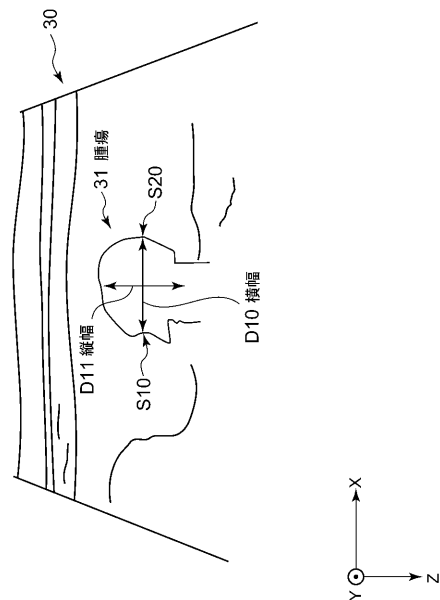
(a)



(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 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB16 DD09 EE11 GB04 GB06 JC37

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	JP2006231035A	公开(公告)日	2006-09-07
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		
[标]发明人	市岡健一 瀧口宗基 坂口文康		
发明人	市岡 健一 瀧口 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	JP4868843B2		
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。ZSOLUTION：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感兴趣区域中的三维图像。Z

