

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6037447号
(P6037447)

(45) 発行日 平成28年12月7日 (2016. 12. 7)

(24) 登録日 平成28年11月11日 (2016. 11. 11)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 19 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2013-49334 (P2013-49334)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年3月12日 (2013. 3. 12)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-215561 (P2013-215561A)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地
(43) 公開日	平成25年10月24日 (2013. 10. 24)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成28年1月4日 (2016. 1. 4)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(31) 優先権主張番号	特願2012-54938 (P2012-54938)	(72) 発明者	藤原 恵夢
(32) 優先日	平成24年3月12日 (2012. 3. 12)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	篠田 健輔
			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内
		審査官	宮澤 浩
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

母体の腹部を図式化して表現する腹部画像を生成する腹部画像生成部と、
前記母体の腹部に置かれた超音波プローブによって受信された反射波信号に基づいて、
超音波画像を生成する超音波画像生成部と、
前記腹部画像上における前記超音波プローブの位置を特定する特定部と、
前記腹部画像上の前記位置に、前記超音波画像を重畳表示する表示制御部と
を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記表示制御部は、前記腹部画像上に重畳表示される前記超音波画像の向きに応じて、
前記腹部画像を回転し、回転した腹部画像上の前記位置に、前記超音波画像を重畳表示す
る、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示制御部は、前記超音波画像が 2 次元走査による 2 D 画像の場合には、前記超音
波プローブのエコー方向に対して垂直な方向から観察される向きに前記腹部画像を回転し
、回転した腹部画像上の前記位置に、前記超音波画像を重畳表示する、請求項 1 に記載の
超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示制御部は、前記腹部画像を表示する場合に、足方向又は背中方向が画面下部に
位置付けられるように表示する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 5】

前記超音波画像生成部は、前記超音波プローブの移動に連動して、超音波画像を順次生成し、

前記特定部は、前記超音波プローブの移動に連動して、前記腹部画像上における前記超音波プローブの位置を順次特定し、

前記表示制御部は、順次特定される前記腹部画像上の位置に、前記超音波プローブのエコー方向に従い、順次生成される超音波画像を重畳表示する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示制御部は、前記超音波画像が 3 次元走査による 3 D 画像の場合には、前記 3 D 画像を表示する視点方向として操作者から受け付けた向きに前記腹部画像を回転し、回転した腹部画像上の前記位置に、前記超音波画像を重畳表示する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記腹部画像生成部は、母体の腹部の測定情報に基づいて、前記腹部画像を生成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示制御部は、超音波診断装置本体に備えられた第 1 表示部とは異なる第 2 表示部に、前記腹部画像と前記超音波画像とを重畳表示する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示制御部は、前記第 1 表示部に、前記超音波画像を表示し、前記第 2 表示部に、前記腹部画像と前記超音波画像とを重畳表示する、請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示制御部は、携帯型の前記第 2 表示部に、前記腹部画像と前記超音波画像とを重畳表示する、請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記超音波画像生成部は、超音波画像の静止画を生成し、

前記特定部は、前記超音波画像が撮影された際の前記超音波プローブの位置を特定し、

前記表示制御部は、前記超音波画像の表示指示を受け付けると、前記腹部画像上の位置に、前記超音波プローブのエコー方向に従い前記超音波画像を重畳表示する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記表示制御部は、前記超音波画像が 3 次元走査による 3 D 画像の場合に、該 3 D 画像に基づいて任意の断面を特定し、特定した断面を走査するために前記腹部に置かれる超音波プローブの位置情報を導出し、導出した位置情報を、前記腹部画像とともに表示する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記表示制御部は、前記超音波プローブの位置情報として、2 次元走査用の超音波プローブの位置情報を導出する、請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記表示制御部は、前記超音波プローブの位置情報として、前記超音波プローブの位置及び角度のうち、少なくとも 1 つを算出する、請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記表示制御部は、前記超音波プローブの位置情報を前記腹部画像とともに表示する場合に、該超音波プローブを図式化して表現するプローブ画像を前記腹部画像上に配置して表示する、請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

母体の腹部の測定情報に基づいて、該母体の腹部を図式化して表現する腹部画像を生成する腹部画像生成部と、

10

20

30

40

50

前記母体の腹部に置かれた超音波プローブによって受信された反射波信号に基づいて、該母体内の胎児が撮影された超音波画像を生成する超音波画像生成部と、

前記腹部画像上における前記超音波プローブの位置であって前記超音波画像が撮影された際の位置を特定する特定部と、

前記超音波画像を用いて測定された胎児の測定情報と、前記腹部画像上に特定された前記超音波プローブの位置とに基づいて、胎児を図式化して表現する胎児画像を前記腹部画像上に配置して表示する表示制御部と

を備える、超音波診断装置。

【請求項 17】

前記表示制御部は、更に、前記超音波プローブを図式化して表現するプローブ画像を前記腹部画像上に配置して表示する、請求項 16 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 18】

前記表示制御部は、前記超音波画像を画像処理することによって、前記胎児の母体内における向きを特定し、特定した向きに従い、前記胎児画像を前記腹部画像上に配置して表示する、請求項 16 に記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

母体の腹部を図式化して表現する腹部画像を生成する腹部画像生成部と、

前記母体の腹部に置かれた超音波プローブによって受信された反射波信号に基づいて、3Dの超音波画像を生成する超音波画像生成部と、

前記3Dの超音波画像に基づいて任意の断面を特定し、特定した断面を走査するために前記腹部に置かれる超音波プローブの位置情報を導出し、導出した位置情報を、前記腹部画像とともに表示する表示制御部と

20

を備える、超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、生体に向けて超音波パルスを送信するとともにその反射波を受信し、受信した反射波にパルス反射法の原理を適用することで、生体内組織の画像を生成する。超音波診断装置は、無侵襲、リアルタイム表示などの特長を有し、妊婦健診においてもこの超音波診断装置が広く利用されている。

30

【0003】

もっとも、読影経験の乏しい者にとっては、ディスプレイに表示される超音波画像（以下、適宜「エコー画像」）から母体内の胎児の位置や向きを把握することは困難である。また、妊娠後期になると胎児も大きくなり、エコー画像の1画面内には頭部や腹部などが部分的に表示されることになるので、読影経験の乏しい者が胎児の位置や向きを把握することは一層困難である。一方、妊婦側には、胎児の位置や向きを知りたいとのニーズがある。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2000-175910号公報

【特許文献2】特開2011-011001号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、腹部内における胎児の位置や向きを把握し易くすることができる超音波診断装置を提供することである。

50

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態に係る超音波診断装置は、腹部画像生成部と、超音波画像生成部と、特定部と、表示制御部とを備える。前記腹部画像生成部は、母体の腹部を図式化して表現する腹部画像を生成する。前記超音波画像生成部は、前記母体の腹部に置かれた超音波プローブによって受信された反射波信号に基づいて、超音波画像を生成する。前記特定部は、前記腹部画像上における前記超音波プローブの位置を特定する。前記表示制御部は、前記腹部画像上の前記位置に、前記超音波プローブのエコー方向に従い前記超音波画像を重畳表示する。

【図面の簡単な説明】

10

【0007】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の機能ブロック図である。

【図2】図2は、第1の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態における表示処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図4】図4は、第1の実施形態における母体の腹部の測定情報を示す図である。

【図5】図5は、第1の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。

【図6】図6は、第1の実施形態における視点方向の決定を説明するための図である。

【図7】図7は、第1の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。

【図8】図8は、第1の実施形態におけるエコー画像の表示の他の例を説明するための図である。

20

【図9】図9は、第2の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。

【図10】図10は、第2の実施形態における表示処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図11】図11は、第2の実施形態における胎児方向の決定処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図12】図12は、第2の実施形態における胎児方向の決定を説明するための図である。

【図13】図13は、第2の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。

30

【図14】図14は、第2の実施形態におけるBPD(biparietal diameter)の測定を説明するための図である。

【図15】図15は、第2の実施形態における胎児の位置の特定を説明するための図である。

【図16】図16は、第2の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。

【図17】図17は、第2の実施形態におけるプローブ画像を説明するための図である。

【図18】図18は、第2の実施形態における重畳表示処理を説明するための図である。

【図19】図19は、第2の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。

40

【図20】図20は、第3の実施形態における処理手順を示すフローチャートである。

【図21】図21は、第3の実施形態における直交3断面を説明するための図である。

【図22】図22は、第3の実施形態におけるROI(Region Of Interest)設定画面を説明するための図である。

【図23】図23は、第3の実施形態における3D胎児画像を示す図である。

【図24】図24は、第3の実施形態における視点方向の決定を説明するための図である。

【図25】図25は、第3の実施形態における表示画像を説明するための図である。

【図26】図26は、第4の実施形態における処理手順を示すフローチャートである。

【図27】図27は、第4の実施形態における直交3断面の表示画面を説明するための図

50

である。

【図 2 8】図 2 8 は、第 4 の実施形態における 3 D 胎児画像と断面位置との位置合せを説明するための図である。

【図 2 9】図 2 9 は、第 4 の実施形態における超音波プローブの位置・角度の算出を説明するための図である。

【図 3 0】図 3 0 は、第 4 の実施形態におけるプローブ画像を説明するための図である。

【図 3 1】図 3 1 は、第 4 の実施形態における表示画像を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照しながら実施形態に係る超音波診断装置を説明する。なお、実施形態は、以下の実施形態に限られるものではない。また、各実施形態において説明する内容は、原則として、他の実施形態においても同様に適用することができる。

【0009】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 の機能ブロック図である。図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、装置本体 11 と、超音波プローブ 12 と、入力部 13 と、メインディスプレイ 14 a と、超音波プローブ検出部 40 とを備える。なお、図 1 に示すように、サブディスプレイ 14 b は、超音波診断装置 100 とは別に備えられてもよいし、超音波診断装置 100 の一部として備えられてもよい。

【0010】

超音波プローブ 12 は、複数の圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は、後述する超音波送信部 21 から供給される駆動信号に基づき超音波パルスを発生し、また、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 12 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材などを有する。

【0011】

超音波プローブ 12 から被検体 P に超音波パルスが送信されると、送信された超音波パルスは、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 12 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信されるエコー信号の振幅は、超音波パルスが反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合のエコー信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0012】

入力部 13 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどであり、装置本体 11 に接続される。また、入力部 13 は、超音波診断装置 100 の操作者からの各種指示や設定要求を受け付け、受け付けた各種指示や設定要求を装置本体 11 に転送する。

【0013】

メインディスプレイ 14 a は、超音波診断装置 100 の操作者が入力部 13 を用いて各種指示や設定要求を入力するための G U I (Graphical User Interface) を表示する。また、メインディスプレイ 14 a は、後述する画像生成部 25 によって生成されたエコー画像を表示する。なお、エコー画像は、B モード画像、M モード画像、ドプラ画像 (カラードプラ画像、パルルドプラ画像など) であり、被検体の形態学的情報や血流情報などを表す。

【0014】

装置本体 11 は、超音波送信部 21 と、超音波受信部 22 と、B モード処理部 23 と、ドプラ処理部 24 と、画像生成部 25 と、画像メモリ 26 と、表示処理部 27 と、制御プロセッサ (C P U (Central Processing Unit) 28 と、記憶部 29 と、インタフェース部 30 とを備える。なお、装置本体 11 が備える超音波送信部 21 及び超音波受信部 2

10

20

30

40

50

2などは、集積回路などのハードウェアで構成される場合とプログラムで構成される場合とがある。

【 0 0 1 5 】

超音波送信部 21 は、被検体 P に超音波パルスを送信する。具体的には、超音波送信部 21 は、パルス発生器、送信遅延部、及びパルサなどを有し、超音波プローブ 12 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定の繰り返し周波数（PRF（Pulse Repetition

Frequency)) の超音波パルスを形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。なお、PRFは、レート周波数 (f_{rHz}) とも呼ばれる。また、送信遅延部は、超音波プローブ 12 から発生される超音波パルスをビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子毎の送信遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対して与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 12 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。すなわち、送信遅延部は、各レートパルスに対し与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向を任意に調整する。

【 0 0 1 6 】

超音波受信部 22 は、被検体 P からエコー信号を受信する。具体的には、超音波受信部 22 は、プリアンプ、A (Analog) / D (Digital) 変換器、受信遅延部、及び加算器などを有し、超音波プローブ 12 が受信したエコー信号に対して各種処理を行う。プリアンプは、エコー信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A / D 変換器は、ゲイン補正されたエコー信号を A / D 変換する。受信遅延部は、エコー信号に受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部により受信遅延時間が与えられたエコー信号の加算処理を行う。加算器の加算処理により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的な受信ビームが形成される。なお、超音波受信部 22 から出力されるエコー信号は、RF (Radio Frequency) 信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合など、種々の形態を選択可能である。

【 0 0 1 7 】

Bモード処理部23は、超音波受信部22からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを行って、Bモードデータを生成する。Bモードデータは、エコー信号の強度を輝度の明るさで示す各走査線のデータである。Bモード処理部23は、生成したBモードデータを画像生成部25に送る。

【 0 0 1 8 】

ドプラ処理部 24 は、超音波受信部 22 からからエコー信号を受け取り、血流の速度の周波数解析などを行って、ドプラデータを生成する。ドプラデータは、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータである。ドプラ処理部 24 は、生成したドプラデータを画像生成部 25 に送る。

【 0 0 1 9 】

画像生成部 25 は、B モード処理部 23 によって生成された B モードデータや、ドブラ処理部 24 によって生成されたドブラデータから、エコー画像を生成する。具体的には、画像生成部 25 は、B モードデータに含まれる複数の走査線のデータを、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線のデータに変換（スキャンコンバート）し、表示画像としてのエコー画像を生成する。

【 0 0 2 0 】

例えば、画像生成部 25 は、B モードデータから B モード画像を生成する。また、例えば、画像生成部 25 は、ドプラデータから、ドプラ画像として、平均速度画像、分散画像、パワー画像、及びこれらの組み合わせ画像などを生成する。なお、画像生成部 25 に入力される前のデータを「生データ」と呼ぶことがある。

【 0 0 2 1 】

画像メモリ 26 は、B モード処理部 23 によって生成された B モードデータ、ドプラ処理部 24 によって生成されたドプラデータ、画像生成部 25 によって生成されたエコー画

像などを記憶する。例えば、診断の後に、操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっており、静止画像的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能である。

【0022】

表示処理部27は、画像生成部25によって生成されたエコー画像に対して、ダイナミックレンジ、輝度、コントラスト、γカーブ補正、RGB変換などの各種処理を実行し、実行後のエコー画像をメインディスプレイ14aに表示する。例えば、表示処理部27は、画像生成部25によって生成されたBモード画像をメインディスプレイ14aに表示する。また、例えば、表示処理部27は、画像生成部25によって生成されたドプラ画像をメインディスプレイ14aにカラー表示する。また、本実施形態に係る表示処理部27は、ベース画像生成部27a、位置特定部27b、及び表示制御部27cを備える。なお、表示処理部27の詳細は、後述する。

10

【0023】

制御プロセッサ28は、情報処理装置(計算機)としての機能を有し、超音波診断装置100における処理全体を制御する。具体的には、制御プロセッサ28は、入力部13を介して操作者から入力された各種指示や設定要求、記憶部29から読み込んだ各種プログラム及び各種設定情報に基づき、超音波送信部21、超音波受信部22、Bモード処理部23、ドプラ処理部24、画像生成部25、及び表示処理部27の処理を制御する。

【0024】

記憶部29は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための装置制御プログラムや、診断情報(例えば、患者ID、医師の所見など)、診断プロトコルや各種設定情報などの各種データなどを記憶する。また、記憶部29は、必要に応じて、画像メモリ26が記憶する画像の保管などにも使用される。記憶部29のデータは、インタフェース部30を経由して外部周辺装置に転送することが可能である。

20

【0025】

インタフェース部30は、入力部13、図示しない外部記憶装置に関するインタフェースである。超音波診断装置100によって取得されたエコー画像などのデータや解析結果は、インタフェース部30によって、ネットワークを介して他の装置に転送することが可能である。

【0026】

超音波プローブ検出部40は、超音波プローブ12の位置及び角度を検出する。なお、超音波プローブ検出部40の詳細は、後述する。サブディスプレイ14bは、超音波診断装置100のメインディスプレイ14aとは別に設けられたディスプレイであり、例えば、タブレット端末などのディスプレイである。

30

【0027】

さて、図2は、第1の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。図2に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、母体の腹部にあてられた超音波プローブ12によって収集されたエコー画像を表示する場合に、母体の腹部を図式化して表現する腹部画像(以下、適宜「ベース画像」)上に、エコー画像を重畳表示(合成表示)する。例えば、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、図2に示すように、サブディスプレイ14bと連動し、サブディスプレイ14bにて、ベース画像P1上にエコー画像P2を重畳表示する。このような表示により、読影経験の乏しい者であっても、腹部内における胎児の位置や向きを容易に把握することが可能になる。なお、超音波診断装置100は、メインディスプレイ14aには通常のエコー画像を表示すればよい。例えば、超音波診断装置100の操作者は、メインディスプレイ14aに表示された通常のエコー画像を観察すればよい。また、実施形態はこれに限られるものではなく、例えば、サブディスプレイ14bを利用せずに、メインディスプレイ14aにてベース画像P1上にエコー画像P2を重畳表示してもよいし、あるいは、両方のディスプレイで重畳表示してもよい。

40

【0028】

50

このような表示は、表示処理部 27 によって実行される。図 1 に戻り、表示処理部 27 は、ベース画像生成部 27a、位置特定部 27b、及び表示制御部 27c を備える。ベース画像生成部 27a は、母体の腹部の測定情報に基づいて、この母体の腹部を図式化して表現するベース画像を生成する。位置特定部 27b は、ベース画像上における超音波プローブ 12 の位置を特定する。表示制御部 27c は、位置特定部 27b によって特定されたベース画像上の位置に、超音波プローブ 12 のエコー方向に従い、エコー画像を重畳表示する。

【0029】

図 3 は、第 1 の実施形態における表示処理の処理手順を示すフローチャートである。まず、ベース画像生成部 27a は、母体の腹部の測定情報の入力を受け付ける（ステップ S101）。図 4 は、第 1 の実施形態における母体の腹部の測定情報を示す図である。母体の腹部の測定情報は、図 4 に示すように、腹囲や子宮底長であり、一般に、妊婦検診などで測定される。例えば、ベース画像生成部 27a は、入力部 13 やネットワークを介して、妊婦検診などで測定された腹囲や子宮底長の入力を受け付ける。

【0030】

続いて、ベース画像生成部 27a は、ステップ S101 において入力を受け付けた腹部の測定情報に基づいて、母体の腹部を図式化して表現するベース画像を生成する（ステップ S102）。例えば、ベース画像生成部 27a は、ベース画像の基準となる 3D のベース画像モデルを予め記憶しておき、検査対象の母体固有の測定情報として入力を受け付けた腹囲や子宮底長に基づきこのベース画像モデルの腹囲や子宮底長を調整する。すると、実際の腹部に類似するベース画像が生成される。なお、ベース画像や、後述する胎児画像のように図式化して表現された画像は、「シェーマ」とも称される。

【0031】

次に、操作者の操作に従って、超音波診断装置 100 によるエコー検査が開始される（ステップ S103）。図 2 を用いて説明したように、例えば、操作者は、超音波プローブ 12 を検査対象の母体の腹部にあてながらエコー検査を開始する。すると、画像生成部 25 が、リアルタイムにエコー画像を生成し、表示制御部 27c が、画像生成部 25 によって生成されたエコー画像を、メインディスプレイ 14a にリアルタイムに表示する（ステップ S104）。図 5 は、第 1 の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。この場合のステップ S104 において、表示制御部 27c は、メインディスプレイ 14a にエコー画像をリアルタイムに表示する一方で、サブディスプレイ 14b には何も表示しない。

【0032】

一方、超音波プローブ検出部 40 は、母体の腹部にあてられた超音波プローブ 12 の位置及び角度を検出する（ステップ S105）。超音波プローブ検出部 40 は、公知の技術を用いて超音波プローブ 12 の位置及び角度を検出すればよい。一例を説明すると、例えば、超音波プローブ検出部 40 は、トランスミッターと、位置センサーと、信号処理部とを有する。トランスミッターは、任意の位置に配置され、自装置を中心として外側に向かって 3 次元の磁場を形成する。位置センサーは、超音波プローブ 12 の表面に装着され、トランスミッターによって形成された 3 次元の磁場を検出し、検出した磁場の情報を信号に変換して、信号処理部に出力する。信号処理部は、位置センサーから受信した信号に基づいて、トランスミッターを原点とする空間における位置センサーの座標（位置）及び向き（角度）を算出する。

【0033】

続いて、位置特定部 27b は、ステップ S105 において検出された超音波プローブ 12 の位置に基づいて、ベース画像上における超音波プローブ 12 の位置を特定する（ステップ S106）。なお、ここでは、超音波プローブ検出部 40 のトランスミッターを原点とする空間における座標系とベース画像上の座標系との位置合わせやスケール合わせは、公知の技術を用いた事前の調整によって終了しているものとする。

【0034】

次に、表示制御部 27c は、ステップ S 105 において検出された超音波プローブ 12 の角度に基づいて、ベース画像の視点方向を決定する（ステップ S 107）。すなわち、表示制御部 27c は、扇状のエコー画像（断面像）が常に表示されるように、ベース画像の視点方向を変えて表示する。超音波プローブ 12 の角度はエコー方向（エコー画像の画像面）を示すので、例えば、表示制御部 27c は、エコー方向に対して垂直な方向を算出し、算出した方向から観察される向きに、ステップ S 102 において生成したベース画像を回転する。

【0035】

図 6 は、第 1 の実施形態における視点方向の決定を説明するための図である。なお、図 6 において、「H」は頭方向を示し、「F」は足方向を示し、「A」は腹側を示し、「P」は背中側を示し、「R」は右方向を示し、「L」は左方向を示す。例えば、図 6 の（A）の場合、表示制御部 27c は、超音波プローブ検出部 40 から受け取った超音波プローブ 12 の角度情報に基づいて、超音波プローブ 12 の接触面の長軸方向が H - F 方向（又は F - H 方向）であり、エコー方向は L - R 方向（又は R - L 方向）であることを特定する。この場合、表示制御部 27c は、図 6 の（A）に示す方向にベース画像を回転するので、このベース画像に重畳表示される扇状のエコー画像は、その画像面がディスプレイの表示面と同じ表示角度になる。結果として、観察者は、エコー画像を観察し易い。

【0036】

図 6 の（B）の場合、表示制御部 27c は、超音波プローブ検出部 40 から受け取った超音波プローブ 12 の角度情報に基づいて、超音波プローブ 12 の接触面の長軸方向が A - P 方向であり、エコー方向は R - L 方向（又は L - R 方向）であることを特定する。この場合、表示制御部 27c は、図 6 の（B）に示す方向にベース画像を回転するので、このベース画像に重畳表示される扇状のエコー画像は、やはり、その画像面がディスプレイの表示面と同じ表示角度になる。図 6 の（C）の場合、表示制御部 27c は、超音波プローブ検出部 40 から受け取った超音波プローブ 12 の角度情報に基づいて、超音波プローブ 12 の接触面の長軸方向が H - F 方向（又は F - H 方向）であり、エコー方向は A - P 方向であることを特定する。この場合、表示制御部 27c は、図 6 の（C）に示す方向にベース画像を回転するので、このベース画像に重畳表示される扇状のエコー画像は、やはり、その画像面がディスプレイの表示面と同じ表示角度になる。図 6 の（D）の場合、表示制御部 27c は、超音波プローブ検出部 40 から受け取った超音波プローブ 12 の角度情報に基づいて、超音波プローブ 12 の接触面の長軸方向が L - R 方向であり、エコー方向は A - P 方向であることを特定する。この場合、表示制御部 27c は、図 6 の（D）に示す方向にベース画像を回転するので、このベース画像に重畳表示される扇状のエコー画像は、やはり、その画像面がディスプレイの表示面と同じ表示角度になる。

【0037】

なお、第 1 の実施形態において、表示制御部 27c は、母体の腹部の向きを把握し易いように、ベース画像を表示する場合に、足方向や背中側を画面下部に位置付ける。また、表示制御部 27c は、母体の腹部の向きを把握し易いように、ベース画像に「足の裏」のマークを付加して表示する。例えば、図 6 の（B）や（D）では、「足の裏」のマークが表示されており、視線方向が、F → H、すなわち、足から頭を見上げる方向であることを示す。

【0038】

そして、表示制御部 27c は、ステップ S 107 において回転されたベース画像上であって、ステップ S 106 において特定された超音波プローブ 12 の位置に、ステップ S 107 で特定されたエコー方向に従い、その向きでエコー画像を重畳表示する（ステップ S 108）。図 7 は、第 1 の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。図 7 に示すように、表示制御部 27c は、メインディスプレイ 14a では、通常のエコー画像をリアルタイムに表示する一方、サブディスプレイ 14b では、ベース画像 P 1 上にエコー画像 P 2 を重畳表示する。

【0039】

10

20

30

40

50

その後、エコー検査が終了するまで（ステップS109, No）、ステップS104～S108の処理は繰り返し行われ、超音波プローブ12による走査に連動して、メインディスプレイ14a及びサブディスプレイ14bの表示もリアルタイムに変化する。すなわち、画像生成部25は、超音波プローブ12の移動に連動してエコー画像を順次生成し、位置特定部27bは、超音波プローブ12の移動に連動してベース画像上における超音波プローブ12の位置を順次特定する。そして、表示制御部27cは、ベース画像上に順次特定された位置に、超音波プローブ12のエコー方向に従い、その向きで、順次生成されたエコー画像を重畳表示する。

【0040】

上述したように、第1の実施形態によれば、実際の位置に相当するベース画像上の位置にエコー画像が重畳表示されるので、読影経験の乏しい者であっても、腹部内における胎児の位置や向きを容易に把握することができる。

【0041】

言い換えると、第1の実施形態に係る超音波診断装置100は、妊婦向けに、腹部内における胎児の位置及び向きを、エコー画像とともにリアルタイムに提示し、直感的でわかりやすいものにする。この結果、操作者は、胎児の状態を妊婦に説明し易くなる。また、第1の実施形態においては、操作者の邪魔をしないようサブディスプレイ14bを設け、ここに表示した。

【0042】

なお、これまでは、表示制御部27cが、ベース画像上にリアルタイムのエコー画像を重畳表示する手法を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。図8は、第1の実施形態におけるエコー画像の表示の他の例を説明するための図である。エコー検査中、超音波診断装置100は、エコー画像の静止画を撮影することがある。例えば、図8に示すP3は、母体内の胎児の足部の静止画であり、P4は、胎児の顔の静止画であり、P5は、胎児の頭部の静止画であり、P6は、胎児の腹部の静止画である。

【0043】

例えば、表示制御部27cは、エコー検査中に撮影され、生成された複数枚の静止画をサブディスプレイ14bに表示し、サブディスプレイ14bの操作者が1枚の静止画を選択すると、ベース画像上に、選択された静止画を重畳表示する。例えば、図8に示すように、操作者がP5の静止画を選択すると（図8において、点線の枠が選択を示す）、表示制御部27cは、ベース画像P7上にこの静止画P5を重畳表示する。

【0044】

すなわち、画像生成部25は、エコー画像の静止画を生成し、位置特定部27bは、静止画が撮影された際の超音波プローブ12の位置を特定し、表示制御部27cは、エコー画像の表示指示を受け付けると、ベース画像上に特定された位置に静止画を重畳表示する。また、この静止画の表示の場合にも、表示制御部27cは、リアルタイムのエコー画像を重畳表示する場合と同様に、扇状のエコー断面が常に表示されるように、ベース画像の視点方向を変えて表示すればよい。

【0045】

複数枚の静止画としては、胎児の測定や観察に用いた画像を想定することができる。また、このような表示は、例えば、妊娠後期になって胎児が大きくなり、エコー画像の1画面内に全身が入りきらなくなった場合などに効果的である。

【0046】

（第2の実施形態）

続いて、第2の実施形態を説明する。第1の実施形態においては、母体の腹部を図式化して表現するベース画像上にリアルタイムのエコー画像を重畳表示する例を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。第2の実施形態においては、ベース画像上に胎児画像やプローブ画像を重畳表示し、これをエコー画像と並べて表示する例を説明する。なお、胎児画像は、胎児を図式化して表現する画像であり、プローブ画像は、超音波プローブを図式化して表現する画像である。例えば、妊娠後期になって胎児が大きくなり、エ

10

20

30

40

50

コー画像の 1 画面内に全身が入りきらなくなった場合などに、エコー検査中、複数枚の静止画が撮影されることがある。このような場合、腹部内における胎児の位置とエコー画像との関係を把握することは一層困難であるが、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、このような場合に、腹部内における胎児の位置とエコー画像との関係を把握し易く表示する。

【0047】

図 9 は、第 2 の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。例えば、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 100 は、図 9 に示すように、サブディスプレイ 14b の 1 画面内に、複数の静止画とベース画像とを並べて表示する。また、超音波診断装置 100 は、図 9 に示すように、ベース画像上に、胎児画像やプローブ画像を重畳表示する。超音波診断装置 100 は、母体の腹部内における実際の胎児の位置や向きとの整合性をとった状態で、胎児画像をベース画像上に配置する。また、超音波診断装置 100 は、静止画の撮影位置や撮影方向を示すように、プローブ画像をベース画像上に配置する。なお、第 2 の実施形態においては、胎児画像及びプローブ画像の両方を配置する例を説明するが、実施形態はこれに限られるものではなく、どちらか一方でもよい。

【0048】

また、図 9 において、(1) などの番号は、静止画とプローブ画像との対応関係を示す。また、(1)、(2)、及び(4)のプローブ画像は、腹部に対して垂直方向から超音波プローブ 12 をあてていることを示し、(3)のプローブ画像は、腹部に対して横方向から超音波プローブ 12 をあてていることを示す。矢印の違いや、扇型(図 9 において点線)の有無などで、超音波プローブ 12 の向きの違いを表現する。また、図 9 において、右側の静止画は、いずれも同じ方向で表示されているが、例えば、エコー方向に応じて回転させた状態で表示してもよい(例えば、(3)の静止画は、左に 90°回転させた状態で表示するなど)。

【0049】

一般に、妊娠後期においては、エコー検査中に複数の静止画が撮影され、この静止画を用いて胎児の測定が行われる。例えば、胎児の頭部の静止画(図 9(1)参照)が撮影され、この静止画を用いて胎児の頭蓋骨の横幅(BPD)の測定が行われる。また、例えば、胎児の腹部の静止画(図 9(2)参照)が撮影され、この静止画を用いて胎児の腹囲の測定が行われる。また、例えば、胎児の足部の静止画(図 9(3)参照)が撮影され、この静止画を用いて胎児の大腿骨の長さ(FL(fetal femur length))の測定が行われる。なお、例えば、胎児の顔の静止画(図 9(4)参照)が撮影された場合、異常がないかどうかの確認が行われる。胎児の顔の他、脊髄や四肢などが撮影されて、異常がないかどうかの確認が行われる場合もある。

【0050】

そこで、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 100 においては、表示制御部 27c が、これらの測定情報と、ベース画像上に特定された超音波プローブ 12 の位置とに基づいて、ベース画像上における胎児の部位の位置を特定し、ベース画像上に胎児画像及びプローブ画像を重畳表示する。

【0051】

図 10 は、第 2 の実施形態における表示処理の処理手順を示すフローチャートである。まず、ベース画像生成部 27a は、第 1 の実施形態と同様、母体の腹部の測定情報の入力を受け付ける(ステップ S201)。続いて、ベース画像生成部 27a は、第 1 の実施形態と同様、ステップ S201 において入力を受け付けた腹部の測定情報に基づいて、母体の腹部を図式化して表現するベース画像を生成する(ステップ S202)。

【0052】

次に、操作者の操作に従って、超音波診断装置 100 によるエコー検査が開始される(ステップ S203)。すると、画像生成部 25 が、リアルタイムにエコー画像を生成し、表示制御部 27c が、画像生成部 25 によって生成されたエコー画像を、メインディスプレイ 14a にリアルタイムに表示する(ステップ S204)。

【 0 0 5 3 】

例えば、操作者は、超音波プローブ 1 2 を検査対象の母体の腹部にあてながら、まず、胎児の頭部を観察する。例えば、操作者は、胎児の B P D を測定するために頭部の静止画を撮影するが、この際に超音波プローブ 1 2 を前後にスライドして撮影位置を調整する。このとき、超音波診断装置 1 0 0 は、胎児の頭部のエコー画像をリアルタイムに生成するので、表示制御部 2 7 c は、このエコー画像を画像処理することによって、腹部に対する胎児の A - P 方向及び L - R 方向を決定する（ステップ S 2 0 5）。なお、胎児の A - P 方向及び L - R 方向は、後に表示制御部 2 7 c が胎児画像をベース画像上に配置する際に用いられる。

【 0 0 5 4 】

10

図 1 1 は、第 2 の実施形態における胎児方向の決定処理の処理手順を示すフローチャートであり、図 1 2 は、第 2 の実施形態における胎児方向の決定を説明するための図である。なお、第 2 の実施形態において、図 1 1 に示す処理手順は、胎児の頭部が観察されている間、胎児の A - P 方向及び L - R 方向が特定されるまで、リアルタイムに撮影中のエコー画像に対してリアルタイムに実施される。

【 0 0 5 5 】

まず、表示制御部 2 7 c は、胎児の頭部及び眼球を強調するためにエコー画像に対して平滑化処理や鋭鋭化処理などの前処理を施す（ステップ S 3 0 1）。続いて、表示制御部 2 7 c は、エコー画像から頭部輪郭を抽出する（ステップ S 3 0 2）。なお、頭部輪郭の抽出には、公知の技術を用いればよい。例えば、表示制御部 2 7 c は、エコー画像に対して 2 値化を行う画像処理技術によって、頭部輪郭を抽出してもよい。また、例えば、表示制御部 2 7 c は、頭部形状に設定された動的輪郭モデルに、大きさや円形度などの条件を組み合わせる画像処理技術によって、頭部輪郭を抽出してもよい。なお、ここで、エコー画像が頭部ではなく足部のエコー画像であった場合など、頭部輪郭を抽出できない場合には、表示制御部 2 7 c は、ステップ S 3 0 3 以降の処理を実行せずに、次のエコー画像に対してステップ S 3 0 1 の処理から開始する。

20

【 0 0 5 6 】

次に、表示制御部 2 7 c は、エコー画像から眼球輪郭を抽出する（ステップ S 3 0 3）。この眼球輪郭の抽出にも、頭部輪郭の抽出と同様に公知の技術を用いればよい。もっとも、眼球は 2 つであるので、表示制御部 2 7 c は、2 つ眼球輪郭を抽出する。また、ステップ S 3 0 2 と同様、眼球輪郭を抽出できない場合には、表示制御部 2 7 c は、ステップ S 3 0 4 以降の処理を実行せずに、次のエコー画像に対してステップ S 3 0 1 の処理から開始する。

30

【 0 0 5 7 】

こうして、頭部輪郭及び眼球輪郭が抽出されるので、表示制御部 2 7 c は、胎児の A - P 方向及び L - R 方向を特定する（ステップ S 3 0 4）。例えば、表示制御部 2 7 c は、図 1 2 に示すように、頭部内で眼球 2 つが位置している方向を A（腹側）と特定し、眼球 2 つが位置していない方向を P（背側）と特定する。また、表示制御部 2 7 c は、A - P 方向に従って、R - L 方向を特定する。

【 0 0 5 8 】

40

図 1 0 に戻り、操作者は、複数の静止画を順次撮影する。例えば、超音波診断装置 1 0 0 は、胎児の部位のうち頭部を撮影し、静止画をキャプチャする（ステップ S 2 0 6）。図 1 3 は、第 2 の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。この場合のステップ S 2 0 6 において、表示制御部 2 7 c は、メインディスプレイ 1 4 a にキャプチャされたエコー画像を表示する一方で、サブディスプレイ 1 4 b には何も表示しない。

【 0 0 5 9 】

すると、操作者によって、静止画を用いて、胎児の部位測定が行われる（ステップ S 2 0 7）。例えば、操作者が、超音波診断装置 1 0 0 に対してパラメータ名（例えば、B P D、腹囲、L F など）を入力すると、超音波診断装置 1 0 0 は、パラメータ名に適合する

50

計測ツール（例えば、ものさしや円など）をメインディスプレイ 14 a に表示する。すると、操作者は、この計測ツールを用いて胎児の部位を測定し、測定情報（例えば、ものさしの始点及び終点の値など）を超音波診断装置 100 に対して入力する。図 14 は、第 2 の実施形態における BPD の測定を説明するための図である。図 14 に示すように、例えば、操作者は、メインディスプレイ 14 a に表示された頭部の静止画上で、頭部の横幅の開始点と終点とを入力する。すると、超音波診断装置 100 は、開始点と終点との距離を測定し、BPD として出力する。なお、図 14 に示す A - P 方向及び R - L 方向は一例に過ぎず、逆になる場合もある。

【0060】

なお、例えば、頭部の場合は BPD が測定され、腹部の場合は腹囲が測定され、足部の場合は LF が測定されるが、例えば、顔や脊髄のように、静止画がキャプチャされた場合であっても測定が行われない場合もある。このため、ステップ S207 は、括弧書きで示した。

【0061】

また、超音波プローブ検出部 40 は、第 1 の実施形態と同様、母体の腹部にあてられた超音波プローブ 12 の位置及び角度を検出する（ステップ S208）。また、位置特定部 27 b は、第 1 の実施形態と同様、ステップ S208 において検出された超音波プローブ 12 の位置に基づいて、ベース画像上における超音波プローブ 12 の位置を特定する。そして、表示制御部 27 c は、ステップ S207 において測定された測定情報（例えば、ステップ S207 において「BPD」が測定されたこと）と、ベース画像上に特定された超音波プローブ 12 の位置とに基づいて、ベース画像上における胎児の部位の位置（例えば、「頭部」の位置）を特定する（ステップ S209）。

【0062】

図 15 は、第 2 の実施形態における胎児の位置の特定を説明するための図である。例えば、超音波プローブ検出部 40 は、図 15 に示すように、超音波プローブ 12 の位置として (x, y, z) の座標を検出する。また、エコーの深度 α は既知である。また、静止画の中央すなわち $(x, y, z + \alpha)$ の位置に、胎児の頭部の中心点が位置付けられている。位置特定部 27 b は、ベース画像上における $(x, y, z + \alpha)$ の位置を特定する。これは、BPD を測定するために撮影された静止画の位置情報である。なお、位置特定部 27 b は、このとき、超音波プローブ検出部 40 によって検出された角度を用いてもよい。すると、表示制御部 27 c は、ベース画像上において、 $(x, y, z + \alpha)$ に対応する位置に頭部の中心点を置き、その中心点を通る直線が BPD に対応するように、頭部の胎児画像を配置する位置を特定する。

【0063】

図 10 に戻り、そして、表示制御部 27 c は、ベース画像上に部位毎の胎児画像を重畳表示し、また、この胎児画像に対応してキャプチャされた静止画（キャプチャ画像）を、ベース画像に並べて表示する（ステップ S210）。図 16 は、第 2 の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。例えば、表示制御部 27 c は、図 16 に示すように、サブディスプレイ 14 b にて、ベース画像上に頭部の胎児画像を重畳表示するとともに、頭部のキャプチャ画像をベース画像に並べて表示する。このとき、表示制御部 27 c は、ステップ S205 において決定された胎児の A - P 方向及び R - L 方向に従って頭部の胎児画像を回転させてから、ベース画像上に重畳表示する。

【0064】

なお、表示制御部 27 c は、頭部、腹部、足部など、測定される部位毎に、胎児画像の基準となる 3D の胎児画像モデルを予め記憶しておき、この胎児画像モデルをそのまま該当する部位の胎児画像として用いる。この胎児画像モデルは、例えば、妊娠週数の平均の大きさ毎に用意されてもよい。また、例えば、この胎児画像モデルは、頭部及び腹部のみ（すなわち、足部を腹部に含めるなど）でもよい。また、表示制御部 27 c は、例えば、測定情報として入力を受け付けた BPD や腹囲、FL に基づき、この胎児画像モデルのサイズを調整してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 5 】

また、表示制御部 27c は、ベース画像上にプローブ画像を重畳表示する（ステップ S 211）。なお、表示制御部 27c は、3D のプローブ画像モデルを予め記憶しておき、このプローブ画像モデルを用いればよい。図 17 は、第 2 の実施形態におけるプローブ画像を説明するための図である。例えば、第 2 の実施形態において、プローブ画像は、超音波プローブ 12 の接触面を示す M1 と、エコー方向を示す M2 と、スキャン範囲を示す M3 とから形成される。表示制御部 27c は、ステップ S 208 において特定された超音波プローブ 12 の位置や角度、及びスキャン範囲に基づいて、実際の接触面、エコー方向、スキャン範囲になるように、M1、M2、及び M3 を回転処理する。そして、表示制御部 27c は、回転処理後のプローブ画像を、ベース画像に特定された超音波プローブ 12 の位置に、重畳表示する。なお、M1、M2、及び M3 は、組み合わせて用いられる場合に限られるものではなく、単体で用いられてもよい。また、図 17 においては、3D のプローブ画像を例示するが、実施形態はこれに限られるものではなく、2D でもよい。

10

【 0 0 6 6 】

こうして、エコー検査が終了するまで（ステップ S 212, No）、ステップ S 206 ~ S 211 の処理が胎児の部位毎に繰り返し行われる。図 18 は、第 2 の実施形態における重畳表示処理を説明するための図である。このように、ステップ S 206 ~ S 211 の処理は、頭部（図 18（1）参照）、腹部（図 18（2）参照）、足部（図 18（3）参照）と、胎児の部位毎に繰り返される。これに伴い、表示制御部 27c は、胎児の頭部の位置を特定して、頭部の胎児画像をベース画像上に重畳表示し、続いて、胎児の腹部の位置を特定して、腹部の胎児画像を更に追加して重畳表示し、次に、胎児の足部の位置を特定して、足部の胎児画像を更に追加して重畳表示する。

20

【 0 0 6 7 】

例えば、静止画の中央すなわち（ $x, y, z + \alpha$ ）の位置に、胎児の腹部の中心が位置付けられている場合、位置特定部 27b は、ベース画像上における（ $x, y, z + \alpha$ ）の位置を特定する。これは、腹囲を測定するために撮影された静止画の位置情報である。すると、表示制御部 27c は、ベース画像上において、（ $x, y, z + \alpha$ ）に対応する位置に腹部の中心点を置き、その中心点を囲む円周が腹囲に対応するように、腹部の胎児画像を配置する位置を特定する。このように、表示制御部 27c は、部位毎の胎児画像の配置位置を決定する処理を、一般的に測定される他の部位にも順次実施することで、胎児全体について、配置位置を決定する。すなわち、胎児の測定が進むにつれて、胎児の部位パーツが追加され、最終的に胎児全体の胎児画像が構成される。なお、胎児の測定順序は上述の順序に限られるものではなく、任意の順序で測定すればよい。

30

【 0 0 6 8 】

なお、A - P 方向及び R - L 方向はステップ S 205 において既に決定されているので、各部位の胎児画像を表示する場合、表示制御部 27c は、ステップ S 205 において決定された A - P 方向及び R - L 方向に従い、各部位の胎児画像を回転する。例えば、腹部や足部の胎児画像の向きは、頭部の向きに従えばよい。また、頭部及び足部の位置を特定することで、胎児の H - F 方向も特定される。

【 0 0 6 9 】

図 19 は、第 2 の実施形態におけるエコー画像の表示を説明するための図である。図 19 に示すように、表示制御部 27c は、サブディスプレイ 14b にて、ベース画像上に胎児画像（頭部、腹部、及び足部が組み合わされた胎児画像）を重畳表示するとともに、ベース画像に並べて静止画を表示する。

40

【 0 0 7 0 】

上述したように、第 2 の実施形態によれば、例えば、妊娠後期になって胎児が大きくなり、エコー画像の 1 画面内に全身が入りきらなくなった場合などにも、実際の位置に相当するベース画像上の位置に、実際の位置や向きに調整された胎児画像が重畳表示されるので、読影経験の乏しい者であっても、腹部内における胎児の位置や向きを容易に把握することができる。また、第 2 の実施形態によれば、ベース画像上にプローブ画像も併せて表

50

示されるので、観察者は、静止画とプローブとの関係を直感的に理解することが容易になる。

【0071】

(第3の実施形態)

続いて、第3の実施形態を説明する。第1の実施形態においては、主に、2次元走査による2Dのエコー画像を想定して説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。第3の実施形態においては、3次元走査による3Dのエコー画像を想定する。具体的には、母体の腹部を図式化して表現するベース画像上に、3Dデータから抽出された、胎児の3D像(以下、適宜「3D胎児画像」)を重畳表示する。なお、胎児の3D像は、典型的には、3Dデータに対してレンダリング処理を行うことで、3次元情報を反映した2次元画像として生成されたものである。レンダリング処理には、ボリュームレンダリング処理や、サーフェスレンダリング処理等がある。

10

【0072】

なお、通常、超音波プローブ12には、2次元走査用と3次元走査用とがある。2次元走査用としては、複数の圧電振動子が一列に配置された「1Dアレイプローブ」がある。一方、3次元走査用としては、「メカニカル4Dプローブ」や、「2Dアレイプローブ」がある。「メカニカル4Dプローブ」は、1Dアレイプローブのように一列に配置された複数の圧電振動子を用いることで2次元走査が可能であるとともに、複数の圧電振動子を所定の角度で振動させることで3次元走査が可能である。また、「2Dアレイプローブ」は、超音波を集束して送信することで2次元走査が可能であるとともに、マトリックス状に配置された複数の圧電振動子を用いることで3次元走査が可能である。

20

【0073】

図20は、第3の実施形態における処理手順を示すフローチャートである。まず、ベース画像生成部27aは、第1の実施形態と同様、母体の腹部の測定情報の入力を受け付ける(ステップS401)。続いて、ベース画像生成部27aは、第1の実施形態と同様、ステップS401において入力を受け付けた腹部の測定情報に基づいて、母体の腹部を図式化して表現するベース画像を生成する(ステップS402)。なお、第3の実施形態においては、後述するように、ベース画像上に、レンダリング処理によって生成された3D胎児画像が重畳される。このため、第3の実施形態において、ベース画像生成部27aは、ベース画像についても、3次元情報を反映した2次元画像として生成する。以下、このように生成されたベース画像を、3Dベース画像と称する。

30

【0074】

次に、操作者の操作に従って、超音波診断装置100によるエコー検査が開始され(ステップS403)、胎児の全体像の3Dデータが収集される(ステップS404)。ここで、第3の実施形態において、操作者は、エコー検査に3次元走査用の超音波プローブ12を用いる。制御プロセッサ28は、超音波送信部21や、超音波受信部22を制御することで、3Dの生データを収集する。また、3Dの生データは、画像生成部25の処理によって、3Dデータとなり、画像メモリ26に格納される。なお、以下において、3Dデータに対して行われる処理として説明するものは、3Dの生データに対して行われてもよい。

40

【0075】

続いて、超音波プローブ検出部40は、第1の実施形態と同様、母体の腹部にあてられた超音波プローブ12の位置及び角度を検出する(ステップS405)。この情報を用いて、超音波プローブ検出部40のトランスミッターを原点とする空間における座標系と、ステップS404で収集された3Dデータの座標系との位置合わせやスケール合わせが行われる。なお、ここでは、超音波プローブ検出部40のトランスミッターを原点とする空間における座標系と3Dベース画像上の座標系との位置合わせやスケール合わせも、公知の技術を用いた事前の調整によって終了しているものとする。すなわち、超音波プローブ検出部40によって検出される空間の座標系と、3Dデータの座標系と、3Dベース画像上の座標系との位置合わせ及びスケール合わせは、終了している。

50

【 0 0 7 6 】

次に、表示制御部 27c は、ステップ S 404 で収集された 3D データを用いて、この 3D データから胎児の領域を抽出するための ROI 設定画面を、例えばメインディスプレイ 14a に表示する（ステップ S 406）。図 21 は、第 3 の実施形態における直交 3 断面を説明するための図であり、図 22 は、第 3 の実施形態における ROI 設定画面を説明するための図である。

【 0 0 7 7 】

例えば、表示制御部 27c は、図 21 に示すように、3D データに対する直交 3 断面 A、B、及び C を MPR (Multi Planar Reconstruction) 処理によって生成し、生成した直交 3 断面 A、B、及び C を、例えば図 22 に示すように表示する。ステップ S 404 で収集された 3D データには、通常、胎児の他に、子宮の壁等が含まれている。例えば「胎児」と「子宮の壁」との間では、輝度値に大差がなく、閾値処理等の画像処理が難しい場合がある。このため、第 3 の実施形態において、表示制御部 27c は、図 22 に示すような MPR 画像上で、「胎児」の領域の ROI 設定を、操作者から受け付ける。

【 0 0 7 8 】

続いて、表示制御部 27c は、ステップ S 406 で設定された ROI の領域を対象に、3D データに対して、例えば、羊水と胎児とを分離する閾値処理や、レンダリング処理等の画像処理を行って、3D 胎児画像を生成する（ステップ S 407）。図 23 は、第 3 の実施形態における 3D 胎児画像を示す図である。

【 0 0 7 9 】

そして、表示制御部 27c は、生成した 3D 胎児画像を、例えば、図 24 に示すように、直交 3 断面と並べて表示する。図 24 は、第 3 の実施形態における視点方向の決定を説明するための図である。図 24 に示す ROI 設定画面上には、直交 3 断面 A、B、及び C に加えて、3D 胎児画像を表示する領域がある。例えば、操作者が、この 3D 胎児画像をマウスによって捕捉し、回転させると、表示制御部 27c は、その回転操作の結果定まる視点方向のレンダリング処理によって生成された 3D 胎児画像を、この領域に表示する。また、図 24 に示すように、他の MPR 画像上では、この 3D 胎児画像に対する視点方向や、この視点方向と垂直な位置関係にある表示面が、矢印や太線によって示される。なお、説明の便宜上、図 23 に例示した 3D 胎児画像と、図 24 に例示した 3D 胎児画像とが異なっているが、実際には、図 24 に示す ROI 設定画面上に、ステップ S 407 で生成された 3D 胎児画像が、任意の向きで表示される。

【 0 0 8 0 】

ここで、操作者が、例えば、3D 胎児画像を回転させ、所望の視点方向（視点位置、カメラ位置等とも称する）を決定すると、表示制御部 27c は、この視点方向を取得し（ステップ S 408）、取得した視点方向に一致するように、ステップ S 402 で生成した 3D ベース画像を回転する（ステップ S 409）。すなわち、3D データの座標系と 3D ベース画像上の座標系との位置合わせ及びスケール合わせは終了しているので、表示制御部 27c は、3D 胎児画像の視点方向と一致するように、3D ベース画像を回転させる。

【 0 0 8 1 】

そして、表示制御部 27c は、ステップ S 409 において回転された 3D ベース画像上であって、ステップ S 405 において特定された超音波プローブ 12 の位置に、ステップ S 408 で決定された視点方向の 3D 胎児画像を重畳（若しくは合成）表示する（ステップ S 410）。図 25 は、第 3 の実施形態における表示画像を説明するための図である。なお、表示制御部 27c は、3D ベース画像と 3D 胎児画像とが重畳されたこの表示画像を、メインディスプレイ 14a に表示してもよいし（例えば、図 24 に示した 3D 胎児画像を表示する領域、あるいは、メインディスプレイ 14a 全体等）、サブディスプレイ 14b に表示してもよい。

【 0 0 8 2 】

その後、エコー検査が終了するまで（ステップ S 411, No）、ステップ S 408 ~ S 410 の処理は繰り返し行われる。すなわち、例えば、操作者が、3D 胎児画像を回転

10

20

30

40

50

させて所望の視点方向を決定すると、表示制御部 27c は、3D 胎児画像の視点方向を取得するとともに 3D ベース画像を回転させ、回転後の 3D ベース画像上に、回転後の 3D 胎児画像を重畳表示する。なお、操作者による 3D 胎児画像の回転操作は、図 24 に示した ROI 設定画面上で行われてもよいし、図 25 に示した表示画像上で行われてもよい。

【0083】

上述したように、第 3 の実施形態によれば、3D データから抽出された胎児の 3D 像を、母体の腹部を図式化した 3D ベース画像上に重畳して表示し、3D 像の回転とともに、3D ベース画像も回転して表示する。よって、読影経験の乏しい者であっても、腹部内における胎児の位置や向きを容易に把握することができる。更に、例えば、3D データが、通常の妊婦エコー健診で撮影され、その後、胎児の臓器について詳細な検査が行われる場合のように、図 25 のような表示画像が後段の検査等に用いられる場合には、読影経験の乏しい者であっても、次に検査対象となる臓器の位置を、特定し易くなる。結果として、通常の妊婦エコー健診内で、臓器の断面を効率良く描画することが可能になる。

【0084】

なお、上述した第 3 の実施形態においては、3D データを収集し、収集した 3D データに対する後段の処理として 3D 胎児画像の生成や表示等を行う処理を、一連の処理手順で実行する例を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、3D データの収集は、予め（例えば、別の機会に）行われてもよい。また、例えば、収集された 3D データに対する後段の処理は、超音波診断装置 100 以外の別の装置（例えば、画像処理装置等）で行われてもよい。更に、3D ベース画像の生成や、超音波プローブ 12 の位置や角度の検出も、図 20 に示した処理手順とは異なるタイミングで実行されてもよい。図 20 に示した処理手順は、運用の形態等に応じて任意に変更することができる。

【0085】

（第 4 の実施形態）

続いて、第 4 の実施形態を説明する。第 4 の実施形態において、超音波診断装置 100 は、先に収集された 3D データから任意の断面を切り出し、切り出した断面について腹部内における断面位置を特定の上、この断面を表示するための超音波プローブ 12 の位置情報を算出して、ベース画像とともに表示する。

【0086】

胎児の心疾患罹患率が高いことから、近年、胎児心スクリーニングの普及が進んでいる。胎児心スクリーニングは、超音波プローブを操作してまず胎児の全体像を把握し、次に心臓の位置を特定して、四腔断面像等の心断面を撮影する、といった手順で行われるが、胎児であるが故の難しさもあり、心断面の撮影までに多くのステップを要してしまうことがある。例えば、操作者は、胎児の左右を特定すべくまず全身を撮影し、脊柱の長軸面を表示後、胎児の頭が右側にくるように超音波プローブを持ち換え、更に超音波プローブを反時計方向に回転させて横断面を表示し、横断面上で背骨を特定することで、胎児の左右を特定する（脊柱を 12 時の方向とすると、3 時の方向が『左』、9 時の方向が『右』）。また、操作者は、胎児の左右を特定した後、腹部断面から撮影を始め、超音波プローブを頭部側に徐々に平行移動させながら、心断面の撮影に至る。このように、所望の心断面を表示するまでに多くの時間を要する。

【0087】

胎児心スクリーニングは、通常の妊婦検診時に実行されることが望ましいが、産科医や助産師の中には、心臓に関してあまり専門的知識が高くない者も存在する上に、上述したような手順の難しさもある。この点、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 100 によれば、先に収集された 3D データを用いて、所望の断面を表示するための超音波プローブの位置情報を操作者に提示することができる。以下では、胎児の部位として心臓を想定し、心断面を撮影するための超音波プローブ 12 の位置及び角度（エコーの照射角度）を、母体の腹部を図式化したベース画像とともに提示する例を説明する。もっとも、上述した課題は、心臓に限られず他の部位についても同様に生じ得る。以下に説明する実施形態は、心臓に限られず他の部位についても同様に適用可能である。

【 0 0 8 8 】

図 2 6 は、第 4 の実施形態における処理手順を示すフローチャートである。なお、以下では、図 2 6 においてステップ S 5 0 1 の処理が行われる前に、第 3 の実施形態において説明した、図 2 0 のステップ S 4 0 1 ~ S 4 1 0 が実行されていることを前提として説明する。

【 0 0 8 9 】

表示制御部 2 7 c は、例えば、図 2 0 のステップ S 4 0 6 でメインディスプレイ 1 4 a に表示された直交 3 断面の画面を用いて、操作者から所望の断面の指定を受け付け、所望の断面を決定する（ステップ S 5 0 1）。図 2 7 は、第 4 の実施形態における直交 3 断面の表示画面を説明するための図である。例えば、操作者が、直交 3 断面の画面上で操作を行い、図 2 7 に示すように、胎児の心臓のサジタル像（心臓 S g）、コロナル像（心臓 C r）、アキシャル像（心臓 A x）を表示する。また、表示制御部 2 7 c は、その受け付けた操作に応じて、3 D データから M P R 画像を生成し、生成した M P R 画像をその都度画面上に表示する。操作者が所望の M P R 画像が表示されたところで、例えば『決定』ボタンを押下する等の操作を行うと、表示制御部 2 7 c は、この M P R 画像が所望の断面であるものとして決定する。

【 0 0 9 0 】

次に、表示制御部 2 7 c は、図 2 0 のステップ S 4 0 4 で収集された 3 D データ上で、ステップ S 5 0 1 で決定された断面の断面位置を特定する（ステップ S 5 0 2）。また、表示制御部 2 7 c は、3 D 胎児画像と断面位置との位置合わせを行う（ステップ S 5 0 3）。図 2 8 は、第 4 の実施形態における 3 D 胎児画像と断面位置との位置合わせを説明するための図である。例えば、表示制御部 2 7 c は、図 2 8 に示すように、3 D 胎児画像と、所望の断面 A x 1 との位置関係を特定する。

【 0 0 9 1 】

続いて、表示制御部 2 7 c は、ステップ S 5 0 1 で特定された所望の断面を表示するための超音波プローブ 1 2 の位置及び角度を算出する（ステップ S 5 0 4）。もっとも、第 4 の実施形態においては、所望の断面を撮影する際には、2 次元走査用の超音波プローブ 1 2（以下、適宜「2 D プローブ」）を用いることを想定するので、表示制御部 2 7 c は、2 D プローブとしての超音波プローブ 1 2 の位置及び角度を算出する。

【 0 0 9 2 】

図 2 9 は、第 4 の実施形態における超音波プローブ 1 2 の位置・角度の算出を説明するための図である。図 2 9 においては、説明の便宜上、実際の母体腹部と、超音波プローブ 1 2 による走査範囲との位置関係を図示して示す。母体腹部内の扇状の範囲が、走査範囲である。所望の断面の中心点の座標を (x, y, z) とし、エコーの深度を α とすると、超音波プローブ 1 2 の位置は、例えば、図 2 9 に示すように、座標 $(x + \beta, y, z - \alpha)$ 、及び、座標 $(x - \beta, y, z - \alpha)$ で算出される。すなわち、表示制御部 2 7 c は、超音波プローブ 1 2 において、圧電振動子が 1 次元で配列される方向（横方向）の両端の座標を算出する。また、超音波プローブ 1 2 の角度は、超音波プローブ 1 2 の横方向に対して垂直な方向（図 2 9 において矢印の方向）として、算出される。

【 0 0 9 3 】

そこで、表示制御部 2 7 c は、ステップ S 5 0 4 で算出した超音波プローブ 1 2 の位置及び角度を用いて、ベース画像と 3 D 胎児画像とが重畳された表示画像上に、更に、プローブ画像を表示する（ステップ S 5 0 5）。

【 0 0 9 4 】

図 3 0 は、第 4 の実施形態におけるプローブ画像を説明するための図であり、図 3 1 は、第 4 の実施形態における表示画像を説明するための図である。例えば、表示制御部 2 7 c は、超音波プローブ 1 2 の位置及び向きを図式的に表現するプローブ画像として、図 3 0 のような立体的な矢印を用いる。なお、図 3 0 においては、超音波プローブ 1 2 とプローブ画像との関係を説明するために、プローブ画像を点線で示す。更に、表示制御部 2 7 c は、超音波プローブ 1 2 の高さ方向（圧電振動子が 2 次元で配列される方向、縦方向）

を示すマークとして、例えば、図30に示すような、黒色に塗りつぶされた矩形のマークを表示する。また、このマークは、超音波プローブ12の横方向の中心を示す。

【0095】

そして、表示制御部27cは、図31に示すように、ベース画像と3D胎児画像とが重畳された表示画像上に、超音波プローブ12そのものを示すプローブ画像と、超音波プローブ12の高さ方向を示すマークと、所望の断面の位置とを表示する。なお、例えば、表示制御部27cは、この表示画像を、メインディスプレイ14aに表示してもよいし（例えば、図27に示す右下の領域、あるいは、メインディスプレイ14a全体等）、サブディスプレイ14bに表示してもよい。

【0096】

なお、例えば、制御プロセッサ28は、この段階で、超音波プローブ12から、所望の断面までの距離等を計算して、胎児の心臓の撮影においてより詳細に観察するための最適なプリセット条件（例えば、周波数等）を導出し、後段の処理で用いる超音波プローブ12について、導出したプリセット条件となるように、自動で調節、設定してもよい。もちろん、この調整は、操作者によってマニュアルで行われてもよい。

【0097】

その後、操作者は、超音波プローブ12を2Dプローブに持ち替え、ステップS506で表示された表示画像を見ながら、実際の母体の腹部に超音波プローブ12をあてて、エコー検査を開始する（ステップS506）。表示制御部27cは、エコー画像を表示する（ステップS507）。

【0098】

また、表示制御部27cは、例えば、図27に示す直交3断面上で、所望の断面位置が変更されたか否かを判定しており（ステップS508）、変更された場合には（ステップS508, Yes）、3Dデータ上で断面位置を特定するステップS502の処理に戻る。一方、断面位置が変更されず（ステップS508, No）、エコー検査が終了された場合には（ステップS509, Yes）、超音波診断装置100は、処理を終了する。

【0099】

上述したように、第4の実施形態によれば、例えば、3Dデータが、通常の妊婦エコー健診で撮影され、その後、胎児の臓器について詳細な検査が行われる場合に、次に検査対象となる臓器を撮影するための超音波プローブの位置までも、操作者に提示する。よって、専門的な知識や胎児スクリーニングの経験の乏しい者であっても、通常の妊婦エコー健診内で、臓器の断面を効率良く描画することが可能になる。

【0100】

なお、上述した第4の実施形態においては、例えば、図20に示した処理手順から、図26に示した処理手順まで、一連の処理手順で実行する例を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、ステップS506以降の検査、すなわち、2Dプローブに持ち替えてからの検査は、別の機会に行われてもよい。その他、図26に示した処理手順は、運用の形態等に応じて任意に変更することができる。

【0101】

（その他の実施形態）

以上、各種実施形態を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、上述した第3及び第4の実施形態に限られず、例えば、第2の実施形態においても、エコー画像は、2Dのみならず3Dでもよい。また、ベース画像、胎児画像、及びプローブ画像も、2Dのみならず3Dでもよい。

【0102】

また、上述した実施形態においては、3D胎児画像や3Dベース画像、立体的なプローブ画像といった場合に、主に、3次元情報を反映した2次元画像として生成されたものを想定したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、メインディスプレイ14aやサブディスプレイ14bが、立体視可能なディスプレイである場合には、立体視画像としての3D胎児画像や3Dベース画像、プローブ画像であってもよい。

10

20

30

40

50

【0103】

また、上述した実施形態においては、主に、ベース画像として、母体の腹部の測定情報に基づいて生成したものを想定したが、実施形態はこれに限られるものではない。単なるモデル画像として準備された画像等でもよい。

【0104】

また、上述した実施形態においては、超音波プローブの位置情報として、位置及び角度の両方を算出する場合を主に説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。例えば、表示制御部27cは、位置情報として位置のみを算出してよい。

【0105】

以上述べた少なくとも一つの実施形態の超音波診断装置によれば、腹部内における胎児の位置や向きを把握し易くすることができる。

10

【0106】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

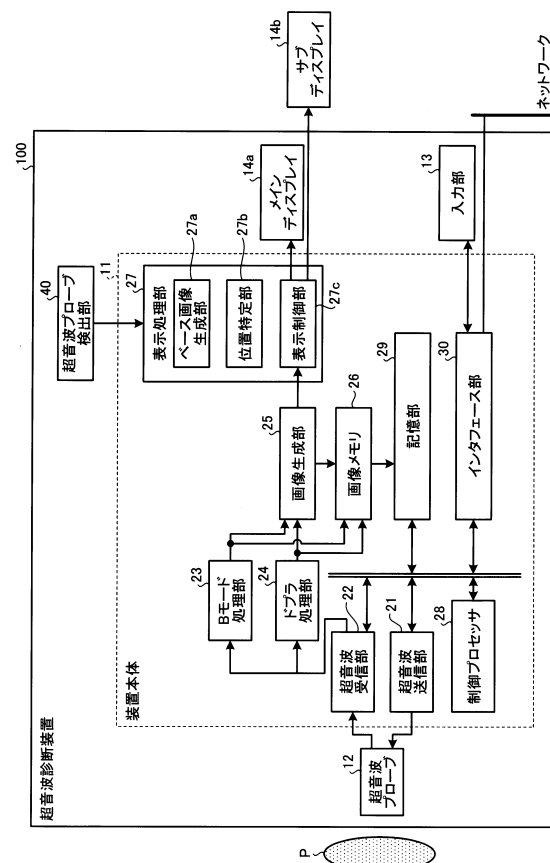
【符号の説明】

【0107】

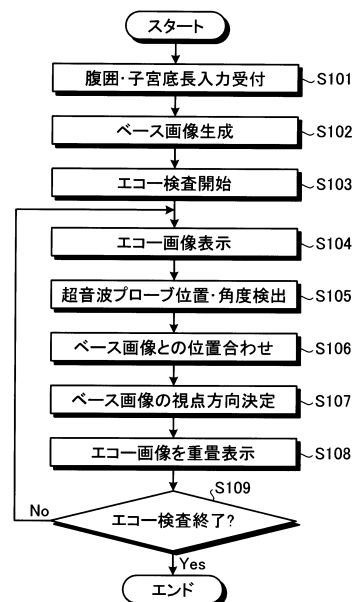
- 100 超音波診断装置
- 27 表示処理部
- 27a ベース画像生成部
- 27b 位置特定部
- 27c 表示制御部

20

【図1】



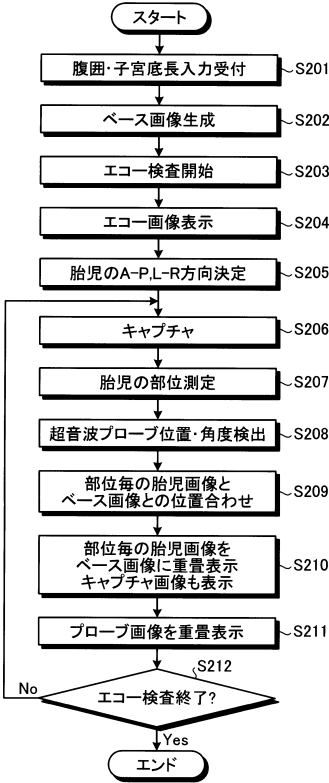
【図3】



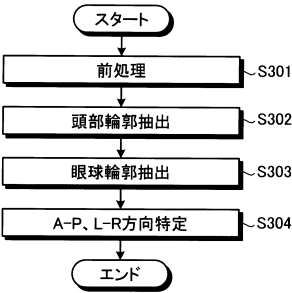
【図 6】

表示されるベース画像				
エコー方向	L-R(R-L)	R-L(L-R)	A-P	A-P
超音波プローブがあたる向き	H-F(F-H)	A-P	H-F(F-H)	L-R
	(A)	(B)	(C)	(D)

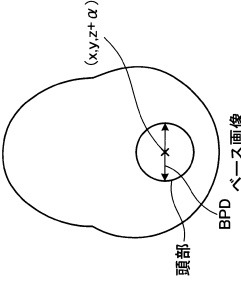
【図 10】



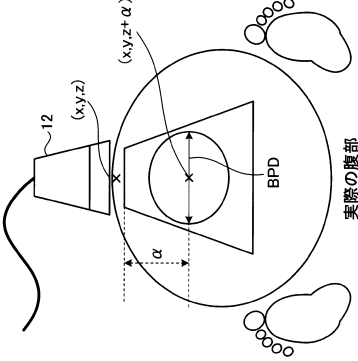
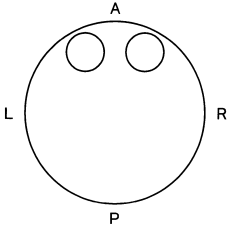
【図 11】



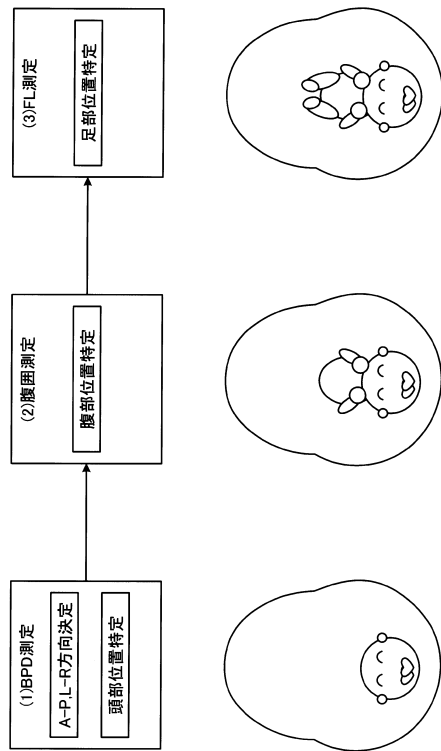
【図 15】



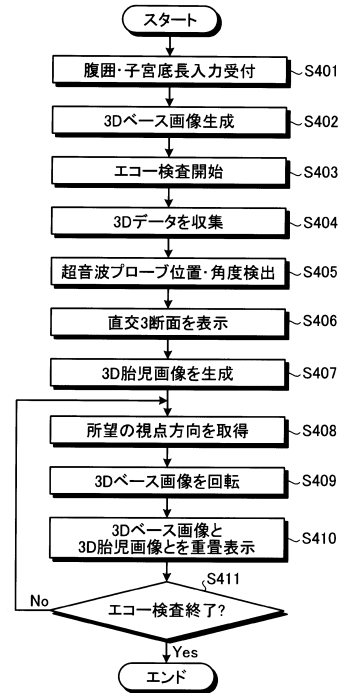
【図 12】



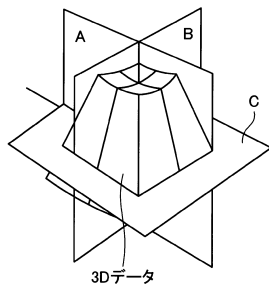
【図 18】



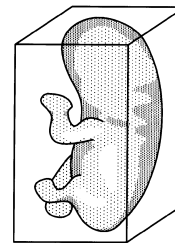
【図 20】



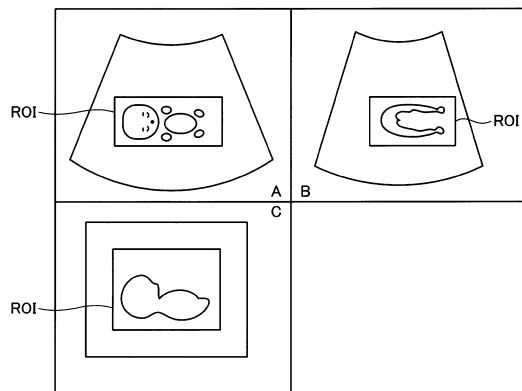
【図 21】



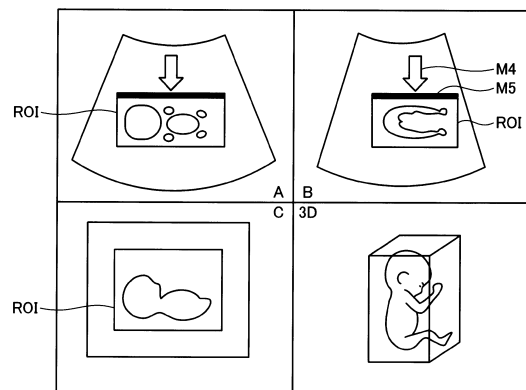
【図 23】



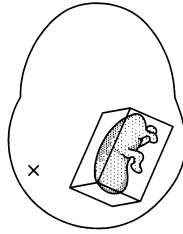
【図 22】



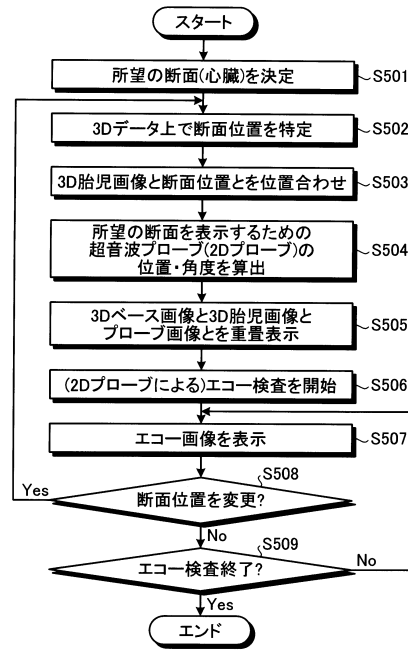
【図 24】



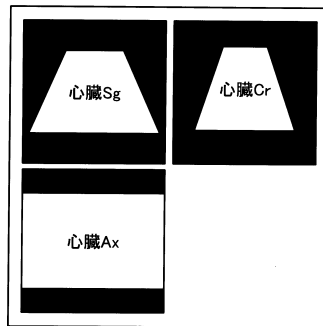
【図 25】



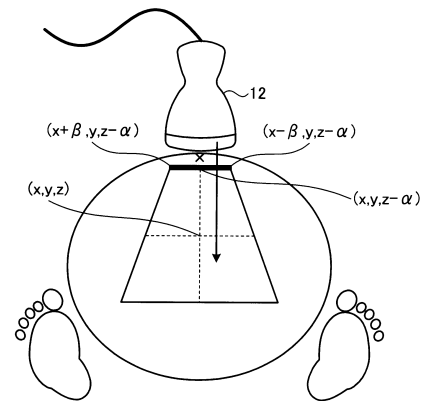
【図 26】



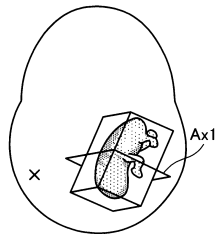
【図 27】



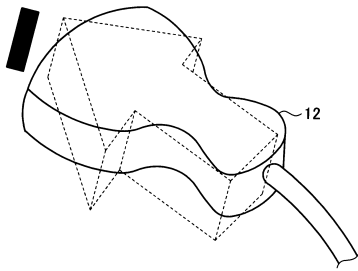
【図 29】



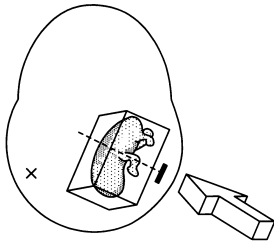
【図 28】



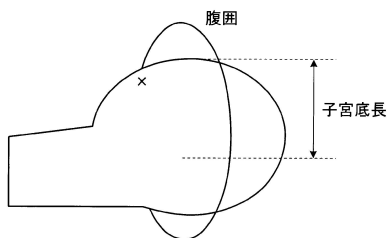
【図 30】



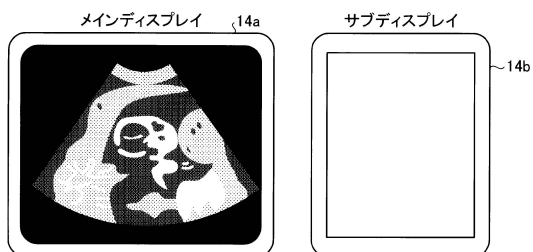
【図 31】



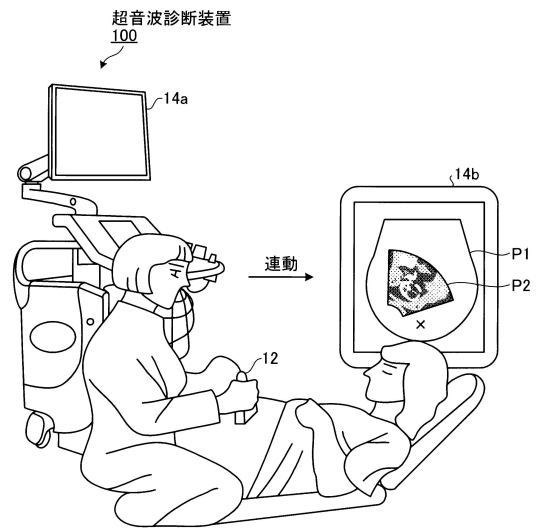
【図 4】



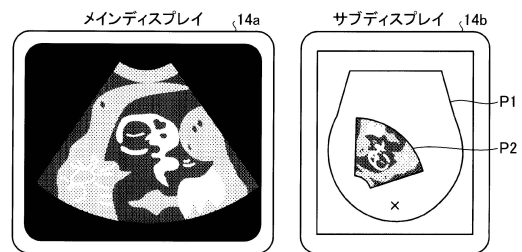
【図 5】



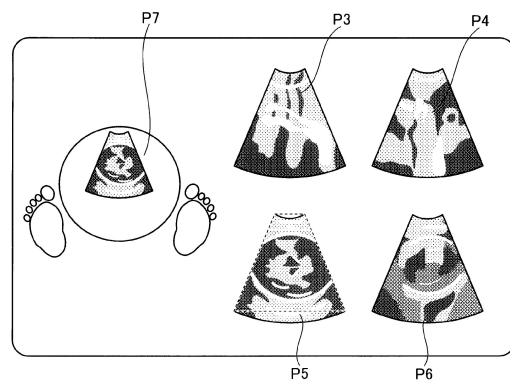
【図 2】



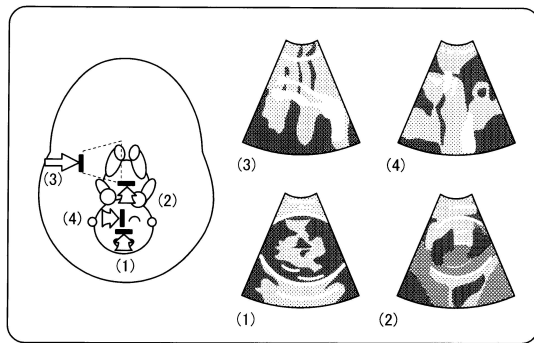
【図 7】



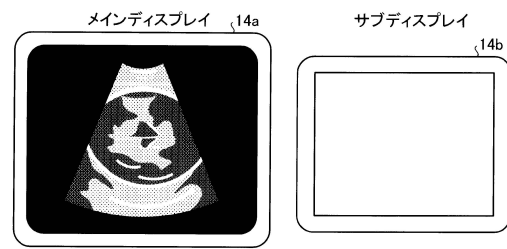
【図 8】



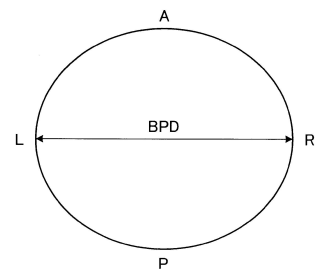
【図 9】



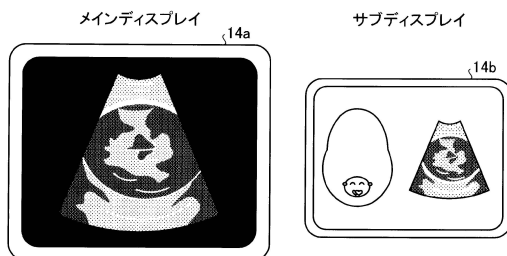
【図 13】



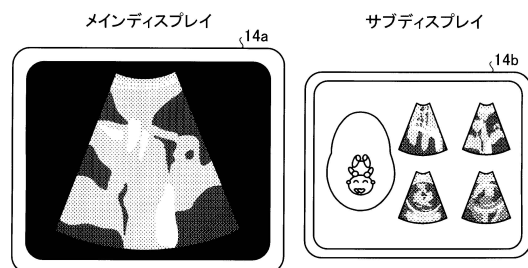
【図 14】



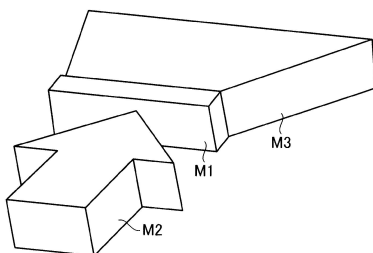
【図 16】



【図 19】



【図 17】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭57-086335(JP,A)
特開2000-175910(JP,A)
特開2007-020732(JP,A)
国際公開第2006/085571(WO,A1)
米国特許第565535(US,A)
米国特許第6540681(US,B1)

- (58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6037447B2	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	JP2013049334	申请日	2013-03-12
[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)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	藤原惠夢 篠田健輔		
发明人	藤原 惠夢 篠田 健輔		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/0866 A61B8/14 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/464 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/565		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD01 4C601/DD09 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK22 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/KK39		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2012054938 2012-03-12 JP		
其他公开文献	JP2013215561A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据实施例的超声诊断设备 (100) 包括腹部图像生成器单元 (27a) , 超声图像生成器单元 (25) , 识别单元 (27b) 和显示控制单元 (27c) 。腹部图像生成器单元 (27a) 生成腹部图像 , 其绘制并表示母亲身体的腹部。超声图像生成器单元 (25) 基于反射波信号生成超声图像 , 所述反射波信号由放置在母体的腹部上的超声探头 (12) 接收。识别单元 (27b) 识别超声探头 (12) 在腹部图像上的位置。显示控制单元 (27c) 在超声探头 (12) 的回波方向之后的腹部图像上显示叠加在识别位置的超声图像。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6037447号 (P6037447)
(45) 発行日 平成28年12月7日 (2016. 12. 7)	(24) 登録日 平成28年11月11日 (2016. 11. 11)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 0 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 0 0	
請求項の数 19 (全 26 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-49334 (P2013-49334)	(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 1 3 8 5 番地	
(22) 出願日 平成25年3月12日 (2013. 3. 12)		
(65) 公開番号 特開2013-215561 (P2013-215561A)	(74) 代理人 110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所	
(43) 公開日 平成25年10月24日 (2013. 10. 24)		
審査請求日 平成28年1月4日 (2016. 1. 4)	(72) 発明者 藤原 恵夢 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内	
(31) 優先権主張番号 特願2012-54938 (P2012-54938)		
(32) 優先日 平成24年3月12日 (2012. 3. 12)	(72) 発明者 篠田 健輔 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内	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	審査官 宮澤 浩	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		