

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-63807

(P2017-63807A)

(43) 公開日 平成29年4月6日(2017.4.6)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F1
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2015-189155 (P2015-189155)
(22) 出願日 平成27年9月28日 (2015.9.28)(71) 出願人 000005108
株式会社日立製作所
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 笠原 英司
東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB03 DD09 EE11 JC20 JC27
KK21 KK31 KK32 LL05

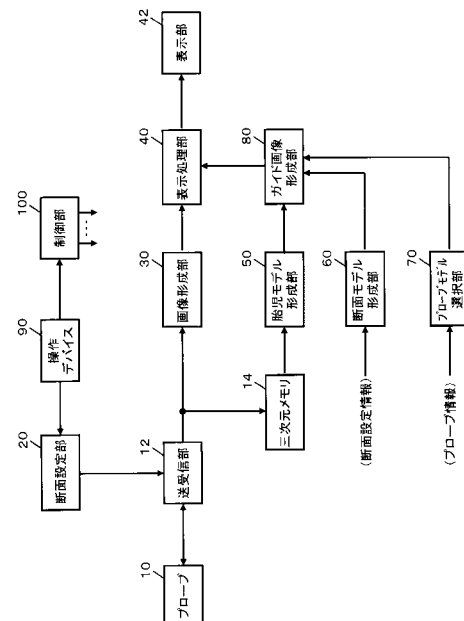
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】プローブと胎児と断面の相対的な位置関係を直感的に把握できる表示態様を実現した超音波診断装置を提供する。

【解決手段】胎児モデル形成部50は、補助走査により三次元空間内から得られて三次元メモリ14に記憶された受信データに基づいて、三次元空間内における胎児の体位を模擬した胎児モデルを形成する。断面モデル形成部60は、断面設定部20から得られる断面設定情報に基づいて、三次元空間内における断面の配置状態を模擬した断面モデルを形成する。プローブモデル選択部70は、三次元空間に対するプローブ10の配置状態を模擬したプローブモデルを選択する。そして、ガイド画像形成部80は、胎児モデルと断面モデルとプローブモデルを組み合わせた参照画像として、診断用のガイド画像を形成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受するプローブと、
胎児を含む三次元空間内に診断用の断面を設定する断面設定部と、
前記プローブを制御することにより、前記断面内において超音波ビームを走査する主走査を実行し、当該主走査よりも粗いビーム配列で前記三次元空間内において超音波ビームを走査する補助走査を間欠的に実行する送受信部と、
前記主走査により前記断面内から二次元的に得られる超音波の受信データに基づいて前記胎児の超音波画像を形成する画像形成部と、
前記補助走査により前記三次元空間内から三次元的に得られる超音波の受信データに基づいて、前記三次元空間内における前記胎児の体位を模擬した胎児モデルを形成する胎児モデル形成部と、
前記断面設定部から得られる前記断面の設定情報に基づいて、前記三次元空間内における前記断面の配置状態を模擬した断面モデルを形成する断面モデル形成部と、
前記三次元空間に対する前記プローブの配置状態を模擬したプローブモデルと前記胎児モデルと前記断面モデルを組み合わせた参照画像を形成する参照画像形成部と、
を有する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記胎児モデル形成部は、前記補助走査により得られる超音波の受信データに基づいて前記胎児の三次元超音波画像を形成して当該三次元超音波画像を前記胎児モデルとする、
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、
前記胎児モデル形成部は、前記補助走査により得られる超音波の受信データに基づくサーフェイスレンダリング処理により前記胎児の三次元超音波画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記胎児モデル形成部は、前記補助走査による超音波の受信データから得られる前記胎児の三次元データに基づいて、前記胎児の体位に適合するように標準モデルを変形して前記胎児モデルを形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、
前記胎児モデル形成部は、前記胎児の三次元データの頭部と胴体部を 2 つの楕円体で近似し、それら 2 つの楕円体に基づいて前記標準モデルを変形する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記参照画像形成部は、前記三次元空間に対応した座標系内において、前記プローブの配置状態に合わせて前記プローブモデルを配置し、前記胎児の体位に合わせて前記胎児モデルを配置し、前記断面の配置状態に合わせて前記断面モデルを配置することにより、前記プローブモデルと前記胎児モデルと前記断面モデルで構成された前記参照画像を形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、胎児を診断する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、生体内における組織等の診断に利用されており、特に胎児の診断において不可欠な装置となっている。例えば、母体内から立体的に得られた超音波の受信データに基づいて、胎児の任意断面の断層画像を形成することができる。任意断面は、例えば、医師や検査技師などのユーザが適宜に設定することができる。

【0003】

ところが、母体内における胎児の体位、例えば体の位置や姿勢などは肉眼で確認することができないため、ユーザが適宜に設定した任意断面と胎児とプローブの相対的な位置関係がわかり難い場合がある。

10

【0004】

ちなみに、特許文献1には、三次元空間を立体的に表現した空間イメージであるワイヤースケルトンと、切断面イメージである切断面カーソルと、組織を立体的に表現した組織イメージと、で構成される参照画像を形成する超音波診断装置が記載されている。また、特許文献2には、三次元画像を内包するワイヤースケルトンの上部にプローブモデルを表示する超音波診断装置が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

20

【特許文献1】特許第3745712号公報

【特許文献2】特許第4170725号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、上述した背景技術に鑑みて成されたものであり、その目的は、プローブと胎児と断面の相対的な位置関係を直感的に把握できる表示態様を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、胎児を含む三次元空間内に診断用の断面を設定する断面設定部と、前記プローブを制御することにより、前記断面内において超音波ビームを走査する主走査を実行し、当該主走査よりも粗いビーム配列で前記三次元空間内において超音波ビームを走査する補助走査を間欠的に実行する送受信部と、前記主走査により前記断面内から二次元的に得られる超音波の受信データに基づいて前記胎児の超音波画像を形成する画像形成部と、前記補助走査により前記三次元空間内から三次元的に得られる超音波の受信データに基づいて、前記三次元空間内における前記胎児の体位を模擬した胎児モデルを形成する胎児モデル形成部と、前記断面設定部から得られる前記断面の設定情報に基づいて、前記三次元空間内における前記断面の配置状態を模擬した断面モデルを形成する断面モデル形成部と、前記三次元空間に対する前記プローブの配置状態を模擬したプローブモデルと前記胎児モデルと前記断面モデルを組み合わせる参照画像を形成する参照画像形成部と、を有することを特徴とする。

30

40

【0008】

上記構成において、プローブは、診断用の断面を含む三次元空間内において超音波ビームを走査することができる超音波探触子であり、特に、二次元的に配列された複数の振動素子で構成される二次元アレイ（マトリクスアレイ）を備えることが望ましい。送受信部は、例えば複数の振動素子を電子的に走査制御することにより、主走査と補助走査を実現する。主走査は診断用の超音波画像を得るための診断における主要な走査である。これに対し、補助走査は診断において参照される参照画像を得るための補助的な走査である。そのため、補助走査は主走査よりも粗いビーム配列で且つ間欠的に実行される。例えば、主走査よりも補助走査におけるビーム密度が粗くされ、例えば、主走査を繰り返す走査にお

50

いて、主走査が定期的に中断されてその中断期間に補助走査が定期的に実行される。

【0009】

また、上記構成において、胎児モデルは、診断対象である実際の胎児の体位を模擬したモデルである。胎児の体位には例えば胎児の位置や姿勢などが含まれる。胎児モデルは、補助走査により得られる受信データに基づいて実際の胎児の体位に合わせて形成される。断面モデルは、診断用の断面の配置状態を模擬したモデルである。断面の配置状態には、例えば断面の位置や傾きなどが含まれる。断面モデルは、診断用に設定された実際の断面に関する設定情報に基づいて形成される。プローブモデルは、診断中における実際のプローブの配置状態を模擬したモデルである。プローブの配置状態には、例えばプローブの位置や傾きなどが含まれる。さらに、プローブモデルと胎児モデルと断面モデルを組み合わせて参照画像が形成される。例えば、診断対象の胎児が含まれる三次元空間に対応した座標系内において、プローブの配置状態に合わせてプローブモデルを配置し、胎児の体位に合わせて胎児モデルを配置し、断面の配置状態に合わせて断面モデルを配置することにより、プローブモデルと胎児モデルと断面モデルで構成された参照画像が形成される。これにより、例えば、医師や検査技師などのユーザは、モニタなどに表示される参照画像を見てプローブと胎児と断面の相対的な位置関係を直感的に把握することができる。

10

【0010】

望ましい具体例において、前記胎児モデル形成部は、前記補助走査により得られる超音波の受信データに基づいて前記胎児の三次元超音波画像を形成して当該三次元超音波画像を前記胎児モデルとする、ことを特徴とする。

20

【0011】

望ましい具体例において、前記胎児モデル形成部は、前記補助走査により得られる超音波の受信データに基づくサーフェスレンダリング処理により前記胎児の三次元超音波画像を形成する、ことを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、前記胎児モデル形成部は、前記補助走査による超音波の受信データから得られる前記胎児の三次元データに基づいて、前記胎児の体位に適合するように標準モデルを変形して前記胎児モデルを形成する、ことを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記胎児モデル形成部は、前記胎児の三次元データの頭部と胴体部を2つの楕円体で近似し、それら2つの楕円体に基づいて前記標準モデルを変形する、ことを特徴とする。

30

【0014】

望ましい具体例において、前記参照画像形成部は、前記三次元空間に対応した座標系内において、前記プローブの配置状態に合わせて前記プローブモデルを配置し、前記胎児の体位に合わせて前記胎児モデルを配置し、前記断面の配置状態に合わせて前記断面モデルを配置することにより、前記プローブモデルと前記胎児モデルと前記断面モデルで構成された前記参照画像を形成する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明により、プローブと胎児と断面の相対的な位置関係を直感的に把握できる表示態様が実現される。例えば本発明の好適な態様によれば、医師や検査技師などのユーザは、参照画像を見ることによりプローブと胎児と断面の相対的な位置関係を直感的に把握することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。

【図2】三次元空間内に設定される任意断面の具体例を示す図である。

【図3】ガイド画像の具体例を示す図である。

【図4】表示画像の具体例1を示す図である。

50

【図 5】表示画像の具体例 2 を示す図である。

【図 6】胎児の体位を推定する処理の具体例を説明するための図である。

【図 7】胎児の体位を推定する処理の具体例を説明するための図である。

【図 8】図 1 の超音波診断装置が実行する処理の具体例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。プローブ 10 は、例えば母体内の胎児を含む領域に超音波を送受波する超音波探触子である。プローブ 10 は、複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が電子的に走査制御されて、胎児を含む空間内で超音波ビームが走査される。プローブ 10 は、超音波を立体的に送受する機能を備えている。プローブ 10 は、例えば、二次元的に配列された複数の振動素子で構成される二次元アレイ（マトリクスアレイ）を備えることが望ましい。

10

【0018】

送受信部 12 は、送信ビームフォーマーおよび受信ビームフォーマーとしての機能を備えている。つまり、送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子の各々に対して送信信号を出力することにより送信ビームを形成し、さらに、複数の振動素子から得られる複数の受波信号に対して整相加算処理などを施して受信ビームを形成する。これにより、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）が走査され、超音波ビームに対応した受信信号（受信データ）が得られる。

【0019】

20

送受信部 12 は、診断用の断面内で超音波ビームを走査する主走査と、診断用の断面が含まれる三次元空間内で超音波ビームを立体的に走査する補助走査を行う。なお、診断用の断面は、医師や検査技師などのユーザからの指示に応じて、断面設定部 20 により設定される。主走査により診断用の断面内から二次元的に得られる超音波の受信データは画像形成部 30 に送られる。また、補助走査により三次元空間内から三次元的に得られる超音波の受信データは、三次元メモリ 14 に記憶される。

【0020】

画像形成部 30 は、送受信部 12 から得られる受信信号（受信データ）に基づいて超音波画像の画像データを形成する。画像形成部 30 は、主走査により診断用の断面内から二次元的に得られる超音波の受信データに対して、必要に応じて、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行うことにより、例えば、胎児の断層画像（B モード画像）の画像データを各フレームごとに（各時相ごとに）複数フレームに亘って形成する。

30

【0021】

表示処理部 40 は、画像形成部 30 から得られる超音波画像の画像データに基づいて、胎児の診断に利用される表示画像を形成する。表示処理部 40 は、例えば、断層画像データに基づく B モード画像などを示した表示画像を形成する。また、表示処理部 40 は、ガイド画像形成部 80 により形成されたガイド画像を含む表示画像を形成する。表示処理部 40 において形成された表示画像は表示部 42 に表示される。

【0022】

40

胎児モデル形成部 50 は、補助走査により三次元空間内から得られて三次元メモリ 14 に記憶された受信データに基づいて、三次元空間内における胎児の体位を模擬した胎児モデルを形成する。断面モデル形成部 60 は、断面設定部 20 から得られる断面設定情報に基づいて、三次元空間内における断面の配置状態を模擬した断面モデルを形成する。プローブモデル選択部 70 は、三次元空間に対するプローブ 10 の配置状態を模擬したプローブモデルを選択する。そして、ガイド画像形成部 80 は、胎児モデルと断面モデルとプローブモデルを組み合わせた参照画像として、診断用のガイド画像を形成する。胎児モデルと断面モデルとプローブモデルとガイド画像については、後に図面を利用して詳述する。

【0023】

制御部 100 は、図 1 に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 100 によ

50

る全体的な制御には、操作デバイス 90 を介して医師や検査技師等のユーザから受け付けた指示も反映される。

【0024】

図 1 に示す構成（符号を付された各部）のうち、送受信部 12、断面設定部 20、画像形成部 30、表示処理部 40、胎児モデル形成部 50、断面モデル形成部 60、プローブモデル選択部 70、ガイド画像形成部 80 の各部は、例えば、電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、上記各部に対応した機能の全て又は一部が、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）の協働により実現されてもよい。

10

【0025】

三次元メモリ 14 は、例えば、半導体メモリやハードディスクドライブなどの記憶デバイスにより実現できる。表示部 42 の好適な具体例は、液晶ディスプレイ等であり、操作デバイス 90 は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして、制御部 100 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

【0026】

図 1 の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波診断装置により実現される機能の具体例について詳述する。なお、図 1 に示した構成（符号を付された各部）については、以下の説明において図 1 の符号を利用する。

20

【0027】

図 2 は、三次元空間内に設定される任意断面 22 の具体例を示す図である。プローブ 10 は、超音波ビームを立体的に送受する機能を備えている。例えば、図 2 の三次元空間内において、プローブ 10 により超音波ビームが立体的に走査される。なお、図 2 の三次元空間は $r\theta\phi$ 走査座標系で表現されている。例えば、深さ方向を r 方向とする超音波ビームが θ 方向と ϕ 方向に走査される。

【0028】

任意断面 22 は、断面設定部 20 により設定される診断用の断面である。例えば、医師や検査技師などのユーザが、トラックボールなどの操作デバイス 90 を利用して任意断面 22 の位置や傾きなどを調整することにより、断面設定部 20 は、ユーザにより調整された三次元空間内における位置と傾きに任意断面 22 を設定する。なお、断面設定部 20 は例えば任意断面 22 に直交する直交断面を設定してもよい。

30

【0029】

送受信部 12 は、プローブ 10 を制御することにより、任意断面 22 内において超音波ビームを走査する主走査を実行し、さらに、三次元空間内において超音波ビームを走査する補助走査を実行する。

【0030】

主走査は、診断用の超音波画像（胎児の断層画像）を得るための診断における主要な走査である。これに対し、補助走査は、診断において参照されるガイド画像を得るための補助的な走査である。そのため、補助走査は主走査よりも粗いビーム配列で且つ間欠的に実行される。例えば、主走査よりも補助走査におけるビーム密度が粗く（密度が小さく）される。また、例えば、主走査を繰り返す走査において、主走査が定期的に中断されてその中断期間に補助走査が定期的に実行される。

40

【0031】

そして、補助走査により得られた受信データに基づいて胎児モデルが形成される。また胎児モデルの他に断面モデルとプローブモデルが形成され、さらに、これらのモデルを組み合わせたガイド画像が形成される。

【0032】

図 3 は、ガイド画像の具体例を示す図である。図 3 には、ガイド画像の具体例 1（ガイ

50

ド画像 8 1) と具体例 2 (ガイド画像 8 2) が図示されている。

【0033】

プローブモデル 7 2 は、診断中における実際のプローブ 1 0 の配置状態を模擬したモデルである。プローブの配置状態には、例えばプローブの位置や傾きなどが含まれる。プローブモデル 7 2 は、プローブモデル選択部 7 0 により選択される。プローブモデル選択部 7 0 は、複数のモデルの中からプローブ 1 0 に対応したプローブモデル 7 2 を選択する。例えば、プローブ 1 0 から得られるプローブ情報に基づいてプローブモデル 7 2 が選択される。例えば、プローブ情報にはプローブ 1 0 のタイプや用途などを特定する識別情報が含まれており、その識別情報に合ったプローブモデル 7 2 が選択される。

【0034】

任意断面モデル 6 2 は、診断用の任意断面 2 2 (図 2) の配置状態を模擬したモデルである。任意断面 2 2 の配置状態には、例えば三次元空間内における任意断面 2 2 の位置や傾きなどが含まれる。任意断面モデル 6 2 は、断面モデル形成部 6 0 により形成される。断面モデル形成部 6 0 は、断面設定部 2 0 から得られる任意断面 2 2 の設定情報に基づいて任意断面モデル 6 2 を形成する。任意断面 2 2 の設定情報には、例えば三次元空間内における任意断面 2 2 の位置や傾きなどの情報が含まれており、その位置や傾きに合致するように任意断面モデル 6 2 の位置や傾きが調整される。なお、任意断面モデル 6 2 には、例えば任意断面 2 2 内における走査の開始位置を示すマーカ M を設けることが望ましい。

【0035】

胎児モデル 5 2 は、診断対象である胎児の体位を模擬したモデルである。胎児の体位には、例えば胎児の位置や姿勢などが含まれる。胎児モデル 5 2 は、胎児モデル形成部 5 0 により形成される。胎児モデル形成部 5 0 は、補助走査により三次元空間内から得られて三次元メモリ 1 4 に記憶された受信データに基づいて、三次元空間内における実際の胎児の体位に合うように胎児モデル 5 2 を形成する。

【0036】

具体例 1 のガイド画像 8 1 は、プローブモデル 7 2 と任意断面モデル 6 2 と胎児モデル 5 2 を組み合わせた参照画像の具体例であり、ガイド画像形成部 8 0 により形成される。ガイド画像形成部 8 0 は、母体内における胎児と診断中のプローブ 1 0 と任意断面 2 2 (図 2) の相対的な配置関係に適合するように、胎児モデル 5 2 とプローブモデル 7 2 と任意断面モデル 6 2 との相対的な配置関係を調整してガイド画像 8 1 を形成する。

【0037】

具体例 2 のガイド画像 8 2 は、具体例 1 のガイド画像 8 1 に直交断面モデル 6 4 が追加されたものである。例えば、断面設定部 2 0 により任意断面 2 2 (図 2) に直交する直交断面が設定されている場合に、断面モデル形成部 6 0 は、診断用の任意断面 2 2 に直交する直交断面の配置状態を模擬した直交断面モデル 6 4 を形成する。断面モデル形成部 6 0 は、例えば、断面設定部 2 0 から得られる任意断面 2 2 の設定情報に基づいて、その任意断面 2 2 に直交するように直交断面モデル 6 4 を形成する。もちろん、断面設定部 2 0 から直交断面に関する設定情報が断面モデル形成部 6 0 に提供され、その設定情報に基づいて直交断面モデル 6 4 が形成されてもよい。なお、直交断面モデル 6 4 にも、例えば直交断面内における走査の開始位置を示すマーカ M を設けることが望ましい。

【0038】

ガイド画像形成部 8 0 は、母体内における胎児と診断中のプローブ 1 0 と任意断面 2 2 (図 2) と直交断面の相対的な配置関係に適合するように、胎児モデル 5 2 とプローブモデル 7 2 と任意断面モデル 6 2 と直交断面モデル 6 4 の相対的な配置関係を調整してガイド画像 8 2 を形成する。

【0039】

そして、胎児の診断において、例えばガイド画像 8 1, 8 2 を含んだ表示画像が表示部 4 2 に表示される。

【0040】

図 4 は、表示画像の具体例 1 を示す図である。図 4 の表示画像は、任意断面画像 3 2 と

10

20

30

40

50

ガイド画像 8 1 で構成されている。表示処理部 4 0 は、画像形成部 3 0 から得られる任意断面 2 2 (図 2) の画像データと、ガイド画像形成部 8 0 から得られるガイド画像 8 1 に基づいて、図 4 の表示画像を形成する。

【0041】

ガイド画像 8 1 には、母体内における胎児と診断中のプローブ 1 0 と任意断面 2 2 (図 2) の相対的な配置関係が示されている。したがって、医師や検査技師などのユーザは、表示部 4 2 に表示される表示画像内のガイド画像 8 1 を見ることにより、プローブ 1 0 と胎児と任意断面 2 2 (図 2) の相対的な位置関係を直感的に把握することができる。つまり、任意断面画像 3 2 が胎児の体のうちのどの部分の断面を写し出しており、さらに、任意断面画像 3 2 がどこから観測されているのかをガイド画像 8 1 から容易に把握することができる。

10

【0042】

なお、任意断面画像 3 2 には、例えば任意断面 2 2 内における走査の開始位置を示すマーカ M を設けることが望ましい。これにより、ガイド画像 8 1 内の任意断面モデル 6 2 (図 3) のマーカ M と任意断面画像 3 2 のマーカ M との対応関係 (位置関係) から、走査の開始位置が明らかになり、例えば、任意断面画像 3 2 と任意断面モデル 6 2 の表裏関係を把握する際に好適である。

【0043】

図 5 は、表示画像の具体例 2 を示す図である。図 5 の表示画像は、任意断面画像 3 2 と直交断面画像 3 4 とガイド画像 8 2 で構成されている。表示処理部 4 0 は、画像形成部 3 0 から得られる任意断面 2 2 (図 2) と直交断面の画像データと、ガイド画像形成部 8 0 から得られるガイド画像 8 1 に基づいて、図 5 の表示画像を形成する。

20

【0044】

ガイド画像 8 2 には、母体内における胎児と診断中のプローブ 1 0 と任意断面 2 2 (図 2) と直交断面の相対的な配置関係が示されている。したがって、医師や検査技師などのユーザは、表示部 4 2 に表示される表示画像内のガイド画像 8 2 を見ることにより、プローブ 1 0 と胎児と任意断面 2 2 (図 2) と直交断面の相対的な位置関係を直感的に把握することができる。つまり、任意断面画像 3 2 と直交断面画像 3 4 が胎児の体のうちのどの部分の断面を写し出しており、さらに、任意断面画像 3 2 と直交断面画像 3 4 がどこから観測されているのかをガイド画像 8 2 から容易に把握することができる。

30

【0045】

なお、任意断面画像 3 2 には、例えば任意断面 2 2 内における走査の開始位置を示すマーカ M を設けることが望ましい。さらに、直交断面画像 3 4 にも、直交断面内における走査の開始位置を示すマーカ M を設けることが望ましい。これにより、ガイド画像 8 2 内の任意断面モデル 6 2 (図 3) のマーカ M と任意断面画像 3 2 のマーカ M との対応関係 (位置関係) から走査の開始位置が明らかになり、さらに、ガイド画像 8 2 内の直交断面モデル 6 4 (図 3) のマーカ M と直交断面画像 3 4 のマーカ M との対応関係 (位置関係) から走査の開始位置が明らかになり、例えば、任意断面画像 3 2 と任意断面モデル 6 2 の表裏関係と、直交断面画像 3 4 と直交断面モデル 6 4 の表裏関係を把握する際に好適である。

【0046】

図 3 のガイド画像 8 1, 8 2 に含まれる胎児モデル 5 2 は、胎児モデル形成部 5 0 により形成される。胎児モデル形成部 5 0 は、補助走査により三次元空間内から得られて三次元メモリ 1 4 に記憶された受信データに基づいて、例えば、胎児の三次元超音波画像を形成し、その三次元超音波画像を胎児モデル 5 2 とする。胎児モデル形成部 5 0 は、例えばサーフェイスレンダリング処理により胎児のサーフェイスレンダリング画像を形成し、そのサーフェイスレンダリング画像を胎児モデル 5 2 として利用する。

40

【0047】

また、胎児モデル形成部 5 0 は、補助走査により三次元空間内から得られて三次元メモリ 1 4 に記憶された受信データに基づいて胎児の体位を推定し、胎児の体位に適合するように標準モデルを変形して胎児モデル 5 2 を形成してもよい。

50

【0048】

図6は、胎児の体位を推定する処理の具体例を説明するための図である。図6には、胎児モデル形成部50により実行される処理の具体例が図示されている。

【0049】

図6に示す三次元データは、補助走査により三次元空間内から得られて三次元メモリ14に記憶された受信データで構成される。つまり、図6の三次元データは、胎児を含む三次元空間から得られたデータである。図6において、三次元データは、 $x y z$ 直交座標系で表現されており、 $x y z$ 直交座標系内に三次元的に配列された複数のボクセルデータで構成される。

【0050】

まず、三次元データに対して三方向から積算投影が行われる(S1)。例えば、 x 軸方向に並ぶ複数のボクセルデータが加算され、つまり積算され、加算後のデータ(加算されたボクセル値)を $y z$ 平面上に示すことにより投影後の $y z$ 平面($p 1 1$)が得られる。また、 y 軸方向の積算により投影後の $z x$ 平面($p 1 2$)が得られ、 z 軸方向の積算により投影後の $x y$ 平面($p 1 3$)が得られる。

【0051】

次に、投影後の各平面内において境界検出が行われる(S2)。母体内の胎児は羊水に囲まれており、胎児部分と羊水部分では、超音波のエコーの大きさが比較的大きく異なるため、ボクセル値も比較的大きく相違する。そこで、例えばボクセル値の大小を閾値により判別することにより、比較的大きなボクセル値(積算値)に対応した胎児部分と、比較的小さなボクセル値(積算値)に対応した羊水部分とを識別して、胎児の境界が検出される。これにより、境界検出後の $y z$ 平面($p 2 1$)と $z x$ 平面($p 2 2$)と $x y$ 平面($p 2 3$)が得られる。

【0052】

続いて、境界検出後の各平面内において楕円近似が行われる(S3)。胎児の体は、頭部と胴体部に大別できる。そこで、境界検出後の各平面内において、胎児の頭部と胴体部に対応した2つの楕円により胎児の境界を近似する。これにより、楕円近似後の $y z$ 平面($p 3 1$)と $z x$ 平面($p 3 2$)と $x y$ 平面($p 3 3$)が得られる。なお、楕円近似には公知の手法(例えば下記参考文献参照)を利用することができる。

【0053】

参考文献: Changming Sun, Stefano Pallottino, Circular Shortest Path in Images, PATTERN RECOGNITION, VOL. 36, NO.3, PP.709-719, MARCH 2003.

【0054】

そして、楕円近似後の3平面内から得られる楕円境界が合成される(S4)。例えば、各平面($p 3 1$, $p 3 2$, $p 3 3$)ごとに2つの楕円で構成される楕円境界をその平面に直交する方向に積み重ねることにより立体境界(立体的な楕円境界)が形成され、3つの平面($p 3 1$, $p 3 2$, $p 3 3$)から得られる3つの立体境界を $x y z$ 直交座標系内で重ね合わせるにより、3つの立体境界の全てに属する領域(アンド領域)が楕円合成後の合成立体とされる。こうして得られた合成立体を利用して胎児の体位が確認される。

【0055】

図7は、胎児の体位を推定する処理の具体例を説明するための図であり、図7には、図6に示す処理の続きが示されている。

【0056】

楕円境界の合成(S4)により合成立体が得られると、その合成立体に中心座標が近い楕円体を利用した楕円体処理が行われる(S5)。例えば、胎児の頭部と胴体部に対応した2つの楕円体を利用され、 $x y z$ 直交座標系内で合成立体と2つの楕円体を重ね合わせるにより、合成立体と各楕円体の両方に属する領域(アンド領域)が処理後の合成立体とされる。そして、楕円体近似により、処理後の合成立体に最も合致する2つの楕円体得られる(S6)。なお、楕円体近似には公知の手法(例えば上記参考文献参照)を利用することができる。

10

20

30

40

50

【0057】

続いて、楕円体近似により得られた2つの楕円体の長軸に対応した2つのベクトルが生成される（S7）。例えば、一方の長軸の2つの端点のうち、他方の長軸に近い方の端点が起点とされ、一方の長軸のベクトルが生成される。さらに、2つのベクトルの起点が重なるように少なくとも一方のベクトルが平行移動され、2つのベクトルが含まれる平面内において、2つのベクトルで構成される内角側を向くように、各ベクトルの垂直ベクトルが導出される（S8）。

【0058】

こうして得られた2つの楕円体と2つの垂直ベクトルにより胎児の体位が推定される（S9）。例えば、2つの楕円体のうち、サイズの大きい方（例えば体積の大きい方または長軸の長い方）が胎児の頭部、サイズの小さい方が胎児の胴体部とされる。また、頭部に対応した楕円体の垂直ベクトルの方向が胎児の顔の向きとされ、胴体部に対応した楕円体の垂直ベクトルの方向が胎児のお腹の向きとされる。

【0059】

胎児モデル形成部50は、推定された胎児の体位に適合するように標準モデルを変形して胎児モデル52（図3）を形成する。例えば、胎児の姿を模擬した標準モデルが予め用意されており、推定された胎児の大きさ（頭部と胴体部のそれぞれの大きさ）に応じて標準モデルの大きさが調整され、さらに、推定された胎児の向き（顔の向きとお腹の向き）に合わせて標準モデルの向きが調整される。これにより、診断対象となる胎児の体位を模擬した胎児モデル52が形成される。

【0060】

図8は、図1の超音波診断装置が実行する処理の具体例を示すフローチャートである。図1の超音波診断装置を利用した胎児の診断が開始されると、まず、初期断面が設定される（S801）。例えば、初期設定された位置と角度により診断用の断面が設定される。なお、初期断面の位置や角度をユーザが設定できる構成としてもよい。次に、プローブモデルが選択される（S802）。例えば、プローブ10から得られるプローブ情報に対応したプローブモデル72（図3）が選択される。

【0061】

続いて、任意断面の設定操作が行われる（S803）。例えば、医師や検査技師などのユーザが、操作デバイス90を操作して任意断面の位置や角度を調整する。そして、設定された任意断面内で主走査が行われる（S804）。これにより、診断用の任意断面内から二次元的に得られる超音波の受信データに基づく断層画像が形成されて表示部42に表示される。なお、表示部42に表示される断層画像を確認しながら、ユーザが操作デバイス90を操作して任意断面の位置や角度をさらに調整してもよい。

【0062】

また、補助走査も実行される（S805）。例えば、1秒間に数十フレーム程度のフレームレートで主走査を行いつつ、1秒～数秒に1回程度の時間間隔で間欠的に補助走査が実行される。そして、補助走査により得られた受信データに基づいて胎児モデル52（図3）が形成され（S806）、任意断面に対応した任意断面モデル62（図3）も形成される（S807）。

【0063】

さらに、プローブモデル72と任意断面モデル62と胎児モデル52を組み合わせたガイド画像が形成される（S808）。もちろん、直交断面が設定されていれば、直交断面モデル64（図3）が追加されたガイド画像が形成されてもよい。そして、ガイド画像を含む表示画像が表示部42に表示される（図4、図5）。

【0064】

診断中に、例えばユーザからリセット操作が成されると（S809）、任意断面が初期位置（初期断面）に戻されてS801からの処理が再び実行される。また、例えばユーザからリセット操作が行われず（S809）、終了操作も無ければ（S810）、S803以降の処理が繰り返される。そして、例えばユーザから終了操作が成されると（S810

10

20

30

40

50

）、図 8 のフローチャートが終了する。

【0065】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

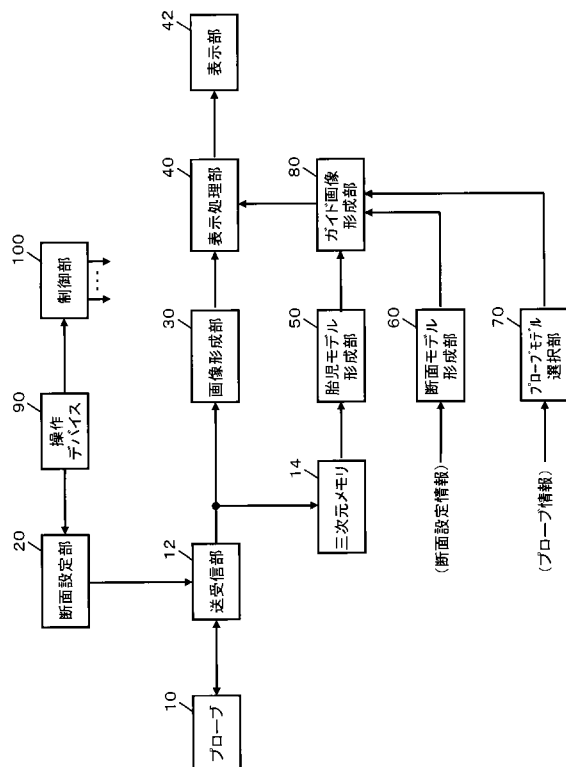
【符号の説明】

【0066】

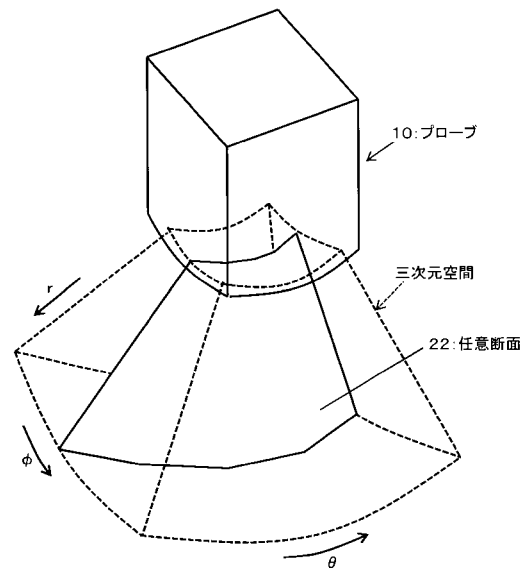
10 プローブ、12 送受信部、20 断面設定部、30 画像形成部、40 表示処理部、50 胎児モデル形成部、60 断面モデル形成部、70 プローブモデル選択部、80 ガイド画像形成部、90 操作デバイス、100 制御部。

10

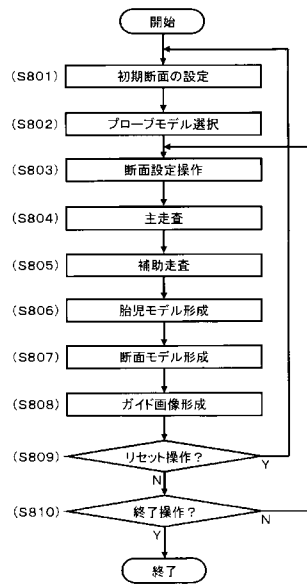
【図 1】



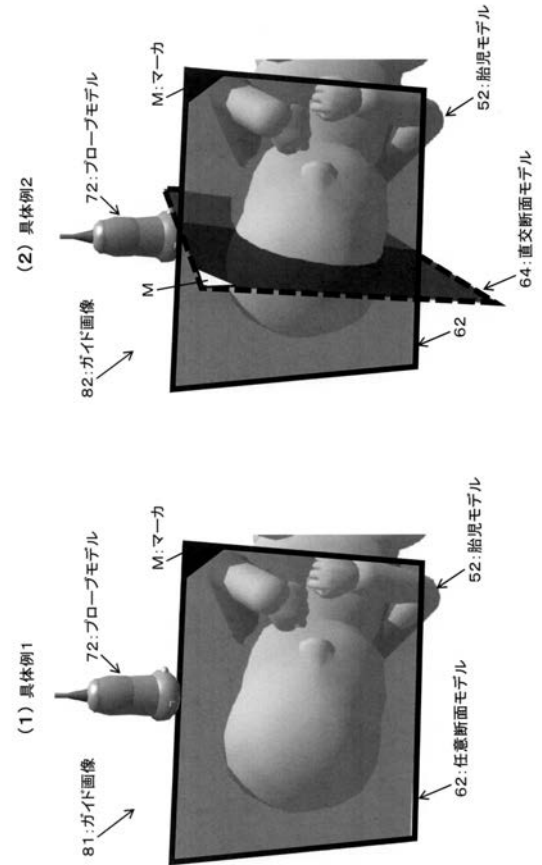
【図 2】



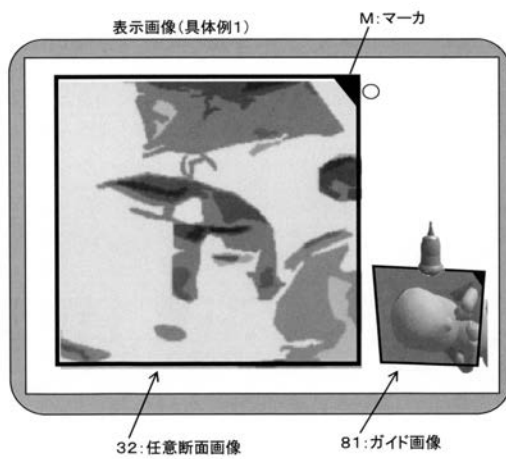
【図 8】



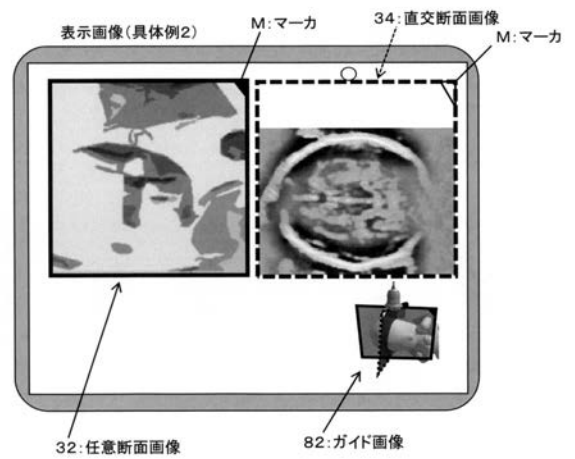
【図 3】



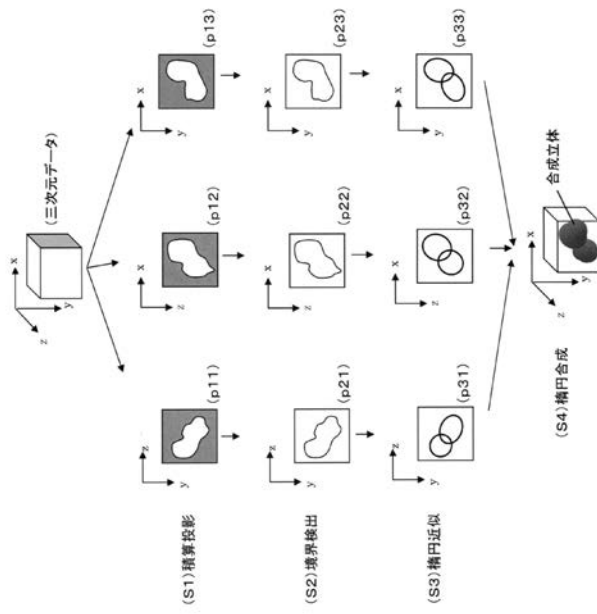
【図 4】



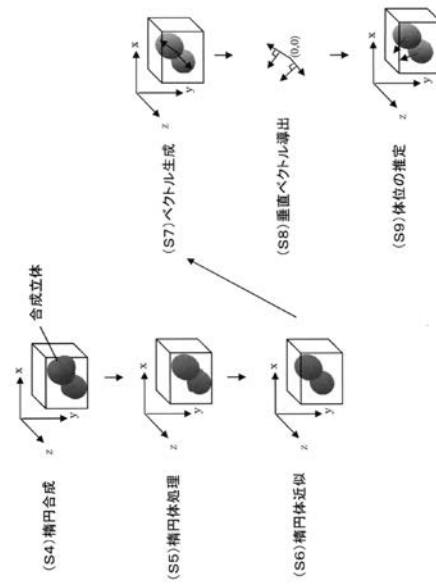
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2017063807A	公开(公告)日	2017-04-06
申请号	JP2015189155	申请日	2015-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/EE11 4C601/JC20 4C601/JC27 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/LL05		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，其实现了显示模式，可以直观地掌握胎儿和交叉之间的探针的相对位置关系。胎儿模型形成基于存储在三维存储器14中的接收的数据单元50从三维空间由辅助扫描，胎儿模型模拟在三维空间中的胎儿的身体位置获得地层。截面模型形成单元60基于从截面设定单元20获得的截面设定信息形成模拟三维空间中的截面的布置状态的截面模型。探针模型选择单元70选择模拟探针10相对于三维空间的布置状态的探针模型。然后，引导图像形成单元80将用于诊断的引导图像形成成为通过组合胎儿模型，横截面模型和探针模型而获得的参考图像。

