

(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2014-124269

(P2014-124269A)

(43) 公開日 平成26年7月7日(2014.7.7)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2012-281739 (P2012-281739)
(22) 出願日 平成24年12月25日 (2012.12.25)(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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会
社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100149803
弁理士 藤原 康高
(74) 代理人 100109900
弁理士 堀口 浩

最終頁に続く

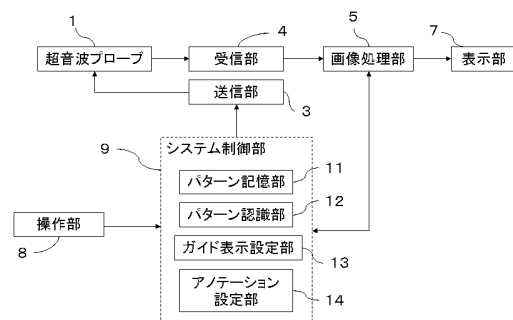
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】母体内における胎児の正確な向きを簡単に把握可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波プローブ1と、前記超音波プローブ1が押し当てられている位置を中心に超音波画像を生成可能な画像処理部5と、胎児の向きを特定可能な胎児体内の部位の形状に基づくパターンを記憶するパターン記憶部11と、前記超音波画像に対して前記パターンを照合させることで前記胎児の向きを特定するパターン認識部12と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、
前記超音波プローブが押し当てられている位置を中心に超音波画像を生成可能な画像処理部と、
胎児の向きを特定可能な胎児体内の部位の形状に基づくパターンを記憶するパターン記憶部と、
前記超音波画像に対して前記パターンを照合させることで前記胎児の向きを特定するパターン認識部と、
を備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波画像を描出する表示部を備え、
前記パターン認識部によって特定された前記胎児の向きを前記表示部にガイド情報を表示させるガイド表示設定部を備えた請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記胎児の向きを特定可能な胎児体内の部位は棘突起である請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記パターン認識部は、前記表示部に描出されている前記超音波画像が A C 計測を行うときの断面画像であることを判断し、前記 A C 計測を行うときの断面画像であった場合は前記超音波画像に対して前記パターンを照合させる請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記パターン設定部は、前記胎児の腹部断面画像において前記棘突起の先端が前記胎児の背部に向かって長くなるような第一のパターンと前記棘突起部分の先端が前記胎児の腹部に向かって短くなるような第二のパターンとを記憶しており、

前記パターン認識部は、所定の方向に超音波による走査線を振ったときの前記超音波画像が第一のパターンと第二のパターンのうちどちらのパターンに該当するかによって胎児の向きを特定する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記ガイド情報は、前記胎児の向きを示すマーカあるいはボディマークである請求項 2 乃至 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

胎児の臓器あるいは骨の名称と形状を記憶し、前記表示部に描出されている前記超音波画像において前記臓器あるいは前記骨の形状に該当する像があった場合は、対応する前記臓器あるいは前記骨の名称をアノテーションとして前記表示部に表示させるアノテーション設定部を備えた請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記パターン認識部によるパターンの照合と、前記パターン照合に係る前記超音波画像の収集はバックグラウンドで行う請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一つに記載の超音波診断装置。

40

【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】

超音波診断装置は無侵襲な診断装置として、幅広い範囲における検査に使用されている。特に、周産期における超音波診断装置を使用したルーチン検査は、全国の医療施設で実施されている検査である。

【0003】

50

通常、超音波診断装置の超音波プローブを母体の腹部にあてることで胎児の超音波画像を取得する。特に、胎児の腹部断面における超音波画像は、胎児異常の有無を判断するのに非常に有用である。従来の超音波診断装置では、胎児の腹部断面画像における腹部大動脈、肝内臍静脈、胃胞といった血管や内臓の位置関係から、母体内における胎児の向きを判断していた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2011-104137号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、特許文献1を始めとする従来の技術では、胎児の内臓の位置が内臓錯位によって反転している場合、胎児の腹部断面における超音波診断画像のみから母胎における胎児の正確な向きを判断するのは困難である。

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、母胎における胎児の正確な向きを簡単に把握可能な超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

20

上記課題を解決するために、実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブが押し当てられている位置を中心に超音波画像を生成可能な画像処理部と、胎児の向きを特定可能な胎児体内の部位の形状に基づくパターンを記憶するパターン記憶部と、前記超音波画像に対して前記パターンを照合させることで前記胎児の向きを特定するパターン認識部と、を備える。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本実施形態における超音波診断装置のブロック図。

【図2】本実施形態における脊椎の側面図。

【図3】本実施形態における胎児の腹部の断面図。

30

【図4】図3の断面を表す側面図。

【図5】本実施形態における二次元超音波画像の平面図1。

【図6】本実施形態における二次元超音波画像の平面図2。

【図7】本実施形態のフロー図。

【図8】本実施形態における母体と超音波プローブの位置関係図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

【0010】

図1は、本実施形態における超音波診断装置のブロック図である。本超音波診断装置は、超音波プローブ1、送信部3、受信部4、画像処理部5、表示部7、操作部8、システム制御部9を備える。

40

【0011】

本実施形態において超音波プローブ1は、二次元に振動子が多数配列された二次元アレイプローブ、あるいは一次元に多数配列された振動子をその配列方向に対して垂直な方向に機械的に振ることができるメカ4Dプローブである。各振動子は、送信部3からの駆動パルスに基づいて超音波を発生し、被検体からの反射波をエコー信号に変換する。

【0012】

送信部3は、各振動子に対して駆動パルスをレート毎に送信する。システム制御部9は、駆動させる必要がある振動子を特定し、それらの振動子に対して送信される駆動パルス

50

を遅延させるための遅延時間を計算する。送信部 3 は、システム制御部 9 が計算した遅延時間だけ各駆動パルスが遅延させる。遅延した各駆動パルスは各振動子に送信される。一方、システム制御部 9 は、駆動させる必要が無い振動子に対しては、駆動パルスが送信されないように設定する。上記操作によって、指向性のある送信ビームが生成される。

【0013】

受信部 4 は、各振動子が反射波を受信することで得たエコー信号を増幅する。受信部 4 は、送信部が駆動パルスに与えた遅延時間と同じ時間だけ、増幅されたエコー信号が遅延させる。受信部 4 は、上記処理後の各エコー信号を足し合わせ、足し合わされたエコー信号に対して包絡線検波処理を施すことで、受信信号を生成する。

【0014】

画像処理部 5 は、図示しない画像生成部、図示しない計測処理部、図示しないデータ保管部を有する。図示しない画像生成部は、受信信号の所定断層に係る二次元分布或いは所定領域に関する三次元分布を用いて、二次元超音波画像あるいは三次元超音波画像を生成する。また、画像生成部は、三次元超音波画像の生成に必要なボリュームデータを用いて、所望の断面に対応する MPR (Multi Planar Reconstruction) 画像を生成する。

【0015】

図示しない計測処理部は、生成した画像やボリュームデータを用いて臓器の内径や容積等を計測する。また、図示しない計測処理部は、計測結果に基づいて、臓器の内径や容積等の画像付帯情報を生成する。

【0016】

図示しないデータ保管部は、画像生成部が生成した画像及び計測処理部が生成した画像付帯情報を保管する。

【0017】

画像処理部 5 は、システム制御部 9 からの指示に従って、画像あるいは画像付帯情報を表示部 7 に送信する。

【0018】

表示部 7 は、画像処理部 5 から送られてきた画像や画像付帯情報を表示する。また、オペレータの操作に必要な所定の操作画面を表示する。

【0019】

操作部 8 は、オペレータからの各種指示を行うための操作手段（マウスやトラックボール、キーボードなど）を有する。操作部 8 は、システム制御部 9 を介して、送信部 3 及び画像処理部 5 へ指示を送る。

【0020】

システム制御部 9 は、上記した機能の他に、パターン記憶部 11、パターン認識部 12、ガイド表示設定部 13、アノテーション設定部 14 を有する。

【0021】

図 2 は脊椎の側面図である。図 2 に示すように脊椎は棘突起 100 を有しており、棘突起 100 の背部方向の先端は、必ず足部を向いて形成されている。すなわち、棘突起 100 の向きがわかれば、母胎における胎児の頭部、足部、腹部、背部の向きがわかり、間接的に左右足部の向きもわかる。

【0022】

パターン記憶部 11 には、骨や内臓といった胎児の身体内の部位の形状がパターンとして登録されている。本実施形態においてパターン記憶部 11 は、胎児の腹部断面におけるパターンとして、棘突起 100 の形状に係るパターンを登録しているものとする。以下、このパターンについて説明する。

【0023】

図 3 と図 4 は、胎児腹部の三次元超音波画像を複数の断面で切り分けたときの二次元超音波画像と、図 3 の各断面を表す脊椎の側面図である。図 3 における画像 A ～ E は、図 4 の直線 A ～ E を通る断面にそれぞれ対応する。画像 A は、図 4 における棘突起 100 の先

10

20

30

40

50

端 1 0 0 a を通った断面の画像であり、胎児の背部の境界際に先端 1 0 0 a の一部が小さく描出されている。画像 B は、図 4 における棘突起 1 0 0 の先端 1 0 0 b を通った断面の画像であり、先端 1 0 0 b の一部が小さく描出されている。画像 C は、図 4 における先端 1 0 0 b を通った断面の画像であることは画像 B と同じだが、先端 1 0 0 b が画像 B のときよりも胎児の背部方向に長くなって描出されている。画像 D は、図 4 における先端 1 0 0 b と先端 1 0 0 c を通った断面の画像である。この画像では、先端 1 0 0 b が画像 C のときよりも胎児の背部方向に長くなっているものの途中で切れて描出されており、一方で、先端 1 0 0 c については小さく描出されている。画像 E は、図 4 における先端 1 0 0 c を通った断面の画像であり、先端 1 0 0 c の一部が画像 D のときよりも背部方向に伸びて描出されている。

10

【0024】

図 3 の画像 B と画像 C を比較してわかるように、胎児の腹部の断面画像を胎児の頭部方向から順に連続して表示した場合、棘突起 1 0 0 の先端 1 0 0 b が次第に長くなるように描出されていることがわかる。この描出の規則性を第一のパターンとする。逆に、胎児の腹部の断面画像を胎児の足部方向から順に連続して表示した場合は、棘突起 1 0 0 の先端 1 0 0 b が次第に短くなるように描出されることがわかる。この描出の規則性を第二のパターンとする。

【0025】

パターン認識部 1 2 は、パターン記憶部に登録されているパターンの中から、診断位置に対応したパターンを選択する。本実施形態では、上記第一のパターン及び第二のパターンを選択する。パターン認識部 1 2 は、第一のパターン及び第二のパターンに基づいて胎児の足部及び頭部の向きを判断する。なお具体的な判断方法については後述する。パターン認識部 1 2 は、この判断した結果をガイド表示設定部 1 3 に通知する。

20

【0026】

図 5 は、表示部 7 に表示される胎児の腹部断面における二次元超音波画像である。図 5 には、胃胞 1 0 1、臍静脈 1 0 2、脊椎 1 0 3 が描出されている。図 5 における臍静脈 1 0 2 及び脊椎 1 0 3 の位置関係から、胎児の腹部及び背部の向きは判明する。一方で、パターン認識部 1 2 からの通知によって、胎児の頭部及び足部の向きは既に判明している。これらの情報によって、間接的に胎児の左右側部方向が判明する。ガイド表示設定部 1 3 は、この間接的に判明した胎児の左右側部方向を図 5 に示すような R i g h t、L e f t のマーカー 2 0 1 を用いてガイドする。なお、ここでは図 5 の奥行き方向は胎児の頭部方向、上方向が胎児の左側部、下方向が胎児の右側部である。

30

【0027】

また、上記のように R i g h t 及び L e f t のマーカー 2 0 1 を用いる以外に、図 6 のようにボディマーク 2 0 3 を用いて胎児の向きをガイドすることもできる。図 6 は、本実施形態におけるボディマーク 2 0 3 を用いたガイド表示である。ボディマーク 2 0 3 においては、表示部 7 に描出されている二次元超音波画像が、胎児の足部方向と頭部方向のどちらの方向から見た図であるかを、矢印 G などを使って表現する。オペレータは表示部 7 に描出されている二次元超音波画像とボディマーク 2 0 3、ボディマーク 2 0 3 の矢印を見ることで、胎児の腹部方向、背部方向、頭部方向、足部方向、右側部方向、左側部方向を把握することができる。

40

【0028】

なお、これらのガイド表示は、図 5 及び図 6 のように超音波画像内に表示しても良いが、画像外の空きスペースに表示させても良い。これによって、超音波画像の視認性を低めずに、胎児の向きを把握することができる。

【0029】

アノテーション設定部 1 4 には、オペレータによってあらかじめ胎児の骨や臓器の名称と形状が設定されており、設定された骨や臓器の形状と類似する形状の像が超音波画像に描出されていれば、対応する骨や臓器の名称を当該像の周辺に表示する。例えば、胃胞 1 0 1 の名称と形状があらかじめアノテーション設定部 1 4 に設定されている場合、図 5 や

50

図 6 に示すように胃胞の形状と類似する像に対して「Stomach」のアノテーション 202 を表示する。通常、アノテーション設定部 14 は、設定されている形状と類似する像が超音波画像に描出された場合は、自動的にアノテーション 202 を表示させる。また、アノテーション 202 は、操作部 8 あるいは表示部 7 に表示された操作画面を介して、オペレータの任意で表示／非表示の設定が行える。

【0030】

図 7 は、本実施形態のフロー図である。

【0031】

S1 において、オペレータは診断を開始する。

【0032】

S2 において、オペレータは超音波プローブ 1 を母体の腹部に押し当て、表示部 7 に二次元超音波画像を描出させる。また、アノテーション設定部 14 は、自身に設定されている骨や臓器が二次元超音波画像として描出されたと判断した場合、該当する骨や臓器に対応するアノテーション 202 を表示部 7 に表示させる。オペレータは、二次元超音波画像とアノテーション 202 から、AC (Abdominal Circumference) 計測を行うときの断面を探す。AC 計測とは、胎児の腹部大動脈に直交する断面で、腹壁から脊柱までの距離の $1/3 \sim 1/4$ の長さだけ腹壁から離れた位置に臍静脈 102 が描出され、同時に胃胞 101 も描出されているときの断面における周囲長の計測のことである。なお、この AC 計測は、通常の胎児発育計測の際に頻繁に利用される計測手技である。

【0033】

S3 においてオペレータは、表示部 7 が表示している二次元超音波画像が AC 計測を行うときの断面画像であると判断した場合、操作部 8 を介して、マーカ 201 あるいはボディマーク 203 によるガイド表示をシステム制御部 9 に要求する。

【0034】

オペレータによるガイド表示要求があった場合、システム制御部 9 は、超音波プローブ 1 が二次元アレイプローブだった場合は、現在超音波プローブ 1 が押し当てられている位置を中心として電子的に走査線を振るように送信部 3 に指示を送り、メカ 4D プローブだった場合は、現在超音波プローブ 1 が押し当てられている位置を中心として機械的に走査線を振るように送信部 3 に指示を送る。S4 に示した通り、画像処理部 5 は、受信部 4 から得た受信信号に基づいて三次元超音波画像を生成する。また、この三次元超音波画像はバックグラウンドで生成され、表示部 7 には依然として S3 の時点における二次元超音波画像が表示され続ける。なお、超音波プローブ 1 が、単に振動子が一次的に配列されているだけの一次元アレイプローブであった場合、オペレータが手動で走査線を振ることで三次元超音波画像を生成することも当然可能である。

【0035】

システム制御部 9 は、S5 に示す通り、現在描出されている二次元超音波画像が胎児の AC 計測を行うときの断面であるかを判断する。システム制御部 9 は、例えば図 5 のように胃胞 101、臍静脈 102、脊椎 103 のアノテーション 202 が表示されており、臍動脈 102 の位置が上記した AC 計測を行う断面であることの条件を満たしていることを判断基準として上記判断を行う。システム制御部 9 が、現在描出されている二次元超音波画像は AC 計測を行う断面画像ではないと判断した場合、S3 で行ったガイド表示要求は無効となり、オペレータは S2 に戻って AC 計測を行うときの断面を新たに探す。

【0036】

一方、システム制御部 9 が、現在描出されている二次元超音波画像は AC 計測を行うときの断面画像であると判断した場合、S6 に示す通り、パターン記憶部 11 にあらかじめ登録されているパターンの中から前述の棘突起 100 に係る 2 種類のパターンが自動的に選択される。

【0037】

S7 において、パターン認識部 12 は、画像処理部 5 が生成していた三次元超音波画像

10

20

30

40

50

と選択された前述した２種類のパターンとのマッチングをバックグラウンドで行う。

【００３８】

図８（ａ）は本実施形態における母体と超音波プローブ１の正面図であり、図８（ｂ）は本実施形態における母体と超音波プローブ１の側面図である。図８におけるｘ方向、ｙ方向、ｚ方向は、それぞれ右側部方向、腹部方向、頭部方向に対応しており、超音波プローブ１は、母体に対してｙ方向の逆の方向に押し当てられている。なお、Ｓ３における二次元超音波画像は、図８（ｂ）の直線Ｆを通る断面画像であり、例えば超音波プローブから出た超音波ビームをｘ方向あるいはｘ方向の逆の方向に電子的に振ることで得られる。一方、Ｓ４に示すような三次元超音波画像は、例えば、上記断面を超音波プローブ１の設置部分を中心にｚ方向あるいはｚ方向の逆の方向に電子的に振ることで得られた二次元超音波画像を積み重ねることで得られる。なお、ここでは、図８（ｂ）に示すようにｚ方向に上記断面を傾けたときの角度を θ とする。

10

【００３９】

例えば、図８（ｂ）における θ を大きくするにつれて、二次元超音波画像中の棘突起１００の先端部分が、胎児の背部方向に長くなる規則性がパターン認識部１２によって認識されたとする。その場合、前述した２種類のパターンのうち「胎児の腹部の断面画像を胎児の頭部方向から順に連続して表示した場合、棘突起１００の先端１００ｂが次第に長くなるように描出されている」というパターン、即ち、第一のパターンに当てはまり、パターン認識部１２はｚ方向が胎児の足部方向であると判断する。逆に、図８（ｂ）における θ を大きくするにつれて、二次元超音波画像中の棘突起１００の先端部分が、胎児の腹部方向に短くなる規則性がパターン認識部１２によって認識されたとする。その場合、前述した２種類のパターンのうち「胎児の腹部の断面画像を胎児の足部方向から順に連続して表示した場合は、棘突起１００の先端１００ｂが次第に短くなるように描出される」というパターン、即ち、第二のパターンに当てはまり、パターン認識部１２は、ｚ方向が胎児の頭部方向であると判断する。

20

【００４０】

なお、胎児の脊椎の方向と母体の脊椎の方向が直交している場合などにおいても、図８（ｂ）の直線Ｆを通る断面がＡＣ計測を行う断面になる超音波プローブ１を母体に接触させ、その断面と直交する方向を図８におけるｚ方向及びｚ方向と逆の方向とみなすことで母胎における胎児の向きを把握することができる。

30

【００４１】

Ｓ８において、ガイド表示設定部１３は、マッチングの結果に基づいて、マーカ２０１あるいはボディマーク２０３によって、胎児の向きを表示部７にガイド表示する。

【００４２】

Ｓ９において、診断を終了する。

【００４３】

前述したようにＡＣ計測は胎児の発育計測の際に頻繁に行われる計測手技である。本実施形態においてオペレータは、ＡＣ計測を行う断面を見つけさえすれば良いので、超音波診断装置の使用に不慣れなオペレータであっても容易に胎児の正確な向きを把握することができる。更にその結果、診断時間の短縮も期待できる。

40

【００４４】

変形例の一つとして、アノテーション設定部１４が、ＡＣ計測を行う断面になった場合にのみアノテーション２０２を表示させても良い。この場合、表示部に表示されている断面画像がＡＣ計測を行う断面画像であることをオペレータが認識しやすくなり、より簡単な操作で胎児の正確な向きを把握することができる。

【００４５】

また、超音波画像中に描出される棘突起１００の形状を用いたパターンは、棘突起１００の中の本の先端部分の特徴に基づく規則性だけでなく、複数の先端部分に基づく規則性でも良い。

【００４６】

50

本実施形態においては、超音波画像中に描出される棘突起１００の先端部分の形状から母胎における胎児の正確な向きを把握する方法を記述したが、パターンによって胎児の向きを特定できるような構造を有する部位、例えば脳室などであれば十分に適用が可能である。なお、脳室のパターンを登録し、脳室の超音波画像から胎児の向きを判断する場合、脳室の形状や大きさが妊娠週数によって変化することに注意しなければならない。この場合、各妊娠週数に対応したパターンをパターン記憶部１１にあらかじめ登録しておき、実際の妊娠週数のパターンだけでなく、前後数週のパターンを用いてパターンのマッチングを行う。

【００４７】

以上、本発明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。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の趣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ともに、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。

【符号の説明】

【００４８】

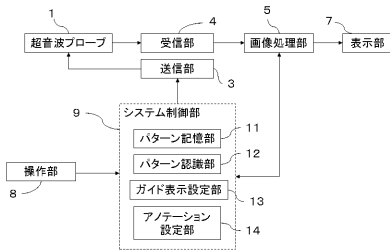
１・・・超音波プローブ
 ３・・・送信部
 ４・・・受信部
 ５・・・画像処理部
 ７・・・表示部
 ８・・・操作部
 ９・・・システム制御部
 １１・・・パターン記憶部
 １２・・・パターン認識部
 １３・・・ガイド表示設定部
 １４・・・アノテーション設定部
 １００・・・棘突起
 １００ a、１００ b、１００ c・・・先端
 １０１・・・胃胞
 １０２・・・臍静脈
 １０３・・・脊椎
 ２０１・・・マーカ
 ２０２・・・アノテーション
 ２０３・・・ボディマーク

10

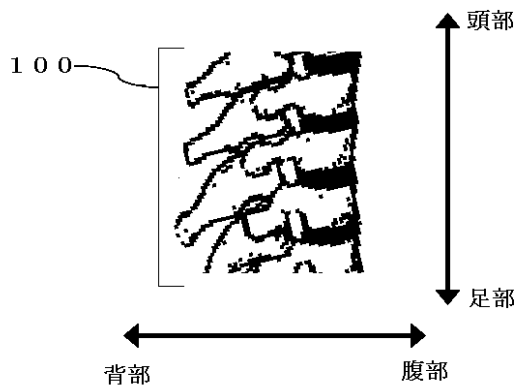
20

30

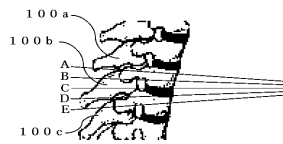
【図 1】



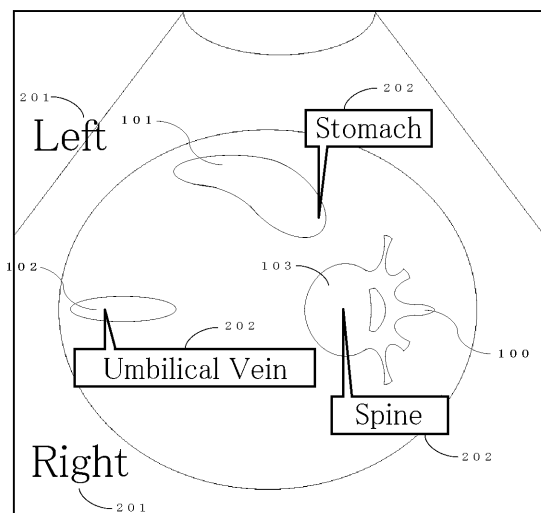
【図 2】



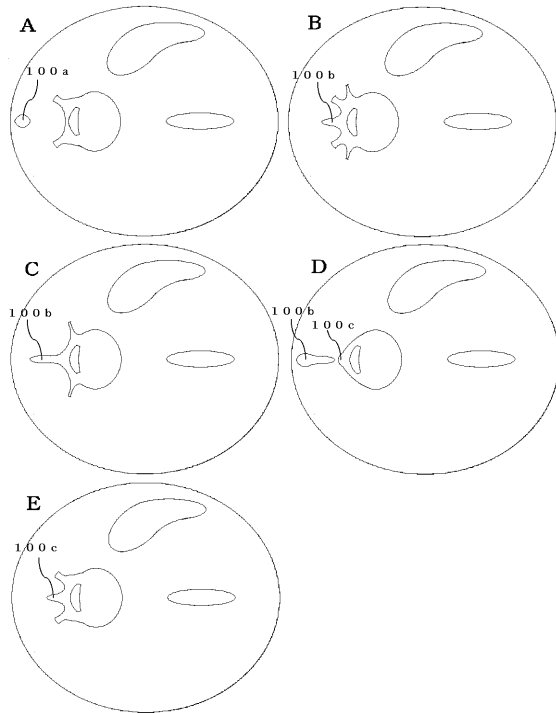
【図 4】



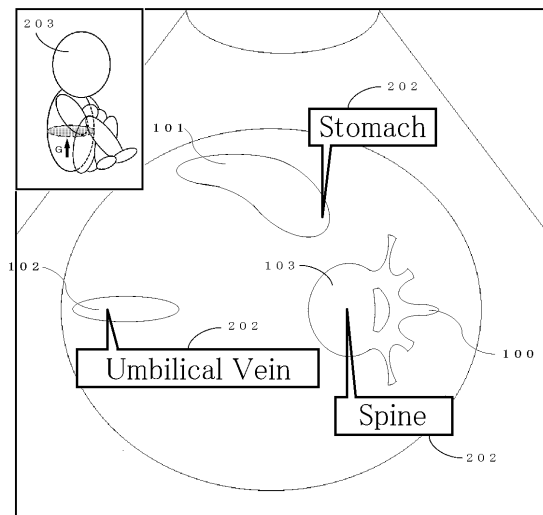
【図 5】



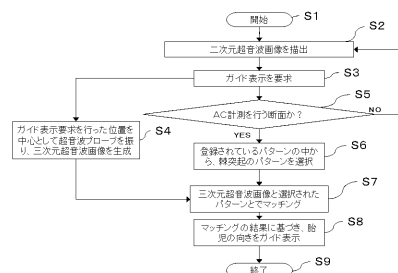
【図 3】



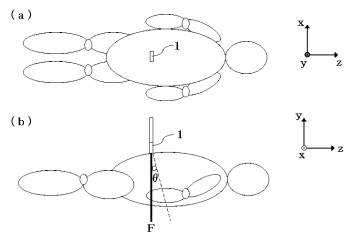
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(74)代理人 100156579

弁理士 寺西 功一

(72)発明者 丸山 敏江

栃木県大田原市下石上1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD01 DD09 EE10 KK31 KK32 LL05

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2014124269A	公开(公告)日	2014-07-07
申请号	JP2012281739	申请日	2012-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	丸山敏江		
发明人	丸山 敏江		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD09 4C601/EE10 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/LL05		
代理人(译)	藤原 康高 堀口博		
其他公开文献	JP6173686B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其能够容易地掌握胎儿在母亲体内的准确方向。超声波诊断装置能够确定超声波探头1，能够在按压超声波探头1的位置附近生成超声波图像的图像处理单元5以及胎儿的姿势。模式存储单元11存储基于胎儿的身体部位的形状的模式，以及模式识别单元12，该模式识别单元12通过使模式与超声波图像匹配来识别胎儿的方向。[选型图]图1

