

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6173686号
(P6173686)

(45) 発行日 平成29年8月2日(2017.8.2)

(24) 登録日 平成29年7月14日(2017.7.14)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 8 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2012-281739 (P2012-281739)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成24年12月25日(2012.12.25)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-124269 (P2014-124269A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成26年7月7日(2014.7.7)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成27年10月19日(2015.10.19)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鵜飼 健

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】

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胎児の所定領域を含む超音波画像を生成可能な画像処理部と、

前記所定領域に含まれる前記胎児の頭部から足部にかけて又は足部から頭部にかけての構造の基準を示す所定部位の頭部から足部に沿った方向又は足部から頭部に沿った方向について位置が異なる前記超音波画像を用いて、前記所定部位の長さの変化のパターンを認識し、前記胎児の向きを特定する認識部と、

を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波画像を描出する表示部を備え、

前記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】

前記所定部位は棘突起である請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記認識部は、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胎児の向きを特定する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 5】

前記認識部は、前記棘突起の長さが次第に長くなる第一のパターンと前記棘突起の長さが次第に短くなる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、前記胎児の向きを特定する請求項 3 又は 4 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 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【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 2 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】

前記認識部は、前記胎児の向きの特定及び前記特定に係る前記超音波画像の収集を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。

【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】

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】

【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】

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胎児の所定領域を含む超音波画像を生成可能な画像処理部と、前記所定領域に含まれる前記胎児の頭部から足部にかけて又は足部から頭部にかけての構造の基準を示す所定部位の頭部から足部に沿った方向又は足部から頭部に沿った方向について位置が異なる前記超音波画像を用いて、前記所定部位の長さの

変化のパターンを認識し、前記胎児の向きを特定する認識部と、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。

【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。

【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を遅延させる。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を遅延させる。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 の先端 100 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 100 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 100 の先端 100 b を通った断面の画像であり、先端 100 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 100 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 100 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 100 b と先端 100 c を通った断面の画像である。この画像では、先端 100 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 100 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 100 c を通った断面の画像であり、先端 100 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。

【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 100 の先端 100 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 100 の先端 100 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 12 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 12 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 12 は、この判断した結果をガイド表示設定部 13 に通知する。

【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101、臍静脈102、脊椎103が描出されている。図5における臍静脈102及び脊椎103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12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13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Right、Leftのマーカ201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。

【0027】

また、上記のようにRight及びLeftのマーカ201を用いる以外に、図6のようにボディマーク203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203を用いたガイド表示である。ボディマーク203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203、ボディマーク203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。

【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14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101の名称と形状があらかじめアノテーション設定部14に設定されている場合、図5や図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。

10

【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】

20

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。

30

【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

40

50

の頭部方向であると判断する。

【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。

【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。

【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の中の一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】

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

10

20

30

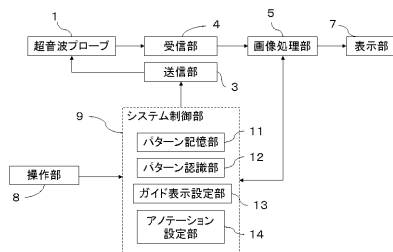
40

50

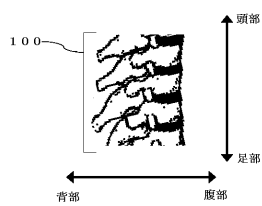
- 1 2 . . . パターン認識部
- 1 3 . . . ガイド表示設定部
- 1 4 . . . アノテーション設定部
- 1 0 0 . . . 棘突起
- 1 0 0 a、1 0 0 b、1 0 0 c . . . 先端
- 1 0 1 . . . 胃胞
- 1 0 2 . . . 臍静脈
- 1 0 3 . . . 脊椎
- 2 0 1 . . . マーカ
- 2 0 2 . . . アノテーション
- 2 0 3 . . . ボディマーク

10

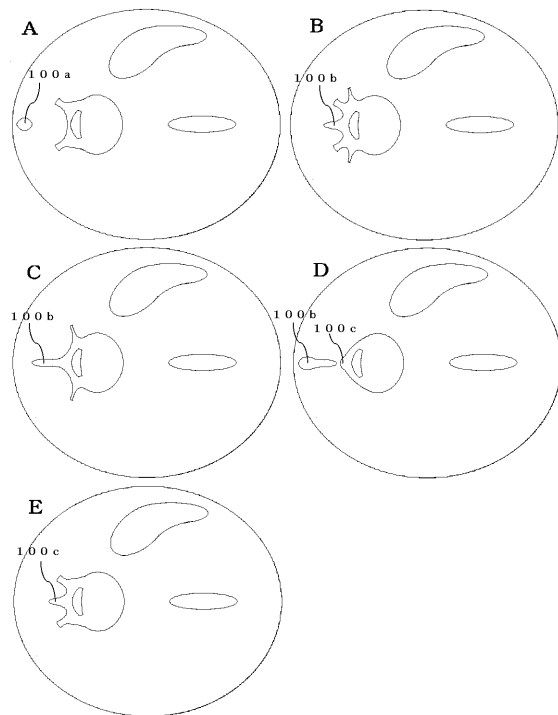
【図 1】



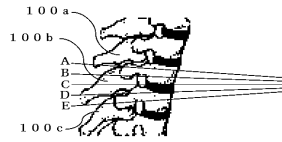
【図 2】



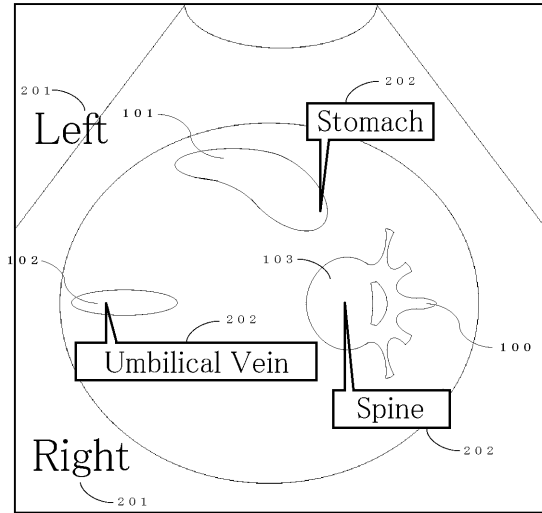
【図 3】



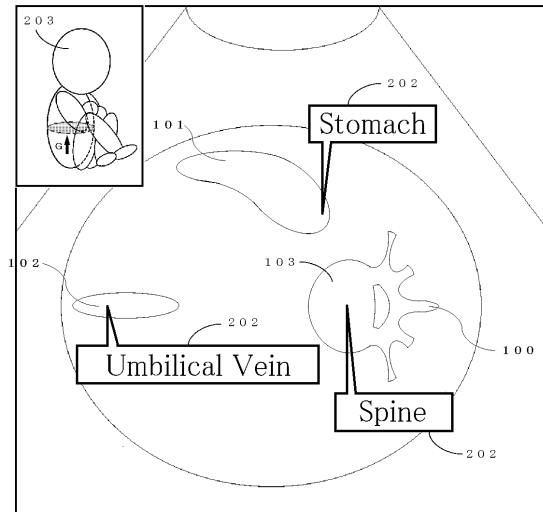
【図 4】



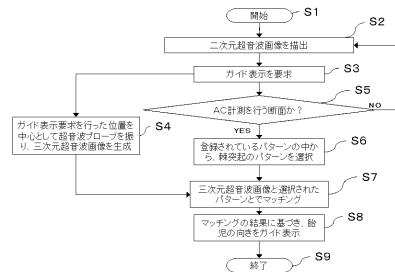
【図 5】



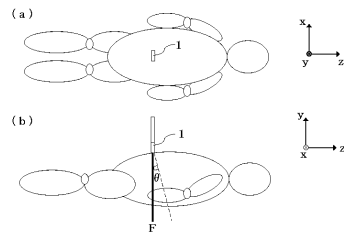
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 丸山 敏江

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開2011-104137 (JP, A)

国際公開第2012/042808 (WO, A1)

国際公開第2011/012055 (WO, A1)

特開2002-140689 (JP, A)

特開2006-314518 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6173686B2	公开(公告)日	2017-08-02
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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	丸山敏江		
发明人	丸山 敏江		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD09 4C601/EE10 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/LL05		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2014124269A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题：提供一种超声诊断设备，能够轻松掌握胎儿在母体内的准确定位。 解决方案：超声诊断设备包括超声探头1，能够在超声探头1被按压的位置周围产生超声图像的图像处理单元5，可以指定胎儿的方位图案存储单元11，用于存储基于胎儿体内的部位的形状的图案,以及图案识别单元12，用于通过将图案与超声图像进行匹配来指定胎儿的方向。 点域1

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6173686号 (P6173686)
(45) 発行日 平成29年8月2日 (2017. 8. 2)	(24) 登録日 平成29年7月14日 (2017. 7. 14)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 08 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 08	
請求項の数 8 (全 10 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-281739 (P2012-281739)	(73) 特許権者 594164542	最 終 頁 に 続 く
(22) 出願日 平成24年12月25日 (2012.12.25)	東芝メディカルシステムズ株式会社	
(65) 公開番号 特開2014-124269 (P2014-124269A)	樹木県大田原市下石上1 3 8 5番地	
(43) 公開日 平成26年7月7日 (2014. 7. 7)	(74) 代理人 100108855	
審査請求日 平成27年10月19日 (2015.10.19)	弁理士 蔵田 昌俊	
	(74) 代理人 100103034	
	弁理士 野河 信久	
	(74) 代理人 100075672	
	弁理士 峰 隆司	
	(74) 代理人 100153051	
	弁理士 河野 直樹	
	(74) 代理人 100179062	
	弁理士 井上 正	
	(74) 代理人 100189913	
	弁理士 鶴飼 健	