

(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2010-119531

(P2010-119531A)

(43) 公開日 平成22年6月3日(2010.6.3)

(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 11 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2008-294968 (P2008-294968)
(22) 出願日 平成20年11月18日 (2008.11.18)(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 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(72) 発明者 藤井 友和
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内
(72) 発明者 貞光 和俊
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内

最終頁に続く

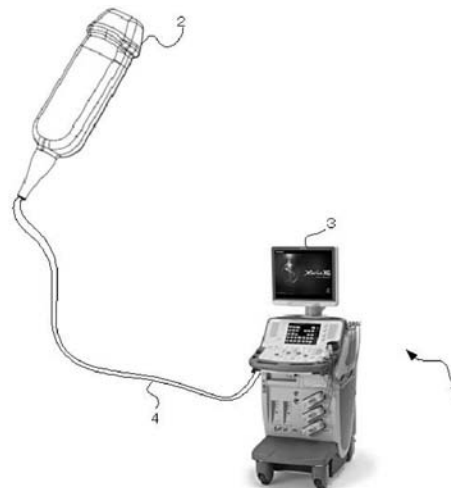
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】胎内に多胎児が存在する場合に、医師等による同一胎児の特定を支援する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波を送信して反射波を受信して、反射波に基づき画像を生成する。そして画像内に存在する各臍の緒をそれぞれ特定し、特定した臍の緒の一端に連なる構造物をそれぞれ特定する。特定した各構造物を色分け、画面分割、又は切り替え表示等によりモニタに識別表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送信して反射波を受信する探触子と、前記反射波に基づき画像を生成する生成手段と、前記画像を表示する表示手段とを有する超音波診断装置であって、
前記画像内に存在する各臍の緒をそれぞれ特定する第 1 の解析手段と、
前記臍の緒の一端に連なる構造物をそれぞれ特定する第 2 の解析手段と、
前記各構造物を前記表示手段に識別表示させる表示制御手段と、
を備えること、
を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記臍の緒の他端に連なる胎盤位置を特定する第 3 の解析手段と、
過去に検査したときの前記胎盤位置を同一の臍の緒に連なる前記構造物毎に記憶しておく記憶手段と、
を更に備え、
前記表示制御手段は、
新たに検査したときの前記胎盤位置と前記記憶手段に記憶されている胎盤位置とを比較し、略同一の胎盤位置から連なる前記構造物を前記過去の検査と同一の識別態様で表示すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 3 の解析手段は、前記臍の緒の他端を胎盤位置として特定すること、
を特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波の送受信時に前記探触子を移動させた実際ルートが入力される操作手段を更に備え、
前記記憶手段は、
前記胎盤位置を記憶したときの前記実際ルートを更に記憶し、
前記表示制御手段は、
新たな検査のときに前記第 3 の解析手段で特定された前記胎盤位置を前記記憶されている実際ルートの座標系に座標変換してから前記比較を行うこと、
を特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示制御手段は、
超音波の送受信前に前記探触子の移動ルートを案内する探触子移動ルートを前記表示手段に予め表示させること、
を特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示制御手段は、
妊娠週数と前記探触子移動ルートを補正するための補正值とを関連づけて予め記憶し、
被検体の妊娠週数に対応する補正值で補正した前記探触子移動ルートを表示させること、
を特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 1 の解析手段は、
前記臍の緒内を走行する血管の走行予測パターンを予め記憶し、
前記画像上を当該走行予測パターンで走査して前記臍の緒を特定すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示制御手段は、
前記各構造物を異なる色で色づけして表示させること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

切り替え操作が入力される操作手段を更に備え、
前記表示制御手段は、
前記切り替え操作に応じた一の構造物のみを色づけして表示させること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示制御手段は、
前記構造物毎に画面を分割して表示させること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

画像の少なくともアングルを含む表示態様が入力される操作手段を更に備え、
前記記憶手段は、
前記表示手段で表示された画像の表示態様を更に記憶し、
前記表示制御手段は、
毎回同一の表示態様で画像を表示すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、超音波を送受信して画像を生成する超音波診断装置に関し、特に胎内に存在する多胎児の識別を支援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、被検体内に超音波を送受信して画像を生成する装置である。この超音波診断装置による検査方法は、低侵襲性により繰り返しの検査が可能なこと、リアルタイム表示が簡便なことから、産科領域において妊婦の胎内に存在する胎児の経過観察によく用いられる（例えば、「特許文献 1」参照。）。近年では、3D 技術の発達に伴い、発育・形状確認のために胎児を立体的に確認する場合もある。

【0003】

30

胎児の経過観察では、発育を成長曲線で表現し、順調な生育状況にあるか否かを判断する。胎内に多胎児が存在する場合には、この成長曲線は胎児毎に表現される。従って、成長の具合を確認するためには、医師等は、まず経験から胎内の胎児を区別し、前回の検査と今回の検査とで同一の胎児を特定しなければならない。

【0004】

しかし、超音波による画像はその性質上、多胎児が区別されて明瞭に写っていることはまれであり、胎児の特定が容易ではなかった。従って、胎児の誤認等を招来するおそれもある。

【0005】

【特許文献 1】特開 2001 - 120544 号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、胎内に多胎児が存在する場合に、医師等による同一胎児の特定を支援する超音波診断装置を提供することにある。

【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、請求項 1 記載の発明は、超音波を送信して反射波を受信する探触子と、前記反射波に基づき画像を生成する生成手段と、前記画像を表示する表示手

50

段とを有する超音波診断装置であって、前記画像内に存在する各臍の緒をそれぞれ特定する第１の解析手段と、前記臍の緒の一端に連なる構造物をそれぞれ特定する第２の解析手段と、前記各構造物を前記表示手段に識別表示させる表示制御手段と、を備えること、を特徴とする。

【０００８】

前記臍の緒の他端に連なる胎盤位置を特定する第３の解析手段と、過去に検査したときの前記胎盤位置を同一の臍の緒に連なる前記構造物毎に記憶しておく記憶手段と、を更に備え、前記表示制御手段は、新たに検査したときの前記胎盤位置と前記記憶手段に記憶されている胎盤位置とを比較し、略同一の胎盤位置から連なる前記構造物を前記過去の検査と同一の識別態様で表示するようにしてもよい（請求項２記載の発明に相当）。

10

【０００９】

前記第３の解析手段は、前記臍の緒の他端を胎盤位置として特定するようにしてもよい（請求項３記載の発明に相当）。

【００１０】

前記超音波の送受信時に前記探触子を移動させた実際ルートが入力される操作手段を更に備え、前記記憶手段は、前記胎盤位置を記憶したときの前記実際ルートを更に記憶し、

前記表示制御手段は、新たな検査のときに前記第３の解析手段で特定された前記胎盤位置を前記記憶されている実際ルートの座標系に座標変換してから前記比較を行うようにしてもよい（請求項４記載の発明に相当）。

【００１１】

20

前記表示制御手段は、超音波の送受信前に前記探触子の移動ルートを案内する探触子移動ルートを前記表示手段に予め表示させるようにしてもよい（請求項５記載の発明に相当）。

【００１２】

前記表示制御手段は、妊娠週数と前記探触子移動ルートを補正するための補正值とを関連づけて予め記憶し、被検体の妊娠週数に対応する補正值で補正した前記探触子移動ルートを表示させるようにしてもよい（請求項６記載の発明に相当）。

【００１３】

前記第１の解析手段は、前記臍の緒内を走行する血管走行予測パターンを予め記憶し、前記画像上を当該血管走行予測パターンで走査して前記臍の緒を特定するようにしてもよい（請求項７記載の発明に相当）。

30

【００１４】

前記表示制御手段は、前記各構造物を異なる色で色づけして表示させるようにしてもよい（請求項８記載の発明に相当）。

【００１５】

切り替え操作が入力される操作手段を更に備え、前記表示制御手段は、前記切り替え操作に応じた一の構造物のみを色づけして表示させるようにしてもよい（請求項９記載の発明に相当）。

【００１６】

前記表示制御手段は、前記構造物毎に画面を分割して表示させるようにしてもよい（請求項１０記載の発明に相当）。

40

【００１７】

画像の少なくともアングルを含む表示態様が入力される操作手段を更に備え、前記記憶手段は、前記表示手段で表示された画像の表示態様を更に記憶し、前記表示制御手段は、毎回同一の表示態様で画像を表示するようにしてもよい（請求項１１記載の発明に相当）。

【発明の効果】

【００１８】

本発明によれば、胎内に多胎児が存在する場合でも医師等によって各胎児の様子を確認しやすくなり、胎児の成長具合等の測定の精度が向上する。

50

【発明を実施するための最良の形態】**【0019】**

以下、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について、図面を参照しながら具体的に説明する。

【0020】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の外観を示す構成図である。超音波診断装置1は、妊婦等の被検体内に超音波を送受信し、受信した反射波に基づき被検体内の画像を生成して表示する。特に、この超音波診断装置1は、胎児の経過観察が検査項目であると、画像に写る多胎児を識別表示する。

【0021】

この超音波診断装置1は、超音波探触子2と装置本体3とから構成されている。超音波探触子2と装置本体3とはケーブル4を介して有線で接続されている。

【0022】

超音波探触子2は、装置本体3による制御下で、被検体内に超音波を送受信する。装置本体3は、受信した反射波の信号を処理してBモード画像やカラードブラモード画像といった超音波画像を生成する。Bモード画像は、超音波が反射した位置を二次元又は三次元状に配し、受信した超音波の強度を輝度で表わしたものである。カラードブラモード画像は、超音波の周波数変化を血液の流速に変換して、その流速を色で表現した血流情報の画像である。一般的には、カラードブラモード画像は、超音波探触子2に近づくものを赤系で、遠ざかるものを青系でカラー処理される。

【0023】

この超音波診断装置1において三次元スキャンを行う際には、把持した超音波探触子2を走査面と直交する方向に移動させる。三次元スキャンは、スキャンフレーム（走査面）を被検体の三次元領域で移動させて、その三次元領域内の各点からの受信信号を収集するスキャンである。

【0024】

図2は、超音波探触子2を示す構成図である。超音波探触子2は、複数整列する圧電素子21と、超音波送信回路22と、超音波受信回路23と、位置検出装置24とを備える。

【0025】

圧電素子21は、チタン酸鉛等の圧電セラミックからなる音響／電気可逆的変換素子である。信号電圧が印加されると、圧電効果が生じて超音波を送信する。また、圧電素子21は、超音波を受信すると、圧電効果が生じて超音波をその強度に応じた電圧値を有するエコー信号に変換する。

【0026】

超音波送信回路22は、各圧電素子21に電圧パルスを送信する。この超音波送信回路22は、発振器221、分周器222、送信遅延回路223、及びパルス発生器224を有する。

【0027】

発振器221は、電圧パルスの送信タイミングを制御するもので、タイミング信号を所定時間毎に生成し、分周器222を介して送信遅延回路223に送信する。分周器222は、タイミング信号を例えば5KHz程度のレートパルスに落とす。

【0028】

送信遅延回路223は、超音波ビームの走査方向を決定するもので、タイミング信号を圧電素子21毎に遅延させて時間差を設ける。この送信遅延回路223は、装置本体3から走査方向を選択する走査方向信号を受けて、その走査方向に超音波ビームが集束するように各圧電素子21に対する電圧パルス印加の遅延を設ける。

【0029】

パルス発生器224は、送信遅延回路223から受けたタイミング信号に合わせて各圧電素子21に電圧パルスを送信する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

超音波受信回路 2 3 は、各圧電素子 2 1 が出力したエコー信号を受ける。この超音波受信回路 2 3 は、プリアンプ 2 3 1、部分受信遅延回路 2 3 3、及び部分加算器 2 3 4 を有する。

【 0 0 3 1 】

プリアンプ 2 3 1 は、エコー信号を増幅する。部分受信遅延回路 2 3 3 は、増幅された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る。部分加算器 2 3 4 は、ケーブル 4 内の信号線の本数を減少させるため、各圧電素子 2 1 からの信号をいったん部分的に整相加算して、例えば 1 6 本等に信号数を減少させる。部分加算器 2 3 4 は、部分的に整相加算したエコー信号を、それぞれケーブル 4 を介して装置本体 3 に送出する。

10

【 0 0 3 2 】

位置検出装置 2 4 は、超音波探触子 2 の位置を示す位置情報を検出する。位置情報は、超音波探触子 2 の基準位置 $P_0(x_0, y_0, z_0)$ や、角度 θ_a (X 軸を中心とした回転角度)、角度 θ_b (Y 軸を中心とした回転角度)、角度 θ_y (Z 軸方向を中心とした回転角度) である。

【 0 0 3 3 】

図 3 は、装置本体 3 の内部構成を示す構成図である。図 3 に示すように、装置本体 3 は、受信回路 3 1 と振幅検出器 3 2 とデータメモリ 3 3 と血流情報検出回路 3 4 と D S C (Digital Scan Converter) 3 5 と解析部 3 6 と表示制御部 3 7 と表示部 3 8 と操作部 3 9 とを有する。

20

【 0 0 3 4 】

受信回路 3 1 には、超音波探触子 2 からエコー信号が入力される。この受信回路 3 1 は、A / D 3 1 1、主受信遅延回路 3 1 2、及び加算器 3 1 3 を有する。A / D 3 1 1 は、超音波探触子 2 から入力された信号をデジタル信号に変換する。主受信遅延回路 3 1 2 は、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る。加算器 3 1 3 は、入力された複数のエコー信号を整相加算して単一のエコー信号を生成する。

【 0 0 3 5 】

振幅検出器 3 2 には、受信回路 3 1 からエコー信号が入力される。振幅検出器 3 2 は、包絡線を検波して、検波したデータに対して対数変換による圧縮処理を施すことで、受信した超音波の強度を検出する。その強度値のデータは、超音波の反射位置と対応させることで、B モード画像の要素となる。

30

【 0 0 3 6 】

血流情報検出回路 3 4 は、直交検波回路 3 4 2、M T I (Moving Target Indicator) フィルタ 3 4 3、自己相関器 3 4 4、平均流速演算器 3 4 5、分散演算器 3 4 6、及びパワー演算器 3 4 7 を有する。

【 0 0 3 7 】

直交検波回路 3 4 2 は、直交検波処理によりエコー信号から偏移周波数成分を持ったドブラ信号を取り出す。M T I フィルタ 3 4 3 は、ドブラ信号から組織信号と血流信号とを分離するハイパスフィルタ処理を行う。自己相関器 3 4 4 は、ドブラ信号を周波数解析し、血流の偏移周波数を求める。平均流速演算器 3 4 5 は、偏移周波数から血流の平均速度を演算し、分散演算器 3 4 6 は、偏移周波数から血流の速度分布を演算し、パワー演算器 3 4 7 は、変位周波数から血流量を反映するパワーを演算する。カラードブラモード画像を構成する血流の平均、速度分布、及びパワーのデータは、データメモリ 3 3 に送出される。

40

【 0 0 3 8 】

データメモリ 3 3 は、B モード画像を構成する各画素値のデータを、超音波が反射した位置に対応づけて記憶する。また、データメモリ 3 3 は、カラードブラモード画像を構成する血流の平均、速度分布、及びパワーのデータを、超音波が反射した位置に対応づけて記憶する。

50

【 0 0 3 9 】

D S C 3 5 は、データメモリ 3 3 に記憶されている B モード画像及びカラードブラモード画像の信号から、実空間に応じたボリュームデータを構築する。位置検出装置 2 4 が検出した位置情報及び走査線の振り角に基づいて、データメモリ 3 3 に記憶されている各スキャンフレームの B モード画像及びカラードブラモード画像を 3 次元メモリ空間上に分布させる。

【 0 0 4 0 】

解析部 3 6 は、D S C 3 5 が生成した 3 次元画像から胎児を特定する。3 次元画像内に存在する胎児が複数の場合には、それぞれの胎児を別々に特定する。

【 0 0 4 1 】

図 4 は、第 1 の実施形態に係る解析部 3 6 の詳細構成を示す図である。この解析部 3 6 は、図 4 に示すように、臍の緒を特定する臍の緒解析部 3 6 1 と、臍の緒から連なる構造物を特定する構造物解析部 3 6 2 とを有する。解析部 3 6 は、3 次元画像からまず臍の緒を特定し、次にその臍の緒から連なる構造物を特定することで複数の胎児をそれぞれ特定する。臍の緒から連なる構造物が胎児である。

【 0 0 4 2 】

臍の緒の特定について図 5 に基づき説明する。図 5 は、臍の緒のカラードブラ画像を示す模式図である。

【 0 0 4 3 】

臍の緒解析部 3 6 1 は、カラードブラモード画像を用いて臍の緒 P 3 が占める領域を特定する。臍の緒 P 3 は、内部を走行する血管に特徴的なパターンを有する。臍の緒 P 3 内の血管は、動脈 P 1 と静脈 P 2 とが螺旋を描いて走行している。そこで、臍の緒解析部 3 6 1 は、この螺旋状の血管走行パターンを検出することで臍の緒 P 3 が占める領域を特定する。

【 0 0 4 4 】

具体的には、臍の緒解析部 3 6 1 は、予め血管走行予測パターン 3 6 1 a を記憶している。血管走行予測パターン 3 6 1 a は、血管を表わす線を交差させる画像データである。臍の緒解析部 3 6 1 は、カラードブラモード画像の全領域の各画像データとこの血管走行予測パターン 3 6 1 a とを比較する。臍の緒解析部 3 6 1 は、所定の規則で血管走行予測パターン 3 6 1 a を拡大縮小し、及び線の交差角を可変させながら比較を行う。そして、比較対象の画像データ配列パターンと血管走行予測パターン 3 6 1 a とが合致すると、その画像データで構成される領域は、臍の緒 P 3 が占める領域の一部である。

【 0 0 4 5 】

臍の緒解析部 3 6 1 は、カラードブラモード画像の全領域を走査して、全ての臍の緒 P 3 をそれぞれ特定する。臍の緒解析部 3 6 1 は、血管走行予測パターン 3 6 1 a と合致した領域が連続する領域を 1 本の臍の緒 P 3 とする。連続するとは、合致した領域同士が同一の動脈 P 1 及び静脈 P 2 で接続されていることをいう。

【 0 0 4 6 】

即ち、臍の緒解析部 3 6 1 は、血管走行予測パターン 3 6 1 a と合致した近傍の領域間に血管が存在するか判断する。血管が存在すれば、その血管を辿り、判断対象の領域同士がこの血管で接続されているか判断する。接続されていれば、それらの領域及びその間の血管の領域を同一の臍の緒 P 3 を構成するものとする。そして、臍の緒解析部 3 6 1 は、同一の血管で接続されている一連の領域を 1 グループに纏める。一方、この 1 グループとは一連の領域の関係にない合致領域は、別の臍の緒 P 3 を構成するものとし、その合致領域と一連の領域の関係を有する領域群を更に他のグループとして纏める。グループ化は、1 グループに属する各領域の位置を示す位置情報の集まりを同一の胎児 I D に関連づける。

【 0 0 4 7 】

尚、臍の緒 P 3 の特定については、B モード画像を用いて紐状構造物を検出するようにしてもよい。臍の緒解析部 3 6 1 は、所定以下の径の集まりを検出することで紐状構造物

10

20

30

40

50

を検出する。

【 0 0 4 8 】

次に、胎児の特定について図 6 に基づき説明する。図 6 は、胎児を含む領域の B モード画像を示す模式図である。

【 0 0 4 9 】

構造物解析部 3 6 2 は、B モード画像を用いて胎児を特定する。この構造物解析部 3 6 2 は、臍の緒解析部 3 6 1 が特定した臍の緒 P 3 の領域と連なり、且つ画素値が所定閾値以上を有するボクセルの集まりを特定する。所定閾値は、胎内に存在する構造物 P 4 が呈する輝度を区別する経験的な値である。

【 0 0 5 0 】

具体的には、構造物解析部 3 6 2 は、特定された臍の緒 P 3 が占める領域を辿り、その端点を基準点 P 5 とする。この基準点 P 5 は、臍の緒 P 3 と構造物 P 4 との接続点である。そして、構造物解析部 3 6 2 は、この基準点 P 5 から比較対象のボクセルを拡張していき、比較対象のボクセルの画素値と所定閾値とを比較する。画素値が所定閾値を以上であれば、そのボクセルは構造物 P 4 の一構成要素とする。画素値が所定閾値を下回れば、そのボクセルは構造物 P 4 の一構成要素としない。また、所定閾値を下回った画素値を有するボクセルの周囲には比較対象を拡張しない。

【 0 0 5 1 】

臍の緒 P 3 が複数特定されている場合には、構造物解析部 3 6 2 は、臍の緒 P 3 毎にそれに連なる構造物 P 4 を特定する。構造物 P 4 が特定されると、その構造物 P 4 に連なる臍の緒 P 3 と同一グループとする。即ち、一の臍の緒 P 3 から連なり所定閾値以上の画素値を有するボクセルの位置情報の集まりを、その一の臍の緒 P 3 に関連づけた胎児 I D にさらに関連づける。

【 0 0 5 2 】

尚、解析部 3 6 は、関連づけられた位置情報の集まりを直方体や球等のモデルを用いてモデリングし、モデルの種類と配置位置とモデル同士の結合関係とを胎児 I D に関連づけてもよい。

【 0 0 5 3 】

表示制御部 3 7 は、D S C 3 5 から全構造物 P 4 のボクセルを出力され、それをボリュームレンダリング処理及びカラー処理して一画面を構成し、表示部 3 8 に出力する。表示部 3 8 は、液晶ディスプレイや有機 E L ディスプレイや C R T 等である。

【 0 0 5 4 】

ボリュームレンダリング処理では、表示制御部 3 7 は、視点方向から全構造物 P 4 の各ボクセルの画素値をサンプリングし、不透明度に従った光の透過と視点への反射を計算し、陰影付けを行いつつ、投影画像を生成する。視点は、操作部 3 9 を用いて操作者により入力される。操作部 3 9 は、キーボードやマウスやトラックボール等である。操作部 3 9 を用いて視点の方向、視点の軸周りの角度、視点と三次元画像との距離とが入力されると、表示制御部 3 7 は、その操作に対応する表示態様、即ちアングル、画像の回転角、及び拡大量で視点を設定し、3 次元画像をレンダリング処理する。

【 0 0 5 5 】

カラー処理では、構造物 P 4 の各ボクセルに R G B 形式等の色相を割り当てる。割り当てる色相は、構造物 P 4 毎に異ならせる。

【 0 0 5 6 】

具体的には、表示制御部 3 7 は、一の胎児 I D に関連づけられた位置情報の集まりを解析部 3 6 から取得し、その位置情報で特定される各ボクセルに同一の色相を割り当てる。表示制御部 3 7 は、全ての胎児 I D について位置情報の集まりを取得し、集まり毎に同一色相を割り当てる。表示制御部 3 7 は、胎児 I D が異なるグループの領域には、異なる色相を割り当てる。例えば、超音波診断装置 1 は、胎児 I D と色相とを対応づけた一覧を予め記憶している。解析部 3 6 は、一覧から胎児 I D をグループに割り当てる。そして、表示制御部 3 7 は、一覧を参照し、胎児 I D に対応づけられた色相を割り当てる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

図 7 乃至図 9 は、この超音波診断装置 1 による胎児の識別表示の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 5 8 】

まず、図 7 は、臍の緒 P 3 の特定処理を示すフローチャートである。臍の緒解析部 3 6 1 は、カラードブラモード画像上の次領域の画像データを取得する (S 0 1)。画像データを取得すると、臍の緒解析部 3 6 1 は、血管走行予測パターン 3 6 1 a とその画像データとの配列パターンを比較する (S 0 2)。全ての領域を走査するまで S 0 1 及び S 0 2 を行う (S 0 3 , N o)。

【 0 0 5 9 】

血管走行予測パターン 3 6 1 a の走査が終了すると (S 0 3 , Y e s)、臍の緒解析部 3 6 1 は、S 0 2 の比較によって合致した合致領域のうち、カラードブラモード画像上の最外郭に位置し、未だ基準領域となっていない合致領域を基準領域とし (S 0 4)、新たな胎児 I D を発番してその基準領域の位置情報を関連づける (S 0 5)。

【 0 0 6 0 】

基準領域を決定すると、臍の緒解析部 3 6 1 は、この基準領域から予め定められた所定の探索範囲内に存在する各合致領域を探索して、基準領域となったもの以外を連続性の判断対象領域とする (S 0 6)。

【 0 0 6 1 】

そして、臍の緒解析部 3 6 1 は、各判断対象領域の何れかと基準領域との間に血管が存在するか判断する (S 0 7)。血管が存在すると (S 0 7 , Y e s)、臍の緒解析部 3 6 1 は、その血管を辿り、基準領域と判断対象領域とに至るか判断する (S 0 8)。至れば (S 0 8 , Y e s)、臍の緒解析部 3 6 1 は、その判断対象領域を示す位置情報を基準領域と同一の胎児 I D に関連づける (S 0 9)。

【 0 0 6 2 】

さらに、臍の緒解析部 3 6 1 は、同一の胎児 I D を関連づけた判断対象領域を新たな基準領域とし (S 1 0)、S 0 6 ~ S 0 9 を繰り返す。

【 0 0 6 3 】

基準領域との間に血管が存在する判断対象領域がなく (S 0 7 , N o)、基準領域と血管を介して接続される判断対象領域がなければ (S 0 8 , N o)、全ての合致領域を基準領域として設定していなければ (S 1 1 , N o)、臍の緒解析部 3 6 1 は、S 0 4 ~ S 1 0 までの処理を繰り返す。即ち、胎児 I D に関連づけられていない合致領域に新たな胎児 I D を発番してその領域を含んだ新たな臍の緒 P 3 を探索する。

【 0 0 6 4 】

全ての合致領域を基準領域としていれば (S 1 1 , Y e s)、臍の緒 P 3 の特定処理は終了する。

【 0 0 6 5 】

次に、図 8 は、構造物 P 4 の特定処理を示すフローチャートである。臍の緒 P 3 の特定処理が終了すると、構造物解析部 3 6 2 は、B モード画像を読み出す (S 1 2)。そして、構造物解析部 3 6 2 は、未だ構造物 P 4 の特定対象となっていない胎児 I D を特定し (S 1 3)、その胎児 I D に関連づけられた位置情報の集まりを読み出す (S 1 4)。

【 0 0 6 6 】

B モード画像と位置情報の集まりを読み出すと、構造物解析部 3 6 2 は、その位置情報のうちの最端に位置する基準点 P 5 を探索する (S 1 5)。そして、構造物解析部 3 6 2 は、その基準点 P 5 の周囲のうち、未だ構造物 P 4 の一構成要素か判断されていないボクセルを比較対象として、所定閾値とそれらの画素値とを比較する (S 1 6)。

【 0 0 6 7 】

比較の結果、所定閾値以上の画素値を有するボクセルがあると (S 1 6 , Y e s)、構造物解析部 3 6 2 は、そのボクセルを構造物 P 4 の一構成要素として、特定した胎児 I D にそのボクセルの位置情報を関連づける (S 1 7)。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 8 】

さらに、構造物解析部 3 6 2 は、構造物 P 4 の一構成要素とした各ボクセルを基準点 P 5 として扱い (S 1 8)、S 1 6 及び S 1 7 を繰り返す。一方、所定閾値以上の画素値を有するボクセルがなく (S 1 6 , N o)、全ての胎児 I D の特定が終了していなければ (S 1 9 , N o)、構造物解析部 3 6 2 は、S 1 3 ~ S 1 9 を繰り返し、新たな胎児 I D について構造物 P 4 の特定処理を行う。

【 0 0 6 9 】

全ての胎児 I D について構造物 P 4 の特定が終了していれば (S 1 9 , Y e s)、構造物解析部 3 6 2 は、胎児 I D 毎、換言すると、特定された臍の緒 P 3 毎のそれに連なる構造物 P 4 の特定処理を終了する。

10

【 0 0 7 0 】

次に、図 9 は、構造物 P 4 の識別表示処理を示すフローチャートである。構造物 P 4 の特定処理が終了すると、表示制御部 3 7 は、操作部 3 9 を用いて設定された視点から、全ての胎児 I D に関連づけられた位置情報で示されるボクセルの集まりをボリュームレンダリング処理する (S 2 0)。

【 0 0 7 1 】

更に、表示制御部 3 7 は、ボリュームレンダリング処理によって生成された投影画像を表わす一の画素を特定し (S 2 1)、その画素に対応するボクセルの位置情報を取得する (S 2 2)。位置情報を取得すると、表示制御部 3 7 は、その位置情報が関連づけられている胎児 I D を探索し (S 2 3)、一覧を参照して、該当の胎児 I D に対応する色相情報を読み出す (S 2 4)。

20

【 0 0 7 2 】

色相情報を読み出すと、表示制御部 3 7 は、その色相情報に対応する色相を表わす画素値を S 2 0 で特定した画素に付す (S 2 5)。

【 0 0 7 3 】

表示制御部 3 7 は、投影画像を表わす全ての画素について S 2 1 ~ S 2 5 の処理を繰り返し (S 2 6 , N o)、全ての画素について終了すると (S 2 6 , Y e s)、表示制御部 3 7 は、生成した投影画像を表示部 3 8 に出力する (S 2 7)。

【 0 0 7 4 】

図 1 0 は、この超音波診断装置 1 による画面を示す模式図である。図 1 0 に示すように、画面には、構造物 P 4、即ち胎児が個体毎に色分けされて表示される。従って、胎内に多胎児が存在する場合でも医師等によって各胎児の様子を確認しやすくなり、胎児の成長具合等の測定の精度が向上する。

30

【 0 0 7 5 】

図 1 1 は、この超音波診断装置 1 による画面の第 2 の態様を示す模式図である。上記では、胎児を色分けして表示する場合を説明したが、その他、図 1 1 に示すように、画面を分割し、胎児毎に別々のウィンドウで表示するようにしてもよい。

【 0 0 7 6 】

この場合、表示制御部 3 7 は、S 2 0 におけるボリュームレンダリング処理において、操作部 3 9 を用いて設定された視点から、各胎児 I D に関連づけられた位置情報で示されるボクセルの集まり別にボリュームレンダリング処理を行う。そして、各投影画像を別々のウィンドウに表示させる。

40

【 0 0 7 7 】

図 1 2 は、この超音波診断装置 1 による画面の第 3 の態様を示す模式図である。上記では、胎児の色分け、胎児毎の分割表示によって識別表示する例を説明したが、その他、図 1 2 に示すように、操作部 3 9 を用いた切り替え操作に応答して、一の胎児のみを表示するようにしてもよい。

【 0 0 7 8 】

この場合、表示制御部 3 7 は、S 2 0 におけるボリュームレンダリング処理において、操作部 3 9 を用いて設定された視点から、各胎児 I D に関連づけられた位置情報で示され

50

るボクセルの集まり別にボリュームレンダリング処理を行う。そして、表示制御部 37 は、ボリュームレンダリングされた各構造物 P 4 を切り替え操作の回数に応じて順番に表示させる。

【0079】

例えば、胎児 I D - A , B , C に関連づけられた位置情報の集まりがそれぞれ存在する場合、即ち、胎児が 3 体存在するものとする。最初の表示では、表示制御部 37 は、胎児 I D - A に関連づけられた位置情報で示されるボクセルの集まりをボリュームレンダリング処理して得た胎児のみを表示させる。

【0080】

1 回目の切り替え操作が行われると、表示制御部 37 は、胎児 I D - B に関連づけられた位置情報で示されるボクセルの集まりをボリュームレンダリング処理して得た胎児のみを表示させる。

【0081】

2 回目の切り替え操作が行われると、表示制御部 37 は、胎児 I D - C に関連づけられた位置情報で示されるボクセルの集まりをボリュームレンダリング処理して得た胎児のみを表示させる。

【0082】

3 回目の切り替え操作が行われると、最初の表示に戻り、表示制御部 37 は、胎児 I D - C に関連づけられた位置情報で示されるボクセルの集まりをボリュームレンダリング処理して得た胎児のみを表示させる。

【0083】

これら図 1 1 及び 1 2 に示した識別表示態様によっても、医師等による多胎児の識別が容易となり、胎児の成長具合等の測定の精度が向上する。

【0084】

次に、胎児の識別表示の第二の実施形態について説明する。第二の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、過去と新たな検査において同一の胎児を特定するものである。具体的には、この超音波診断装置 1 は、胎児がつながる胎盤位置を記憶しておき、新たな検査において胎盤位置に基づいて同一の胎児を特定する。胎児及び臍の緒は胎内で自由に動き回るため、存在位置等に基づき同一の胎児を特定することは困難である。しかし、胎盤位置は各胎児で固有であり、かつその位置が定まっているため、胎盤位置とそれにつながる胎児とを結びつけることで同一の胎児を特定可能となる。

【0085】

図 1 3 は、第二の実施形態に係る解析部 3 6 の構成図である。図 1 3 に示すように、この解析部 3 6 は、臍の緒解析部 3 6 1 と構造物解析部 3 6 2 に加え、記憶部 3 6 3 と胎盤解析部 3 6 4 とを有する。

【0086】

記憶部 3 6 3 は、不揮発性のメモリであり、図 1 4 に示すように、胎児 I D と胎盤位置情報の組合わせと、表示態様情報とを、患者 I D 毎に記憶しておく。胎盤位置情報は、臍の緒 P 3 の構造物 P 4 とは反対の最端の位置を示す情報であり、座標 (X , Y , Z) で表わされる。表示態様情報は、操作部 3 9 を用いて設定された視点の位置、回転角、及び 3 次元画像との距離で示される。患者 I D は、被検体の I D であり、操作部 3 9 を用いて予め入力される。即ち、記憶部 3 6 3 は、胎盤位置情報をその胎盤と同一の臍の緒に連なる前記構造物 P 4 毎、換言すると胎児 I D 毎に記憶しておく。

【0087】

胎盤解析部 3 6 4 は、各検査において、各臍の緒 P 3 に連なる胎盤の位置を特定し、胎盤位置情報を生成する。具体的には、臍の緒解析部 3 6 1 が取得した位置情報の集まりを辿っていき、最端の位置を示す位置情報を胎盤の位置とする。臍の緒 P 3 の両端のうち、構造物解析部 3 6 2 が基準点 P 5 とした端点とは反対側の端点を胎盤位置情報とする。

【0088】

また、胎盤解析部 3 6 4 は、記憶部 3 6 3 に胎盤位置情報を記憶させる。具体的には、

10

20

30

40

50

辿った臍の緒 P 3 を示す位置情報の集まりに関連づけられている胎児 I D を取得し、この胎児 I D と胎盤位置情報とを関連づけて、患者 I D 以下に記憶させる。

【 0 0 8 9 】

既に患者 I D に胎児 I D と胎盤位置情報の組合わせが記憶されている場合、妊娠週数の相違によって胎盤位置の変化を織り込んで精度を向上させるため、この新たな組合わせに置き換えて記憶させてもよい。置き換え記憶は、過去の検査での胎児の識別態様を再現した後、例えば、検査の終了時が望ましい。または、胎盤位置情報の記憶は、初回のみとしてもよい。

【 0 0 9 0 】

表示制御部 3 7 は、新たな検査において、操作部 3 9 を用いて入力された患者 I D が記憶部 3 6 3 に記憶されていれば、胎盤解析部 3 6 4 で生成された胎盤位置情報に組み合わせられた胎児 I D に一覧で対応する色相を、この胎盤解析部 3 6 4 で生成された胎盤位置情報が示す胎盤位置から連なる構造物 P 4 に付して表示させる。

10

【 0 0 9 1 】

新たな検査で取得した胎盤位置情報と記憶部 3 6 3 に記憶されている胎盤位置情報の比較では、これら胎盤位置情報が同一の座標系で表わされている必要がある。そのため、表示制御部 3 7 は、検査の開始前において、表示部 3 8 に図 1 5 に示すような超音波探触子 2 の移動ルートを案内する探触子移動ルート R を表示させる。探触子移動ルート R は、超音波探触子 2 によるスキャンの開始位置、換言すると、最初に超音波探触子 2 をあてがう原点位置と、超音波探触子 2 を移動させる方向を示す矢印である。

20

【 0 0 9 2 】

表示制御部 3 7 は、この探触子移動ルート R を描画するための被検体モデル M と原点位置と方向情報とを予め記憶しており、原点位置から方向情報が示す方向を指す探触子移動ルート R を被検体モデル M 上に描画して、表示部 3 8 に表示させる。

【 0 0 9 3 】

また、表示制御部 3 7 は、操作部 3 9 を用いて入力された患者 I D が記憶部 3 6 3 に記憶されていれば、その患者 I D に関連づけて記憶されている表示態様情報で示される視点でポリウムレンダリング処理を行う。この表示態様情報は、表示制御部 3 7 により患者 I D に関連づけて記憶される。

【 0 0 9 4 】

図 1 6 は、記憶部 3 6 3 に胎盤位置等を記憶させる動作を示すフローチャートである。

30

【 0 0 9 5 】

まず、予め、操作部 3 9 を用いて患者 I D が入力されると (S 3 1)、胎盤解析部 3 6 4 は、入力された患者 I D が記憶部 3 6 3 に記憶されていなければ、その患者 I D を記憶させる (S 3 2)。

【 0 0 9 6 】

その後、臍の緒 P 3 を特定した後、構造物 P 4 を特定した後、又は画像の出力後のいずれにおいて、まず、胎盤解析部 3 6 4 は、未だ胎盤位置の特定対象となっていない胎児 I D を特定し (S 3 3)、その胎児 I D に関連づけられた位置情報の集まりから臍の緒 P 3 の部分を読み出す (S 3 4)。臍の緒 P 3 を読み出すと、胎盤解析部 3 6 4 は、臍の緒 P 3 の位置情報のうち、構造物 P 4 とは反対の端に位置する位置情報を取得する (S 3 5)。

40

【 0 0 9 7 】

位置情報を取得すると、胎盤解析部 3 6 4 は、この位置情報で表わされる胎盤位置情報と S 3 1 で特定した胎児 I D との関連づけを、入力された患者 I D と結びつけて記憶部 3 6 3 に記憶させる (S 3 6)。

【 0 0 9 8 】

次に、表示制御部 3 7 は、検査の終了等を契機として、ポリウムレンダリング処理に用いた視点を表示態様情報として、入力された患者 I D と結びつけて記憶部 3 6 3 に記憶させる (S 3 7)。

50

【 0 0 9 9 】

これにより、患者 I D で表わされる被検体の過去の検査においては、胎盤位置情報で特定される構造物 P 4 が胎児 I D で表わされる識別態様で表示されたこと、及びその時の視点が記憶される。

【 0 1 0 0 】

図 1 7 は、胎児の識別態様を新たな検査においても再現する動作を示すフローチャートである。

【 0 1 0 1 】

まず、胎盤解析部 3 6 4 は、今回検査において S 0 5 で発番された胎児 I D のうち、未だ胎盤位置の特定対象となっていない胎児 I D を特定し (S 4 1)、その胎児 I D に関連づけられた位置情報の集まりから臍の緒 P 3 の部分を読み出す (S 4 2)。臍の緒 P 3 を読み出すと、胎盤解析部 3 6 4 は、臍の緒 P 3 の位置情報のうち、構造物 P 4 とは反対の端に位置する位置情報を胎盤位置情報として取得する (S 4 3)。

10

【 0 1 0 2 】

胎盤位置情報を取得すると、表示制御部 3 7 は、取得した胎盤位置情報と、予め入力されている患者 I D と関連づけられて記憶されている各胎盤位置情報とを比較する (S 4 4)。比較によって一致する胎盤位置情報が見つかり (S 4 4 , Y e s)、S 4 1 で特定した胎児 I D をその胎盤位置情報に関連づけられている胎児 I D に置き換える (S 4 5)。

【 0 1 0 3 】

尚、胎盤位置情報の比較において、取得した胎盤位置情報が示す座標 (x , y , z) が、記憶部 3 6 3 に記憶されている胎盤位置情報が示す座標 (X , Y , Z) を中心とした所定半径の球内に収まれば、両者は一致したものとする。

20

【 0 1 0 4 】

今回検査において S 0 5 で発番された胎児 I D の全てについて終了していなければ (S 4 6 , N o)、次の胎児 I D について S 4 1 ~ S 4 6 を繰り返す。そして、胎児 I D の全てについて終了していれば (S 4 6 , Y e s)、表示制御部 3 7 は、S 2 0 から始まる識別表示処理を行う。

【 0 1 0 5 】

尚、表示制御部 3 7 は、探触子移動ルート R の原点位置を妊娠週数毎に記憶しておき、操作部 3 9 を用いて入力された妊娠週数に応じた原点位置から延びる探触子移動ルート R を表示させるようにしてもよい。

30

【 0 1 0 6 】

また、実際に超音波探触子 2 を移動させたルートを記憶しておき、新たな検査において移動させたルートとの相違から新たな検査において取得された胎盤位置情報を座標変換するようにしてもよい。

【 0 1 0 7 】

具体的には、表示制御部 3 7 は、検査後に被検体モデル M を表示部 3 8 に表示させる。そして、操作部 3 9 を用いてその検査で超音波探触子 2 を移動させた実際のルートが入力されると、そのルートを被検体モデル M 上に描画させるとともに、そのルートが示す原点位置と方向情報とを患者 I D に関連づけて記憶部 3 6 3 に記憶させる。

40

【 0 1 0 8 】

新たな検査時には、表示制御部 3 7 は、操作部 3 9 を用いて入力されたルートの座標系を、記憶部 3 6 3 に記憶されたルートが示す座標系に変換する行列式を生成し、新たな検査において取得した胎盤位置情報が示す座標をこの行列式で変換する。

【 0 1 0 9 】

そして、表示制御部 3 7 は、この変換後の胎盤位置情報と記憶部 3 6 3 に記憶された各胎盤位置情報とを比較し、一致する胎盤位置情報に関連づけられている胎児 I D に対応する色相で構造物 P 4 を色づけする。

【 0 1 1 0 】

50

以上により、第二の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、過去と新たな検査において同一の胎児を特定するため、過去の検査によって識別表示した各胎児の識別態様を新たな検査においても再現可能となる。従って、医師等が識別表示された胎児が誰であるかを確認作業を省くことが可能となり、作業効率に優れる。

【図面の簡単な説明】

【0111】

【図 1】本実施形態に係る超音波診断装置の外観を示す構成図である。

【図 2】超音波探触子を示す構成図である。

【図 3】装置本体の内部構成を示す構成図である。

【図 4】第 1 の実施形態に係る解析部の詳細構成を示す図である。

10

【図 5】臍の緒のカラードプラ画像を示す模式図である。

【図 6】胎児を含む領域の B モード画像を示す模式図である。

【図 7】臍の緒の特定処理を示すフローチャートである。

【図 8】構造物の特定処理を示すフローチャートである。

【図 9】構造物の識別表示処理を示すフローチャートである。

【図 10】超音波診断装置による画面を示す模式図である。

【図 11】超音波診断装置による画面の第 2 の態様を示す模式図である。

【図 12】超音波診断装置による画面の第 3 の態様を示す模式図である。

【図 13】第二の実施形態に係る解析部の構成図である。

【図 14】胎盤位置情報を記憶したデータのデータ構成図である。

20

【図 15】探触子移動ルートの表示を示す模式図である。

【図 16】胎盤位置等を記憶させる動作を示すフローチャートである。

【図 17】胎児の識別態様を新たな検査においても再現する動作を示すフローチャートである。

【符号の説明】

【0112】

1 超音波診断装置

2 超音波探触子

2 1 圧電素子

2 2 超音波送信回路

30

2 2 1 発振器

2 2 2 分周器

2 2 3 送信遅延回路

2 2 4 パルス発生器

2 3 超音波受信回路

2 3 1 プリアンプ

2 3 2 部分受信遅延回路

2 3 3 部分加算器

2 4 位置検出装置

3 装置本体

40

3 1 受信回路

3 1 1 A / D

3 1 2 主受信遅延回路

3 1 3 加算器

3 2 振幅検出器

3 3 データメモリ

3 4 血流情報検出回路

3 4 2 直交検波回路

3 4 3 M T I フィルタ

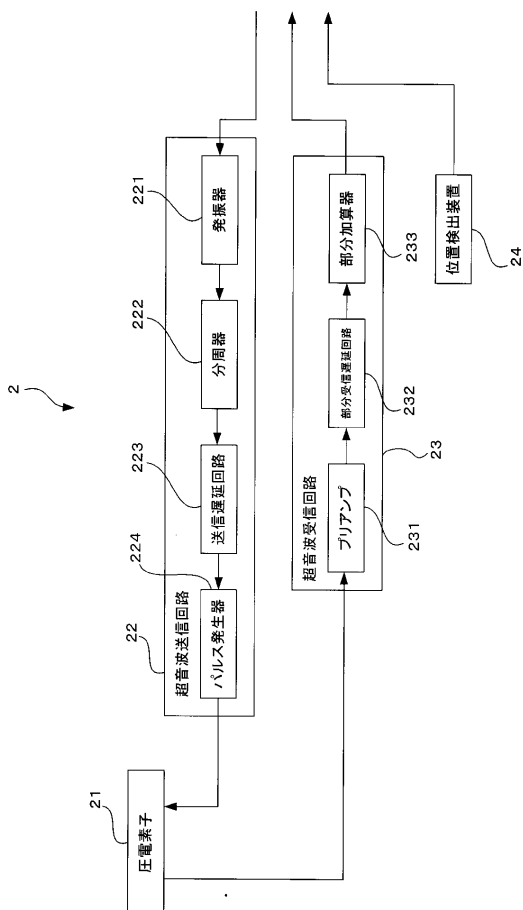
3 4 4 自己相関器

50

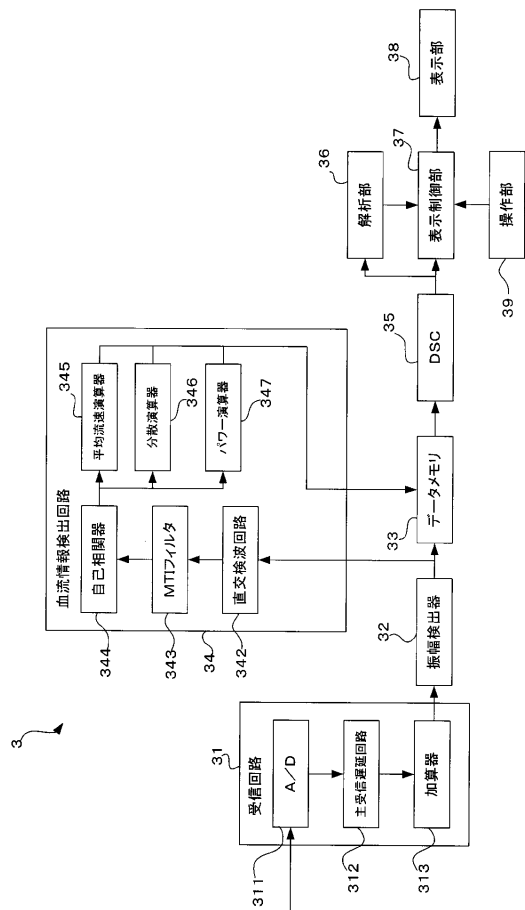
- | | |
|-------|---------|
| 3 4 5 | 平均流速演算器 |
| 3 4 6 | 分散演算器 |
| 3 4 7 | パワー演算器 |
| 3 5 | D S C |
| 3 6 | 解析部 |
| 3 6 1 | 臍の緒解析部 |
| 3 6 2 | 構造物解析部 |
| 3 6 3 | 記憶部 |
| 3 6 4 | 胎盤解析部 |
| 3 7 | 表示制御部 |
| 3 8 | 表示部 |
| 3 9 | 操作部 |
| 4 | ケーブル |

10

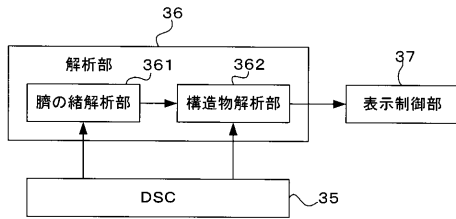
【 図 2 】



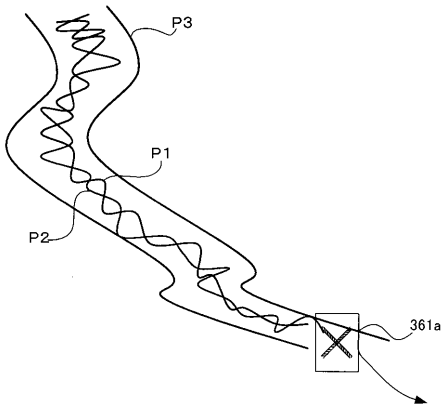
【 図 3 】



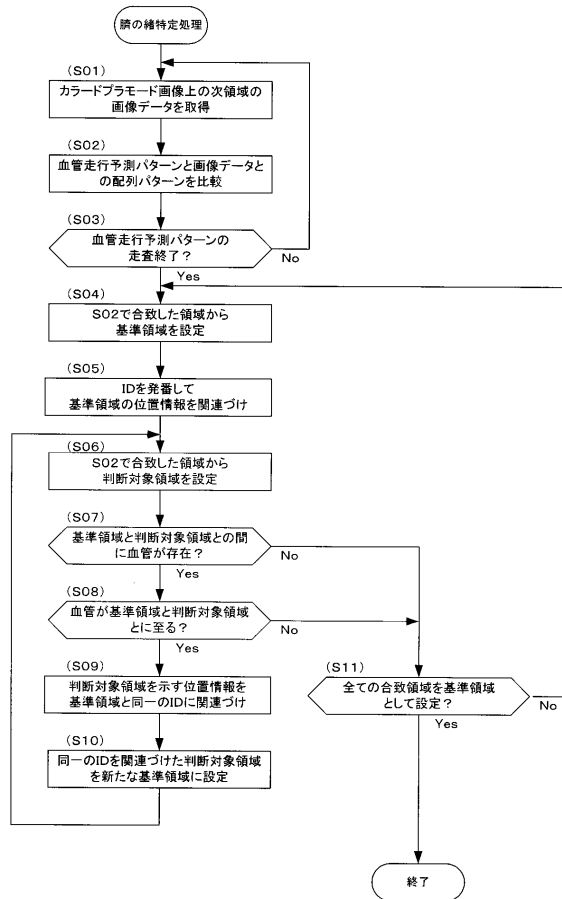
【図 4】



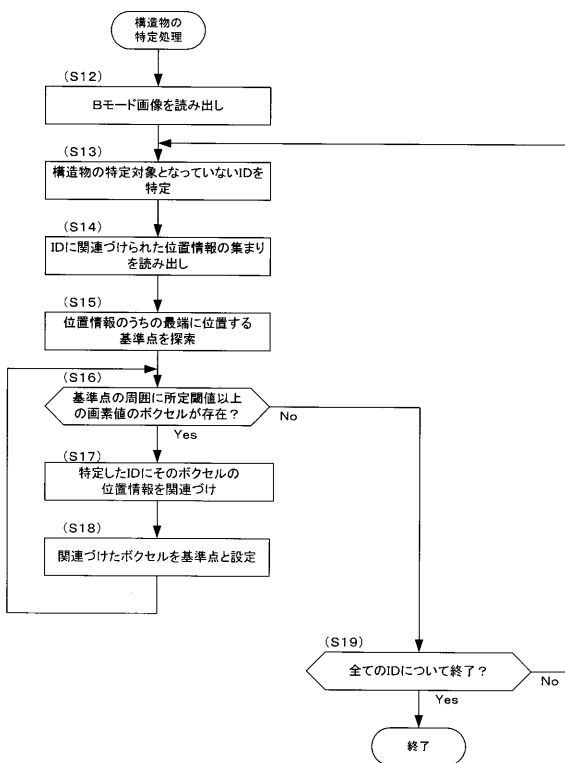
【図 5】



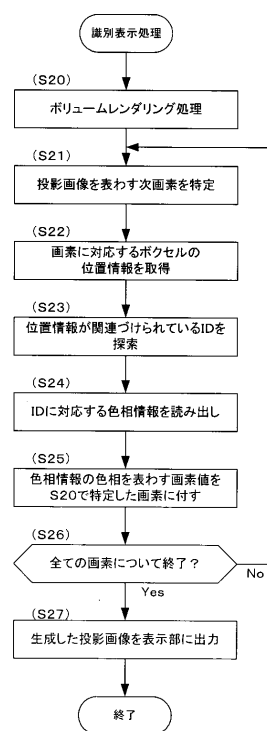
【図 7】



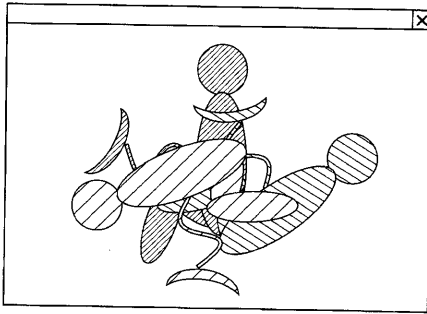
【図 8】



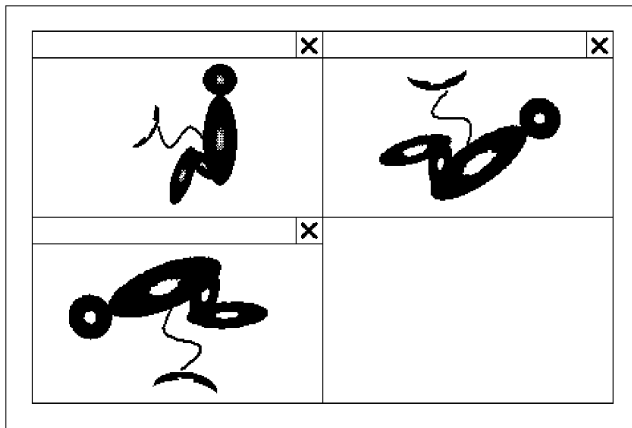
【図 9】



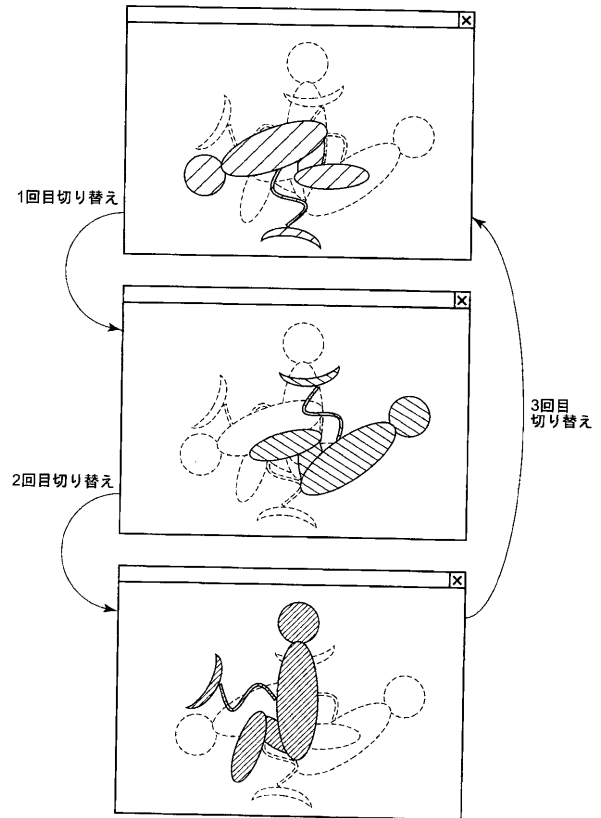
【図 10】



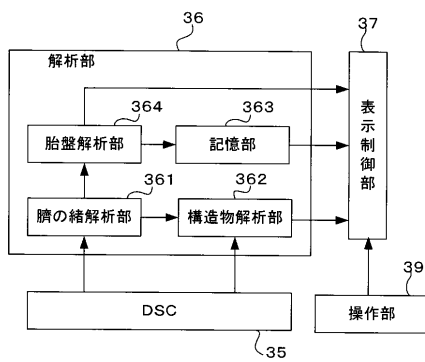
【図 11】



【図 12】



【図 13】



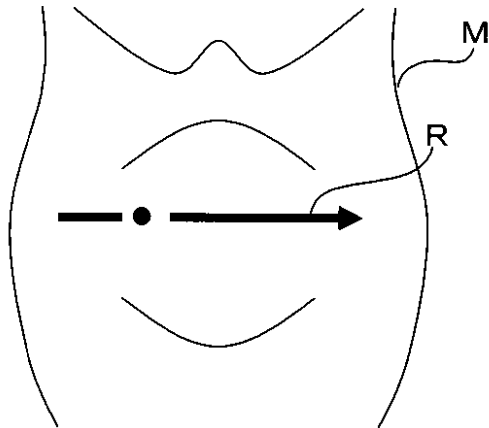
【図 14】

患者ID	
胎盤位置情報A	胎児ID-A
胎盤位置情報B	胎児ID-B
胎盤位置情報C	胎児ID-C
表示態様情報	

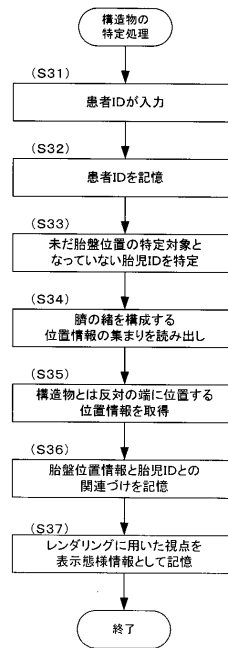
患者ID	
胎盤位置情報A	胎児ID-A
胎盤位置情報B	胎児ID-B
胎盤位置情報C	胎児ID-C
表示態様情報	

⋮

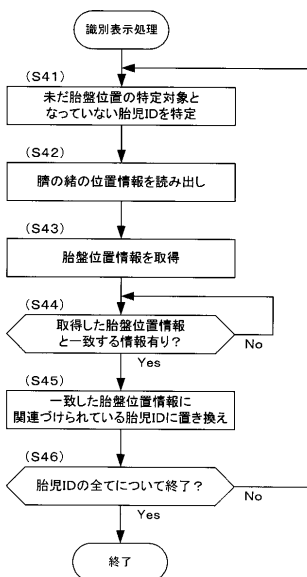
【図 15】



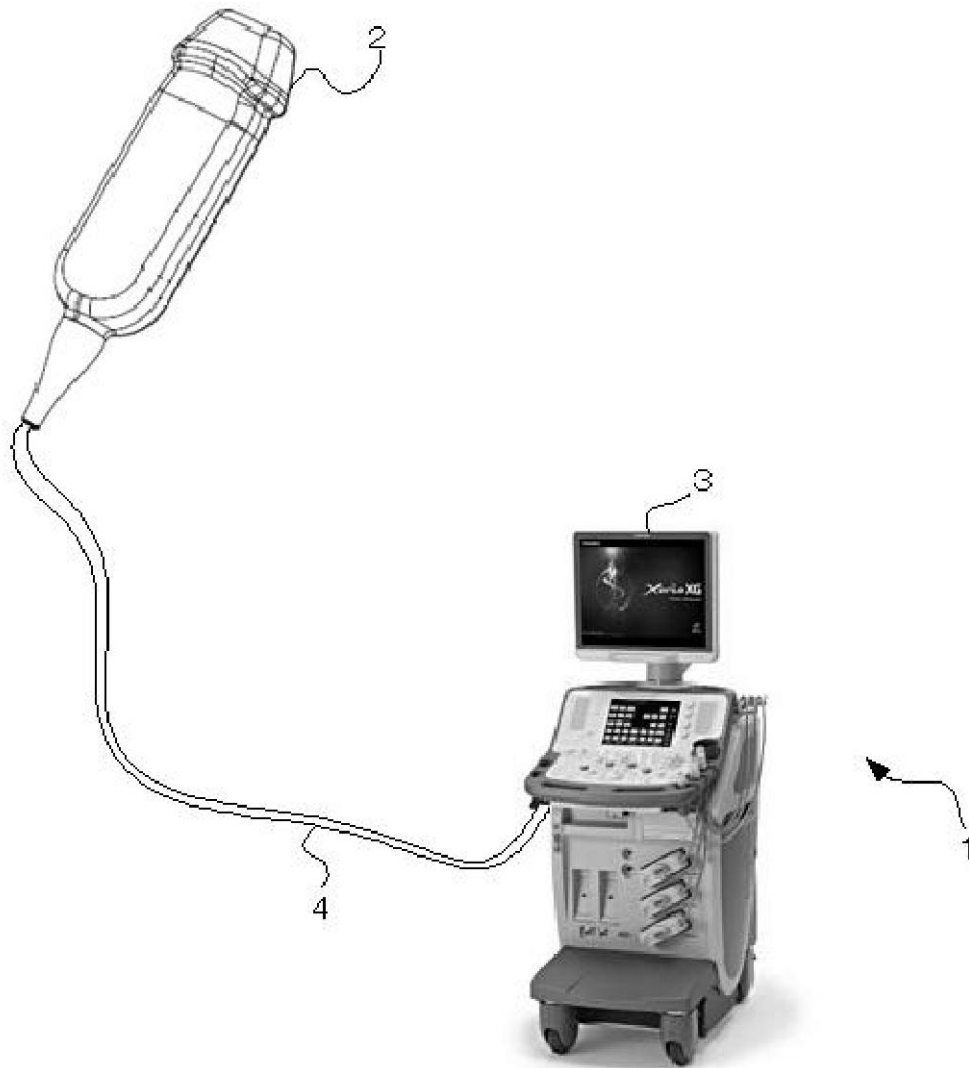
【図 16】



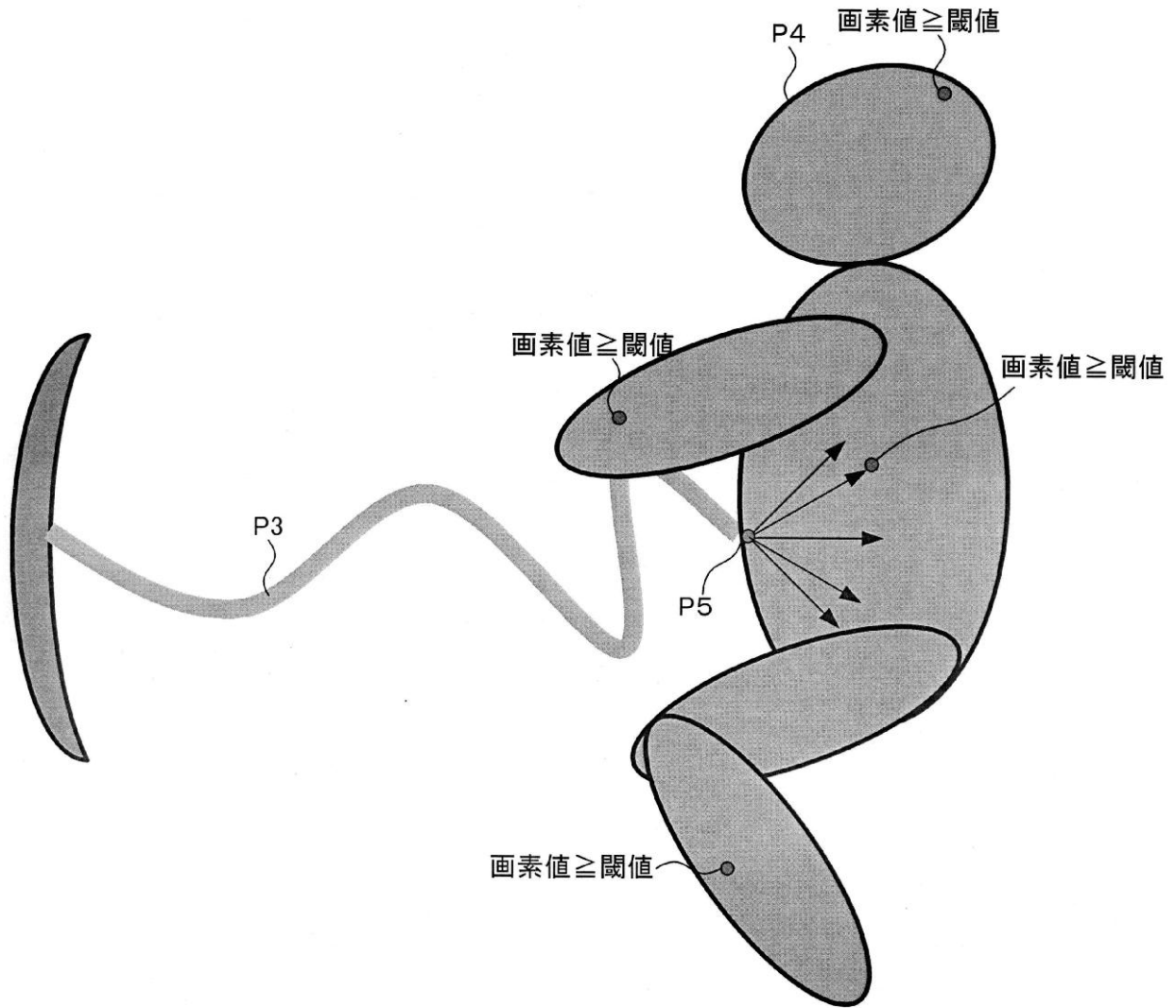
【図 17】



【図 1】



【 図 6 】



フロントページの続き

- (72)発明者 小林 豊
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
- (72)発明者 松永 智史
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
- (72)発明者 樋口 治郎
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
- F ターム(参考) 4C601 DD09 DE03 EE30 JC08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2010119531A	公开(公告)日	2010-06-03
申请号	JP2008294968	申请日	2008-11-18
[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	藤井友和 贞光俊 小林豊 松永智史 樋口治郎		
发明人	藤井 友和 贞光 俊 小林 豊 松永 智史 樋口 治郎		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0866 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/468 A61B8/483 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD09 4C601/DE03 4C601/EE30 4C601/JC08		
其他公开文献	JP5289004B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当子宫中存在多个胎儿时，向支持医生和其他人的超声成像设备指定相同的胎儿。ZSOLUTION：发送超声波并接收反射波，并根据反射波生成图像。然后，分别指定图像中存在的每个脐带，并且指定连续到指定脐带的一端的相应结构。通过分色，分屏，显示切换等识别每个指定的结构并在监视器上显示

