(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5289004号
(P5289004)
(45)発行日　平成25年9月11日(2013.9.11)　(24)登録日　平成25年6月14日(2013.6.14)

(51)Int.Cl.　F I
A61B　8/00　(2006.01)　A61B　8/00

請求項の数 11　(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)
(65)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)
審査請求日　平成23年11月1日(2011.11.1)

(73)特許権者　000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(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)【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値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値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。
【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】

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】
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
【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）。
【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】

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値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値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）。

【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）。

【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。

【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プ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。カラードプラモード画像は、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、カラードプラモード画像は、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に電圧パルスを印加する。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に電圧パルスを印加する。
【００３０】
超音波受信回路２３は、各圧電素子２１が出力したエコー信号を受ける。この超音波受信回路２３は、プリアンプ２３１、部分受信遅延回路２３３、及び部分加算器２３４を有する。
【００３１】
プリアンプ２３１は、エコー信号を増幅する。部分受信遅延回路２３３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２３４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２１からの信号をいったん部分的に整相加算して、例えば１６本等に信号数を減少させる。部分加算器２３４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。
【００３２】
位置検出装置２４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Ｐ０（ｘ０，ｙ０，ｚ０）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。
【００３３】
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３１と振幅検出器３２とデータメモリ３３と血流情報検出回路３４とＤＳＣ(Digital Scan Converter)３５と解析部３６と表示制御部３７と表示部３８と操作部３９と

を有する。

【００３４】

受信回路３１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３１は、Ａ／Ｄ３１１、主受信遅延回路３１２、及び加算器３１３を有する。Ａ／Ｄ３１１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３１２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３１３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。

【００３５】

振幅検出器３２には、受信回路３１からエコー信号が入力される。振幅検出器３２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。

【００３６】

血流情報検出回路３４は、直交検波回路３４２、ＭＴＩ(Moving Target Indicator)フィルタ３４３、自己相関器３４４、平均流速演算器３４５、分散演算器３４６、及びパワー演算器３４７を有する。

【００３７】

直交検波回路３４２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プラ信号を取り出す。ＭＴＩフィルタ３４３は、ドプ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３４４は、ドプ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３４５は、偏移周波数から血流の平均速度を演算し、分散演算器３４６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３４７は、変位周波数から血流量を反映するパワーを演算する。カラードプ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３３に送出される。

【００３８】

データメモリ３３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３３は、カラードプ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。

【００３９】

ＤＳＣ３５は、データメモリ３３に記憶されているＢモード画像及びカラードプ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２４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３３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プラモード画像を３次元メモリ空間上に分布させる。

【００４０】

解析部３６は、ＤＳＣ３５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。

【００４１】

図４は、第１の実施形態に係る解析部３６の詳細構成を示す図である。この解析部３６は、図４に示すように、臍の緒を特定する臍の緒解析部３６１と、臍の緒から連なる構造物を特定する構造物解析部３６２とを有する。解析部３６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。

【００４２】

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

【００４３】

臍の緒解析部３６１は、カラードプラモード画像を用いて臍の緒Ｐ３が占める領域を特

定する。臍の緒Ｐ３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Ｐ３内の血管は、動脈Ｐ１と静脈Ｐ２とが螺旋を描いて走行している。そこで、臍の緒解析部３６１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Ｐ３が占める領域を特定する。

【００４４】

具体的には、臍の緒解析部３６１は、予め血管走行予測パターン３６１ａを記憶している。血管走行予測パターン３６１ａ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３６１は、カラードプ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３６１ａとを比較する。臍の緒解析部３６１は、所定の規則で血管走行予測パターン３６１ａ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３６１ａ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Ｐ３が占める領域の一部である。

【００４５】

臍の緒解析部３６１は、カラードプラモード画像の全領域を走査して、全ての臍の緒Ｐ３をそれぞれ特定する。臍の緒解析部３６１は、血管走行予測パターン３６１ａと合致した領域が連続する領域を１本の臍の緒Ｐ３とする。連続するとは、合致した領域同士が同一の動脈Ｐ１及び静脈Ｐ２で接続されていることをいう。

【００４６】

即ち、臍の緒解析部３６１は、血管走行予測パターン３６１ａ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Ｐ３を構成するものとする。そして、臍の緒解析部３６１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Ｐ３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ＩＤに関連づける。

【００４７】

尚、臍の緒Ｐ３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３６１は、所定以下の径の集まりを検出することで紐状構造物を検出する。

【００４８】

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。

【００４９】

構造物解析部３６２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３６２は、臍の緒解析部３６１が特定した臍の緒Ｐ３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Ｐ４が呈する輝度を区別する経験的な値である。

【００５０】

具体的には、構造物解析部３６２は、特定された臍の緒Ｐ３が占める領域を辿り、その端点を基準点Ｐ５とする。この基準点Ｐ５は、臍の緒Ｐ３と構造物Ｐ４との接続点である。そして、構造物解析部３６２は、この基準点Ｐ５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Ｐ４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Ｐ４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。

【００５１】

臍の緒Ｐ３が複数特定されている場合には、構造物解析部３６２は、臍の緒Ｐ３毎にそれに連なる構造物Ｐ４を特定する。構造物Ｐ４が特定されると、その構造物Ｐ４に連なる

臍の緒Ｐ３と同一グループとする。即ち、一の臍の緒Ｐ３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Ｐ３に関連づけた胎児ＩＤにさらに関連づける。

【００５２】

尚、解析部３６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ＩＤに関連づけてもよい。

【００５３】

表示制御部３７は、ＤＳＣ３５から全構造物Ｐ４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３８に出力する。表示部３８は、液晶ディスプレイや有機ＥＬディスプレイやＣＲＴ等である。

【００５４】

ボリュームレンダリング処理では、表示制御部３７は、視点方向から全構造物Ｐ４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３９を用いて操作者により入力される。操作部３９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３９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３７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。

【００５５】

カラー処理では、構造物Ｐ４の各ボクセルにＲＧＢ形式等の色相を割り当てる。割り当てる色相は、構造物Ｐ４毎に異ならせる。

【００５６】

具体的には、表示制御部３７は、一の胎児ＩＤに関連づけられた位置情報の集まりを解析部３６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３７は、全ての胎児ＩＤ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３７は、胎児ＩＤ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ＩＤと色相とを対応づけた一覧を予め記憶している。解析部３６は、一覧から胎児ＩＤをグループに割り当てる。そして、表示制御部３７は、一覧を参照し、胎児ＩＤに対応づけられた色相を割り当てる。

【００５７】

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。

【００５８】

まず、図７は、臍の緒Ｐ３の特定処理を示すフローチャートである。臍の緒解析部３６１は、カラードプラモード画像上の次領域の画像データを取得する（Ｓ０１）。画像データを取得すると、臍の緒解析部３６１は、血管走行予測パターン３６１ａとその画像データとの配列パターンを比較する（Ｓ０２）。全ての領域を走査するまでＳ０１及びＳ０２を行う（Ｓ０３，Ｎｏ）。

【００５９】

血管走行予測パターン３６１ａの走査が終了すると（Ｓ０３，Ｙｅｓ）、臍の緒解析部３６１は、Ｓ０２の比較によって合致した合致領域のうち、カラードプ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（Ｓ０４）、新たな胎児ＩＤを発番してその基準領域の位置情報を関連づける（Ｓ０５）。

【００６０】

基準領域を決定すると、臍の緒解析部３６１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（Ｓ０６）。

【００６１】

そして、臍の緒解析部３６１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（Ｓ０７）。血管が存在すると（Ｓ０７，Ｙｅｓ）、臍の緒解析部３６１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（Ｓ０８）。至れば（Ｓ０８，Ｙｅｓ）、臍の緒解析部３６１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ＩＤに関連づける（Ｓ０９）。

【００６２】

さらに、臍の緒解析部３６１は、同一の胎児ＩＤを関連づけた判断対象領域を新たな基準領域とし（Ｓ１０）、Ｓ０６～Ｓ０９を繰り返す。

【００６３】

基準領域との間に血管が存在する判断対象領域がなく（Ｓ０７，Ｎｏ）、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（Ｓ０８，Ｎｏ）、全ての合致領域を基準領域として設定していなければ（Ｓ１１，Ｎｏ）、臍の緒解析部３６１は、Ｓ０４～Ｓ１０までの処理を繰り返す。即ち、胎児ＩＤに関連づけられていない合致領域に新たな胎児ＩＤを発番してその領域を含んだ新たな臍の緒Ｐ３を探索する。

【００６４】

全ての合致領域を基準領域としていれば（Ｓ１１，Ｙｅｓ）、臍の緒Ｐ３の特定処理は終了する。

【００６５】

次に、図８は、構造物Ｐ４の特定処理を示すフローチャートである。臍の緒Ｐ３の特定処理が終了すると、構造物解析部３６２は、Ｂモード画像を読み出す（Ｓ１２）。そして、構造物解析部３６２は、未だ構造物Ｐ４の特定対象となっていない胎児ＩＤを特定し（Ｓ１３）、その胎児ＩＤに関連づけられた位置情報の集まりを読み出す（Ｓ１４）。

【００６６】

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３６２は、その位置情報のうちの最端に位置する基準点Ｐ５を探索する（Ｓ１５）。そして、構造物解析部３６２は、その基準点Ｐ５の周囲のうち、未だ構造物Ｐ４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（Ｓ１６）。

【００６７】

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（Ｓ１６，Ｙｅｓ）、構造物解析部３６２は、そのボクセルを構造物Ｐ４の一構成要素として、特定した胎児ＩＤにそのボクセルの位置情報を関連づける（Ｓ１７）。

【００６８】

さらに、構造物解析部３６２は、構造物Ｐ４の一構成要素とした各ボクセルを基準点Ｐ５として扱い（Ｓ１８）、Ｓ１６及びＳ１７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（Ｓ１６，Ｎｏ）、全ての胎児ＩＤの特定が終了していなければ（Ｓ１９，Ｎｏ）、構造物解析部３６２は、Ｓ１３～Ｓ１９を繰り返し、新たな胎児ＩＤについて構造物Ｐ４の特定処理を行う。

【００６９】

全ての胎児ＩＤについて構造物Ｐ４の特定が終了していれば（Ｓ１９，Ｙｅｓ）、構造物解析部３６２は、胎児ＩＤ毎、換言すると、特定された臍の緒Ｐ３毎のそれに連なる構造物Ｐ４の特定処理を終了する。

【００７０】

次に、図９は、構造物Ｐ４の識別表示処理を示すフローチャートである。構造物Ｐ４の特定処理が終了すると、表示制御部３７は、操作部３９を用いて設定された視点から、全ての胎児ＩＤ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（Ｓ２０）。

【００７１】

更に、表示制御部３７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（Ｓ２１）、その画素に対応するボクセルの位置情報を取得する（Ｓ２２）。位置情報を取得すると、表示制御部３７は、その位置情報が関連づけられている胎児ＩＤを探索し（Ｓ２３）、一覧を参照して、該当の胎児ＩＤに対応する色相情報

を読み出す（Ｓ２４）。
【００７２】
色相情報を読み出すと、表示制御部３７は、その色相情報に対応する色相を表わす画素値をＳ２０で特定した画素に付す（Ｓ２５）。
【００７３】
表示制御部３７は、投影画像を表わす全ての画素についてＳ２１～Ｓ２５の処理を繰り返し（Ｓ２６，Ｎｏ）、全ての画素について終了すると（Ｓ２６，Ｙｅｓ）、表示制御部３７は、生成した投影画像を表示部３８に出力する（Ｓ２７）。
【００７４】
図１０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１０に示すように、画面には、構造物Ｐ４、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。
【００７５】
図１１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１１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。
【００７６】
この場合、表示制御部３７は、Ｓ２０におけるボリュームレンダリング処理において、操作部３９を用いて設定された視点から、各胎児ＩＤ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。
【００７７】
図１２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１２に示すように、操作部３９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。
【００７８】
この場合、表示制御部３７は、Ｓ２０におけるボリュームレンダリング処理において、操作部３９を用いて設定された視点から、各胎児ＩＤ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、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Ｐ４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ＩＤ－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ＩＤ－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ＩＤ－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ＩＤ－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ＩＤ－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１１及び１２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１３は、第二の実施形態に係る解析部３６の構成図である。図１３に示すように、この解析部３６は、臍の緒解析部３６１と構造物解析部３６２に加え、記憶部３６３と胎盤解析部３６４とを有する。
【００８６】
　記憶部３６３は、不揮発性のメモリであり、図１４に示すように、胎児ＩＤと胎盤位置情報の組合わせと、表示態様情報とを、患者ＩＤ毎に記憶しておく。胎盤位置情報は、臍の緒Ｐ３の構造物Ｐ４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３９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ＩＤは、被検体のＩＤであり、操作部３９を用いて予め入力される。即ち、記憶部３６３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Ｐ４毎、換言すると胎児ＩＤ毎に記憶しておく。
【００８７】
　胎盤解析部３６４は、各検査において、各臍の緒Ｐ３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３６１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Ｐ３の両端のうち、構造物解析部３６２が基準点Ｐ５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３６４は、記憶部３６３に胎盤位置情報を記憶させる。具体的には、辿った臍の緒Ｐ３を示す位置情報の集まりに関連づけられている胎児ＩＤを取得し、この胎児ＩＤと胎盤位置情報とを関連づけて、患者ＩＤ以下に記憶させる。
【００８９】
　既に患者ＩＤに胎児ＩＤ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。
【００９０】
　表示制御部３７は、新たな検査において、操作部３９を用いて入力された患者ＩＤが記憶部３６３に記憶されていれば、胎盤解析部３６４で生成された胎盤位置情報に組み合わせられた胎児ＩＤに一覧で対応する色相を、この胎盤解析部３６４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Ｐ４に付して表示させる。
【００９１】
　新たな検査で取得した胎盤位置情報と記憶部３６３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３７は、検査の開始前において、表示部３８に図１５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。

【００９２】
表示制御部３７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３８に表示させる。
【００９３】
また、表示制御部３７は、操作部３９を用いて入力された患者ＩＤが記憶部３６３に記憶されていれば、その患者ＩＤ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ボリュー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３７により患者ＩＤに関連づけて記憶される。
【００９４】
図１６は、記憶部３６３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。
【００９５】
まず、予め、操作部３９を用いて患者ＩＤが入力されると（Ｓ３１）、胎盤解析部３６４は、入力された患者ＩＤが記憶部３６３に記憶されていなければ、その患者ＩＤを記憶させる（Ｓ３２）。
【００９６】
その後、臍の緒Ｐ３を特定した後、構造物Ｐ４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３６４は、未だ胎盤位置の特定対象となっていない胎児ＩＤを特定し（Ｓ３３）、その胎児ＩＤに関連づけられた位置情報の集まりから臍の緒Ｐ３の部分を読み出す（Ｓ３４）。臍の緒Ｐ３を読み出すと、胎盤解析部３６４は、臍の緒Ｐ３の位置情報のうち、構造物Ｐ４とは反対の端に位置する位置情報を取得する（Ｓ３５）。
【００９７】
位置情報を取得すると、胎盤解析部３６４は、この位置情報で表わされる胎盤位置情報とＳ３１で特定した胎児ＩＤとの関連づけを、入力された患者ＩＤと結びつけて記憶部３６３に記憶させる（Ｓ３６）。
【００９８】
次に、表示制御部３７は、検査の終了等を契機として、ボリュー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ＩＤと結びつけて記憶部３６３に記憶させる（Ｓ３７）。
【００９９】
これにより、患者ＩＤ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Ｐ４が胎児ＩＤ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。
【０１００】
図１７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。
【０１０１】
まず、胎盤解析部３６４は、今回検査においてＳ０５で発番された胎児ＩＤのうち、未だ胎盤位置の特定対象となっていない胎児ＩＤを特定し（Ｓ４１）、その胎児ＩＤに関連づけられた位置情報の集まりから臍の緒Ｐ３の部分を読み出す（Ｓ４２）。臍の緒Ｐ３を読み出すと、胎盤解析部３６４は、臍の緒Ｐ３の位置情報のうち、構造物Ｐ４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（Ｓ４３）。
【０１０２】
胎盤位置情報を取得すると、表示制御部３７は、取得した胎盤位置情報と、予め入力されている患者ＩＤ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（Ｓ４４）。比較によって一致する胎盤位置情報が見つかると（Ｓ４４，Ｙｅｓ）、Ｓ４１で特定した胎児ＩＤをその胎盤位置情報に関連づけられている胎児ＩＤに置き換える（Ｓ４５）。
【０１０３】

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３６３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。

【０１０４】

今回検査においてＳ０５で発番された胎児ＩＤの全てについて終了していなければ（Ｓ４６，Ｎｏ）、次の胎児ＩＤについてＳ４１～Ｓ４６を繰り返す。そして、胎児ＩＤの全てについて終了していれば（Ｓ４６，Ｙｅｓ）、表示制御部３７は、Ｓ２０から始まる識別表示処理を行う。

【０１０５】

尚、表示制御部３７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３９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。

【０１０６】

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。

【０１０７】

具体的には、表示制御部３７は、検査後に被検体モデルＭを表示部３８に表示させる。そして、操作部３９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ＩＤに関連づけて記憶部３６３に記憶させる。

【０１０８】

新たな検査時には、表示制御部３７は、操作部３９を用いて入力されたルートの座標系を、記憶部３６３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。

【０１０９】

そして、表示制御部３７は、この変換後の胎盤位置情報と記憶部３６３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ＩＤに対応する色相で構造物Ｐ４を色づけする。

【０１１０】

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。

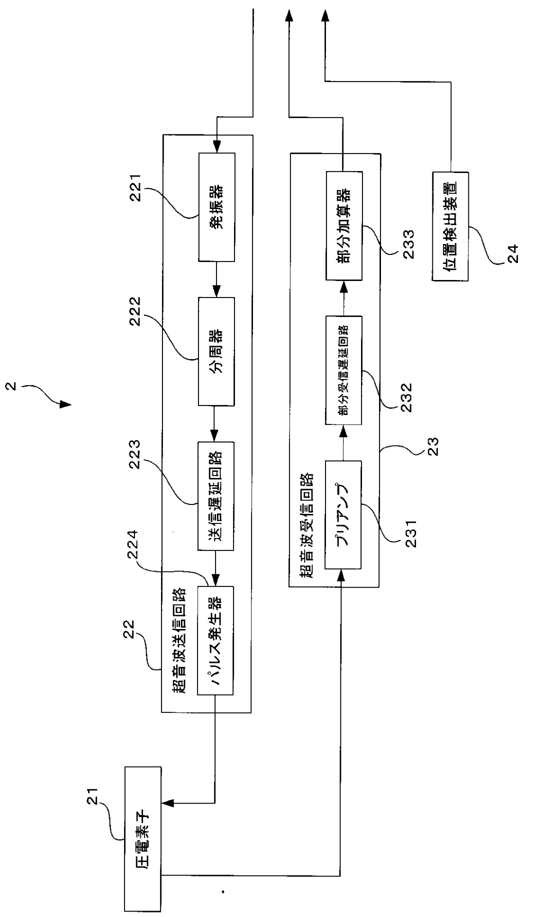
【図面の簡単な説明】

【０１１１】

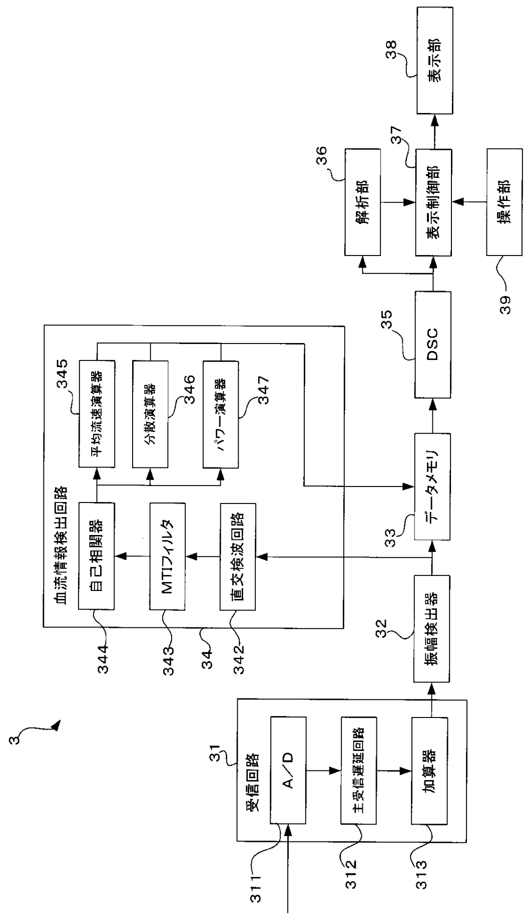
【図１】本実施形態に係る超音波診断装置の外観を示す構成図である。
【図２】超音波探触子を示す構成図である。
【図３】装置本体の内部構成を示す構成図である。
【図４】第１の実施形態に係る解析部の詳細構成を示す図である。
【図５】臍の緒のカラードプラ画像を示す模式図である。
【図６】胎児を含む領域のＢモード画像を示す模式図である。
【図７】臍の緒の特定処理を示すフローチャートである。
【図８】構造物の特定処理を示すフローチャートである。
【図９】構造物の識別表示処理を示すフローチャートである。
【図１０】超音波診断装置による画面を示す模式図である。
【図１１】超音波診断装置による画面の第２の態様を示す模式図である。
【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。

【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
２１　圧電素子
２２　超音波送信回路
２２１　発振器
２２２　分周器
２２３　送信遅延回路
２２４　パルス発生器
２３　超音波受信回路
２３１　プリアンプ
２３２　部分受信遅延回路
２３３　部分加算器
２４　位置検出装置
3　装置本体
３１　受信回路
３１１　Ａ／Ｄ
３１２　主受信遅延回路
３１３　加算器
３２　振幅検出器
３３　データメモリ
３４　血流情報検出回路
３４２　直交検波回路
３４３　ＭＴＩフィルタ
３４４　自己相関器
３４５　平均流速演算器
３４６　分散演算器
３４７　パワー演算器
３５　ＤＳＣ
３６　解析部
３６１　臍の緒解析部
３６２　構造物解析部
３６３　記憶部
３６４　胎盤解析部
３７　表示制御部
３８　表示部
３９　操作部
4　ケーブル

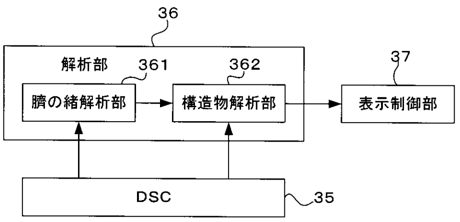
【図２】


2
21
圧電素子
22
超音波送信回路
221
発振器
222
分周器
223
送信遅延回路
224
パルス発生器
23
超音波受信回路
231
プリアンプ
232
部分受信遅延回路
233
部分加算器
24
位置検出装置

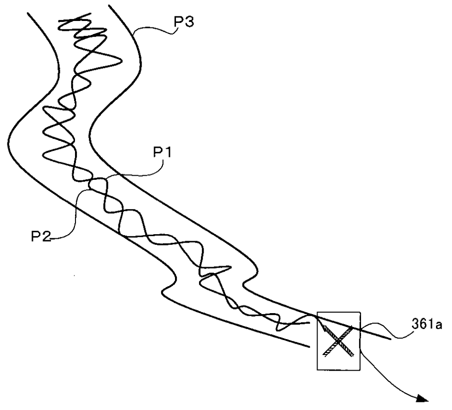
【図３】


3
31
受信回路
311
A／D
312
主受信遅延回路
313
加算器
32
振幅検出器
33
データメモリ
34
血流情報検出回路
342
直交検波回路
343
MTIフィルタ
344
自己相関器
345
平均流速演算器
346
分散演算器
347
パワー演算器
35
DSC
36
解析部
37
表示制御部
38
表示部
39
操作部

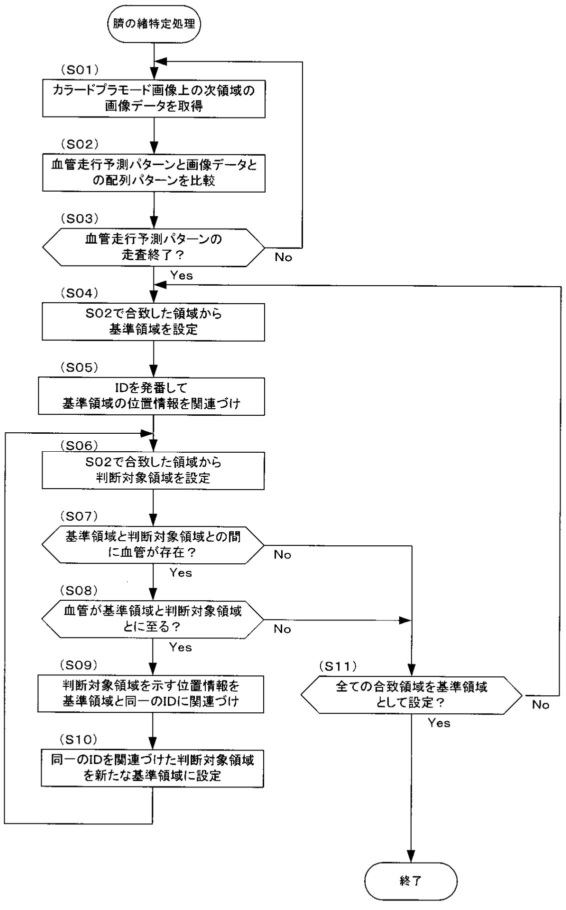
【図４】


36
解析部
361
臍の緒解析部
362
構造物解析部
37
表示制御部
DSC
35

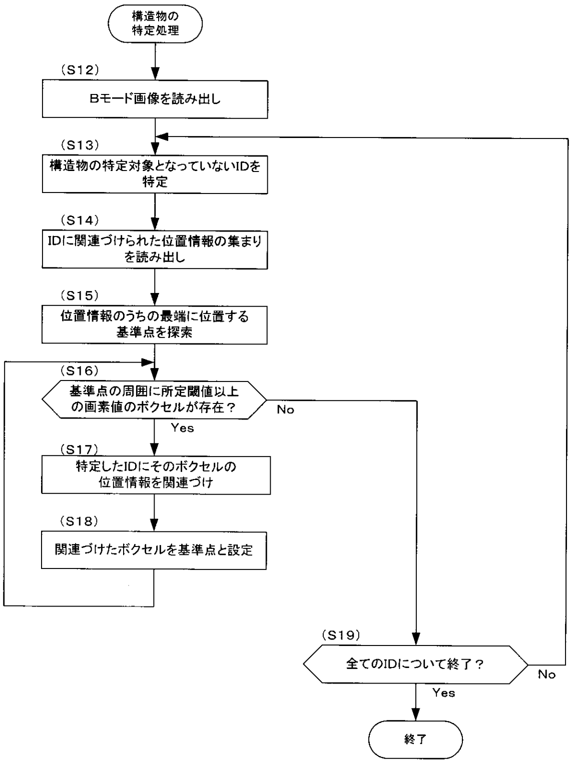
【図５】


P3
P1
P2
361a

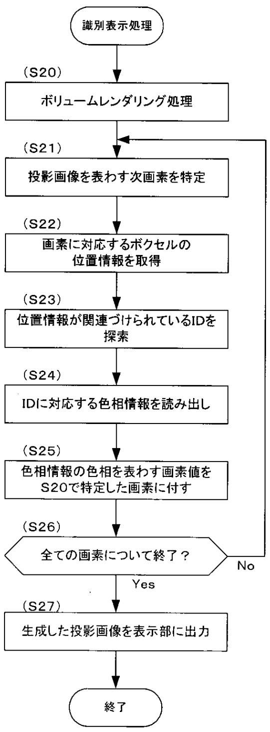
【図７】


臍の緒特定処理
(S01)
カラードプラモード画像上の次領域の画像データを取得
(S02)
血管走行予測パターンと画像データとの配列パターンを比較
(S03)
血管走行予測パターンの走査終了？
No
Yes
(S04)
S02で合致した領域から基準領域を設定
(S05)
IDを発番して基準領域の位置情報を関連づけ
(S06)
S02で合致した領域から判断対象領域を設定
(S07)
基準領域と判断対象領域との間に血管が存在？
No
Yes
(S08)
血管が基準領域と判断対象領域とに至る？
No
Yes
(S09)
判断対象領域を示す位置情報を基準領域と同一のIDに関連づけ
(S10)
同一のIDを関連づけた判断対象領域を新たな基準領域に設定
(S11)
全ての合致領域を基準領域として設定？
No
Yes
終了

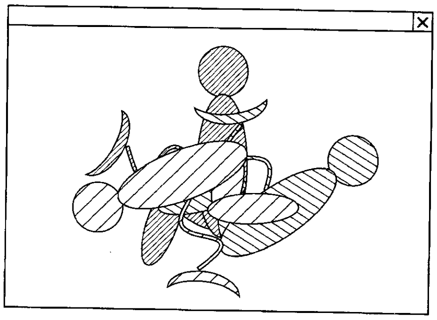
【図８】



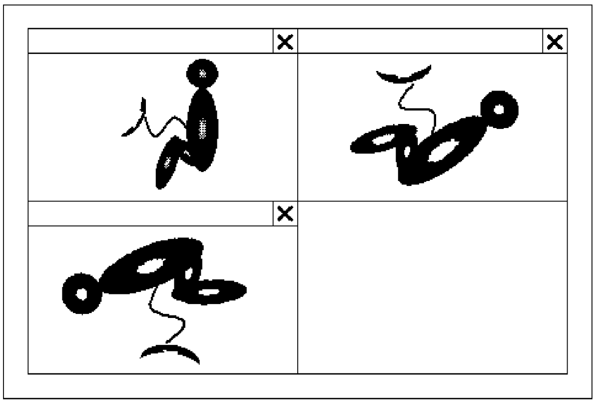
【図９】



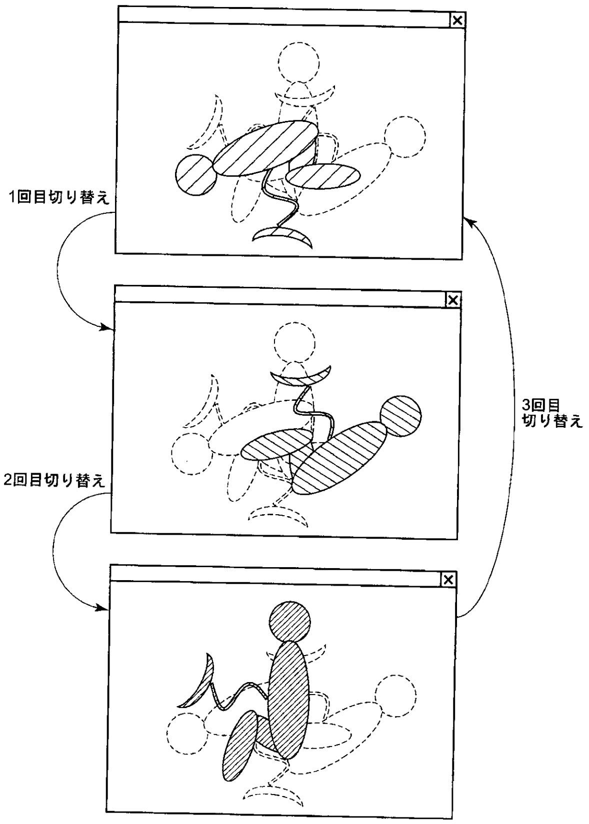
【図１０】



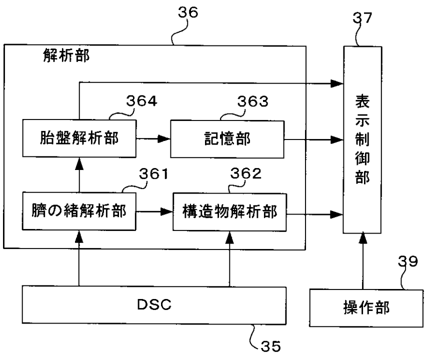
【図１１】



【図１２】



【図１３】



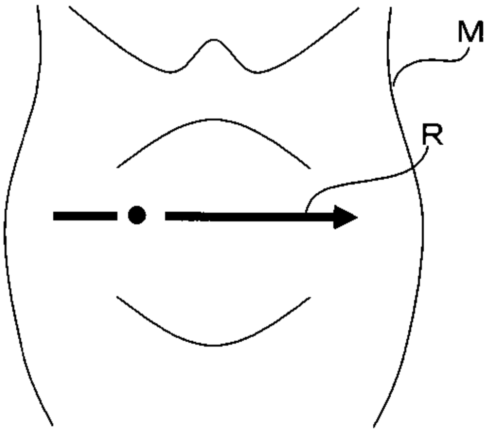
【図１４】

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	

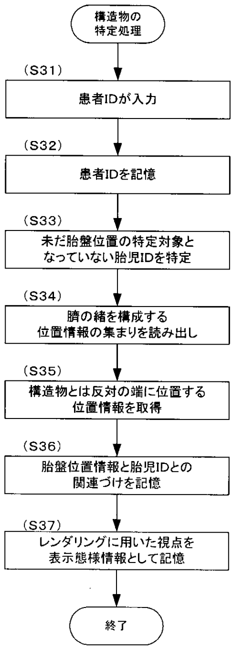
患者ID	
胎盤位置情報A	胎児ID－A
胎盤位置情報B	胎児ID－B
胎盤位置情報C	胎児ID－C
表示態様情報	

・
・
・
・
・
・

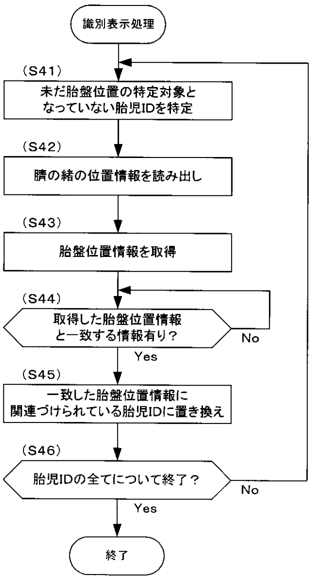
【図１５】



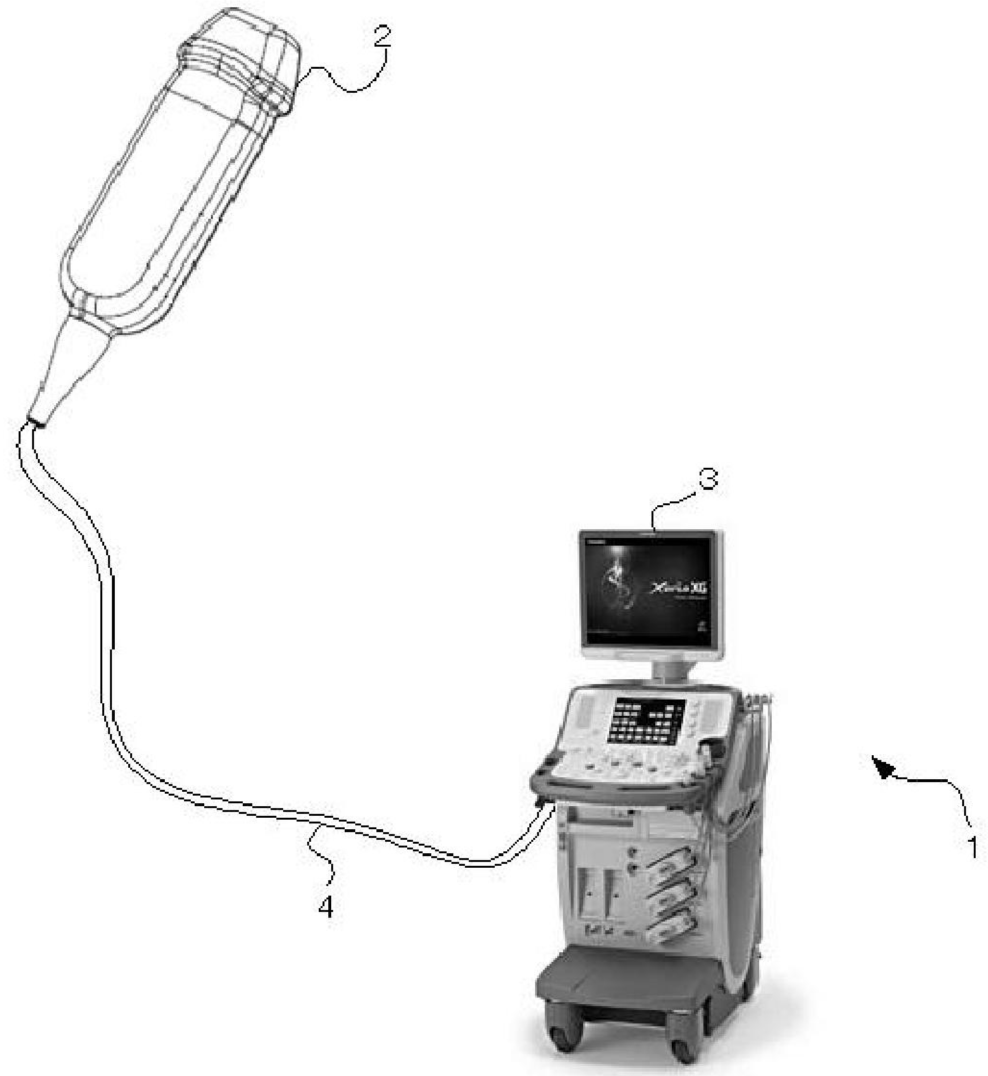
【図１６】



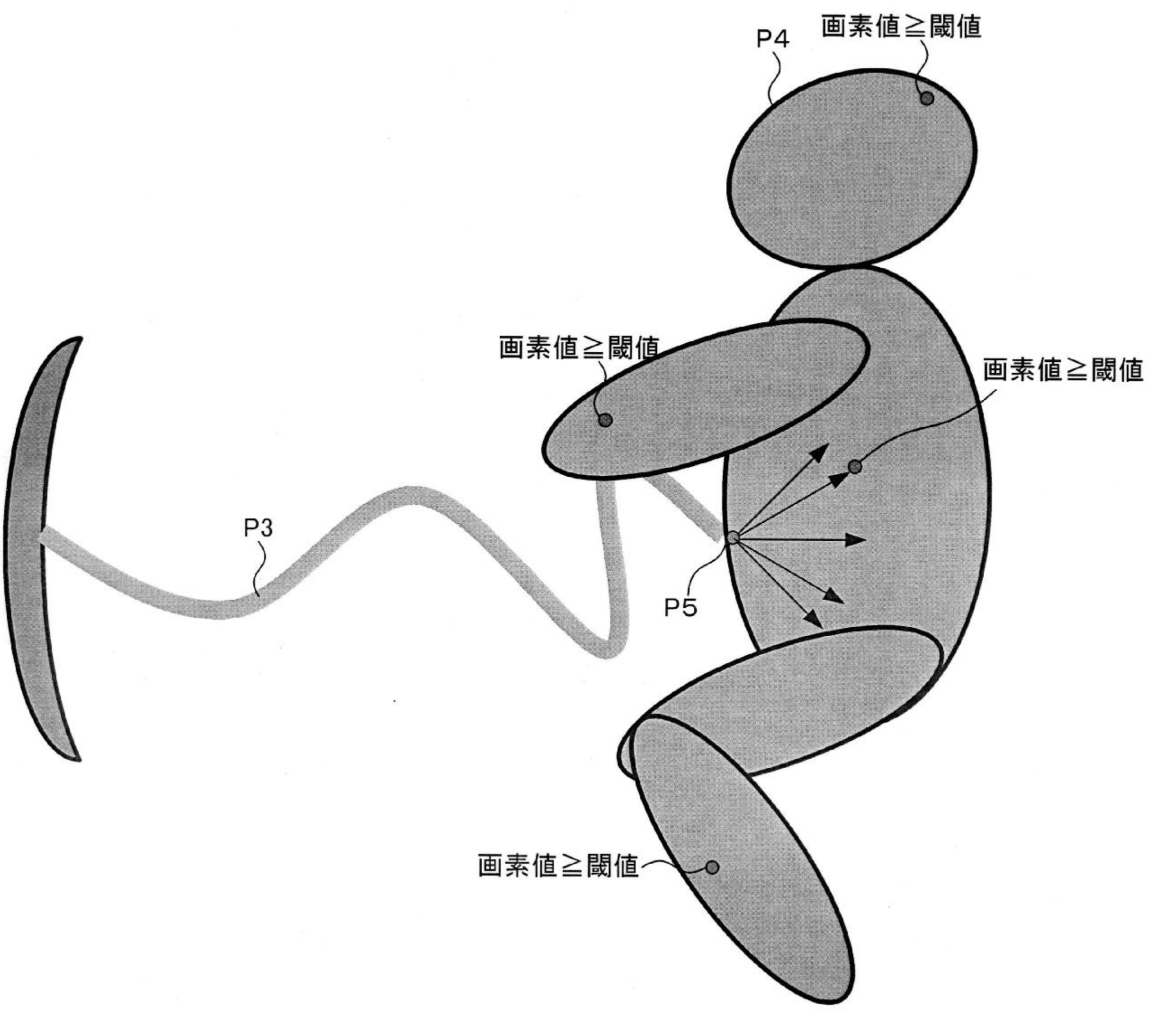
【図１７】


識別表示処理
(S41)
未だ胎盤位置の特定対象と
なっていない胎児IDを特定
(S42)
臍の緒の位置情報を読み出し
(S43)
胎盤位置情報を取得
(S44)
取得した胎盤位置情報
と一致する情報有り？
No
Yes
(S45)
一致した胎盤位置情報に
関連づけられている胎児IDに置き換え
(S46)
胎児IDの全てについて終了？
No
Yes
終了

【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１３８５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１３８５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１３８５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

(56)参考文献　特開平　７－１１６１５９（ＪＰ，Ａ）
特開平　９－１３５８３０（ＪＰ，Ａ）
特開２００８－１４２５１９（ＪＰ，Ａ）
米国特許第５７４９８３１（ＵＳ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　８／００

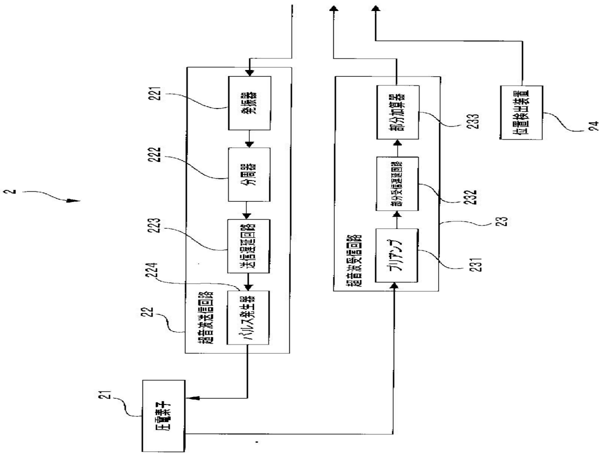
patsnap

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5289004B2	公开(公告)日	2013-09-11
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		
当前申请(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 貞光和俊 小林豊 松永智史 樋口治郎		
发明人	藤井 友和 貞光 和俊 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		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2010119531A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，当子宫内有多个胎儿时，该装置支持由医生等识别相同的胎儿。 解决方案：发送超声波以接收反射波，并且基于反射波生成图像。然后，识别图像中存在的每个脐，并识别连接到所识别的脐带的一端的每个结构。通过颜色编码，屏幕划分，切换显示等识别每个识别的结构并将其显示在监视器上。 点域1

【図２】



【図４】