



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

母体内の胎児に対して超音波を送受波して受信信号を出力するプローブと、  
前記母体に対する前記プローブの位置及び姿勢を表すプローブ座標情報を測定する測定手段と、

前記受信信号に基づいて前記胎児の断層画像を形成する断層画像形成手段と、  
前記断層画像上においてユーザーにより指定された座標を示す指定座標情報に基づいて計測を実行する計測手段と、

前記プローブ座標情報及び前記指定座標情報に基づいて、前記母体に対する胎児の空間的状态を判定する判定手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 記載の装置において、

前記胎児における複数の部位に対して複数の計測が実行され、

前記判定手段は前記各部位の計測時における前記プローブ座標情報及び前記指定座標情報に基づいて前記母体に対する胎児の空間的状态を判定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 記載の装置において、

前記胎児における頭部及び腹部に対して頭部計測及び腹部計測が実行され、

前記判定手段は、

前記頭部計測時の指定座標情報に基づいて頭部基準点を演算する頭部基準点演算部と、

前記腹部計測時の指定座標情報に基づいて腹部基準点を演算する腹部基準点演算部と、

前記頭部基準点と前記腹部基準点とに基づいて、前記空間的状态として、前記胎児の体軸の方向を演算する体軸演算部と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

請求項 3 記載の装置において、

前記判定手段は、前記頭部計測時の指定座標情報に基づいて特定される頭部横断線、並びに、前記腹部計測時に特定される長軸及び短軸からなる直交座標系、の内の少なくとも一方に基づいて、前記空間的状态として、前記胎児の正面側の方向を演算する方向演算手段を含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

**【請求項 5】**

請求項 4 記載の装置において、

前記胎児の空間的状态を示す画像であって母体モデルと胎児モデルとを含む参照画像を生成する参照画像生成手段を含み、

前記参照画像生成手段は、前記体軸の方向及び前記胎児の正面側の方向に基づいて前記母体モデルに対する前記胎児モデルの姿勢を定める、

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

**【請求項 6】**

請求項 4 記載の装置において、

前記判定手段は、

前記頭部横断線に基づいて前記胎児の頭部が向いている方向を演算する第 1 方向演算手段と、

前記腹部の直交座標系に基づいて前記胎児の体が向いている方向を演算する第 2 方向演算手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 7】**

請求項 6 記載の装置において、

50

母体モデルと胎児モデルとを含む参照画像を生成する参照画像生成手段を含み、  
前記参照画像生成手段は、  
前記胎児の空間的状态を示す画像であって前記体軸の方向及び前記胎児の体が向いている方向に基づいて前記母体モデルに対する前記胎児モデル中の体の向きが定められ、  
前記体軸及び前記胎児の頭部が向いている方向に基づいて前記母体モデルに対する前記胎児モデル中の頭部の向きが定められる、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

演算部が、母体に対するプローブの位置及び姿勢を表すプローブ座標情報と、前記プローブにより得られた受信信号に基づいて形成された胎児の断層画像上においてユーザーにより指定された座標を示す指定座標情報と、に基づいて、前記母体内における胎児の空間的状态を判定する判定工程と、

画像生成部が、前記母体内における胎児の空間的状态に基づいて、前記母体モデルと前記胎児モデルとを含む参照画像を生成する生成工程と、  
を含むことを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項 9】

請求項 8 記載の方法において、  
前記判定工程は、

前記演算部が、前記胎児の頭部計測時のユーザー指定座標情報に基づいて頭部基準点を演算する工程と、

前記演算部が、前記胎児の腹部計測時のユーザー指定座標情報に基づいて腹部座標点を演算する工程と、

前記演算部が、前記頭部基準点と前記腹部基準点とに基づいて前記胎児の体軸を演算する工程と、  
を含み、

前記生成工程では、前記体軸に基づいて前記母体モデルに対する前記胎児モデルの向きが定められる、  
ことを特徴とする超音波画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置及び超音波画像処理方法に関し、特に、超音波画像に基づく胎児の計測に関する。

【背景技術】

【0002】

妊婦に対しては定期的に超音波検査が実施される。各超音波検査では、一般に、母体内（子宮内）の胎児に対する超音波の送受波により胎児についての複数の断層画像が取得される。それらの断層画像に基づいて各種の計測が実施される。例えば、頭部の断面を表した断層画像上において、頭部の左右端点を検査者が指定することにより、それらの間の距離として、児頭大横径（BPD: bi-parietal diameter）が求められる。胎児の腹部の断層画像上において、腹部輪郭を楕円で近似することにより、腹囲長（AC: abdominal circumference）が求められる。その際には、ユーザーによって長軸の両端点及び短軸の両端点が指定される。また、大腿骨を表した断層画像上において、大腿骨が有する骨軸の両端点を指定することにより、大腿骨長（FL: femur length）が求められる。

【0003】

胎児の超音波検査では、上記のような複数の計測の他、超音波画像の目視診断も実施される。その場合、母体内において、つまり子宮内において、胎児がどのような姿勢にあるのか（胎児の体がどの方向を向いているか等）が診断される。その診断結果は、カルテ、母子手帳、等に手書きのイラストその他の態様で記入される。

10

20

30

40

50

## 【0004】

従来の超音波診断装置の中には、胎児のボディマーク（模擬図形）を画面上に表示可能なものがある。しかし、ボディマークの内容は一定であり、その向きを自由に変えることはできない。あるいは、従来において、ボディマークの内容は、実際の胎児の姿勢とは無関係に定められている。

## 【0005】

特許文献1には、胎児ボディマークを表示することが可能な超音波診断装置が開示されている。この装置では、断層画像上において、頭部の座標及び臀部の座標を指定することにより、胎児のサイズが計測されている。これにより、胎児のサイズに対応する大きさを有する胎児ボディマークが生成されている。ユーザー操作により、その胎児ボディマークを回転させることも可能である。しかし、特許文献1に記載された超音波診断装置は、超音波画像と母体との空間的関係を特定する手段を備えていない。すなわち、母体（つまり子宮）に対する胎児の向きを特定することはできない。

10

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0006】

【特許文献1】特開2010-187987号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

超音波検査時に母体に対する胎児の向き（例えば、体軸の方向、ボディが向いている方向、頭部が向いている方向）を特定することが望まれるが、従来の超音波診断装置はその要望に応える機能を具備していない。母体内における胎児の位置についても同様である。

20

## 【0008】

本発明の目的は、超音波検査時に、母体に対する胎児の空間的状态を特定できるようにすることにある。あるいは、従来に比べてユーザーの負担を格別増大させることなく胎児の向きを特定できるようにすることにある。あるいは、母体に対する胎児の向きが反映された参照画像が生成されるようにすることにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、母体内の胎児に対して超音波を送受波して受信信号を出力するプローブと、前記母体に対する前記プローブの位置及び姿勢を表すプローブ座標情報を測定する測定手段と、前記受信信号に基づいて前記胎児の断層画像を形成する断層画像形成手段と、前記断層画像上においてユーザーにより指定された座標を示す指定座標情報に基づいて計測を実行する計測手段と、前記プローブ座標情報及び前記指定座標情報に基づいて、前記母体に対する胎児の空間的状态を判定する判定手段と、を含むことを特徴とする。

30

## 【0010】

胎児の超音波検査時には、まず、母体に対するプローブの位置及び姿勢を調整することにより、胎児中の注目部位についての適正な断層画像が表示される。その時点でのプローブの位置及び姿勢がプローブ座標情報として測定される。例えば、プローブに設けられたセンサユニットからの出力信号に基づいてプローブ座標情報が生成される。なお、通常、超音波検査マニュアルに従って、所定の断層画像が得られるように、プローブの位置及び姿勢が調整される。その場合、断層画像上において自動的に上下左右を弁別することが可能である。

40

## 【0011】

適正な断層画像が得られた後、胎児計測を行うためにその断層画像上においてユーザーによって1又は複数の座標が指定される。通常、複数の座標が指定される。それらの座標を直接的にユーザーが指定するようにしてもよいし、距離計測方向だけをユーザーが定めてエッジ検出等の適用により両端点の座標が自動的に演算されてもよい。指定座標情報は

50

、断層画像上における1又は複数の座標を表す情報である。

【0012】

以上のように得られたプローブ座標情報と指定座標情報とに基づいて母体に体する胎児の空間的状态が判定される。空間的状态の概念には、例えば、母体に対する胎児の正面側の向き、体の向き、及び、頭部の向きが含まれる。また、その概念には、背骨方向に相当する体軸の向きが含まれ、また、母体に対する胎児の位置が含まれる。目的や状況に応じて空間的状态の内容を定義するのが望ましい。

【0013】

上記構成によれば、胎児の超音波検査時において計測を行うと、その計測の過程で入力された情報が胎児の空間的状态の特定に援用される。よって、その際においてユーザーの格別な負担は生じない。但し、断層画像の向き等がユーザーによって補助的に指定されてもよい。プローブ座標情報から母体とプローブとの空間的關係が特定される。プローブと断層画像（及び断層画像上の各位置）の空間的關係は既知である。よって、断層画像を表示した時点で、断層画像が母体のどの断面を示すものであるかを容易に特定でき、また断層画像上で指定された座標が母体のどの位置に相当するのかを容易に特定できる。本発明によれば、ユーザーによって入力された情報を胎児検査により活用することが可能である。母体に対する胎児の空間的状态は、望ましくは、模式的なイメージ、数値（各軸回りの角度）等で表現される。

10

【0014】

望ましくは、前記胎児における複数の部位に対して複数の計測が実行され、前記判定手段は前記各部位の計測時における前記プローブ座標情報及び前記指定座標情報に基づいて前記母体に対する胎児の空間的状态を判定する。一般に胎児の超音波検査時においては、例えば、発育状態を調べるために、あるいは、体重を推定演算するために、胎児における複数の部位に対してサイズの計測が行われる。上記構成によれば、それらの計測時において入力された座標情報を活用できる。

20

【0015】

望ましくは、前記胎児における頭部及び腹部に対して頭部計測及び腹部計測が実行され、前記判定手段は、前記頭部計測時の指定座標情報に基づいて頭部基準点を演算する頭部基準点演算部と、前記腹部計測時の指定座標情報に基づいて腹部基準点を演算する腹部基準点演算部と、前記頭部基準点と前記腹部基準点とに基づいて前記胎児の体軸の方向を演算する体軸演算部と、を含む。胎児の超音波検査時においては、一般に、頭部及び腹部が計測される。それを前提として、上記構成は、頭部基準点及び腹部基準点を自動的に内部的に設定し、それらを結ぶ（あるいは通過する）体軸を特定するものである。体軸はおおよそ背骨が伸びる方向に相当し、あるいは、ボディの中心線に相当する。頭部と腹部は空間的に区別できるので、体軸の向きの他、正負の方向を容易に特定することが可能である。つまり体軸を三次元ベクトルとして特定することが可能である。

30

【0016】

望ましくは、前記判定手段は、前記頭部計測時の指定座標情報に基づいて特定される頭部横断線、並びに、前記腹部計測時に特定される長軸及び短軸からなる直交座標系、の内の少なくとも一方に基づいて、前記胎児の正面側の方向を演算する方向演算手段を含む。体軸によると、頭と体の位置関係を特定できるが、体や顔が向いている方向までを特定できない。上記構成によれば、1又は複数の計測時において指定された座標情報から胎児の正面側がどの方向であるのかが特定される。例えば、検査マニュアルに従って断層画像が表示される場合、一方側の指定座標が右側であり、他方側の指定座標が左側であることを容易に特定できるので、そのような背景則を前提として座標系を特定可能である。そのような特定を行えないような場合にはユーザーに対して右側等を指定させてもよい。

40

【0017】

望ましくは、前記空間的状态を示す画像であって母体モデルと胎児モデルとを含む参照画像を生成する参照画像生成手段を含み、前記参照画像生成手段は、前記体軸の方向及び前記胎児の正面側の方向に基づいて前記母体モデルに対する前記胎児モデルの姿勢を定め

50

る。この構成によれば、母体モデル（母体腹部や母体子宮等を示すマーク）の中に胎児モデル（胎児を示すマーク）を表示する場合に、母体に対する胎児の実際の空間的状态を表示内容に反映させることが可能である。向きの異なる複数の母体モデルを用意しておいて、それらを選択的に利用するようにしてもよい。例えば、胎児の顔が見えるように、胎児モデルを基準としつつ、それに対して母体モデルの向きを変更してもよい。

【0018】

望ましくは、前記判定手段は、前記頭部横断線に基づいて前記胎児の頭部が向いている方向を演算する第1方向演算手段と、前記腹部の直交座標系に基づいて前記胎児の体が向いている方向を演算する第2方向演算手段と、を含む。この構成によれば、体の向きと頭部の向きとを独立して特定し、それらを参照画像に反映させることができる。よって、より実際の胎児状況を参照画像上に反映させることが可能である。

10

【0019】

望ましくは、前記胎児の空間的状态を示す画像であって母体モデルと胎児モデルとを含む参照画像を生成する参照画像生成手段を含み、前記参照画像生成手段は、前記体軸の方向及び前記胎児の体が向いている方向に基づいて前記母体モデルに対する前記胎児モデル中の体の向きを定め、前記体軸の方向及び前記胎児の頭部が向いている方向に基づいて前記母体モデルに対する前記胎児モデル中の頭部の向きを定める。

【0020】

本発明に係る超音波画像処理方法は、演算部が、母体に対するプローブの位置及び姿勢を表すプローブ座標情報と、前記プローブにより得られた受信信号に基づいて形成された胎児の断層画像上においてユーザーにより指定された座標を示す指定座標情報と、に基づいて、前記母体内における胎児の空間的状态を判定する判定工程と；画像生成部が、前記母体内における胎児の空間的状态に基づいて、前記母体モデルと前記胎児モデルとを含む産業画像を生成する生成工程と；を含むことを特徴とする。この方法は、超音波診断装置において実行され、また、超音波データを処理する情報処理装置上において実行される。判定工程及び生成工程は実質的に見てソフトウェアの機能として実現できる。例えば、演算部は情報処理プロセッサにより構成され、画像生成部は画像処理プロセッサにより構成される。ソフトウェアは可搬型の記憶媒体又はネットワークを介して超音波診断装置又は情報処理装置にインストールされる。

20

【0021】

望ましくは、前記判定工程は、前記演算部が、前記胎児の頭部計測時のユーザー指定座標情報に基づいて頭部基準点を演算する工程と；前記演算部が、前記胎児の腹部計測時のユーザー指定座標情報に基づいて腹部座標点を演算する工程と；前記演算部が、前記頭部基準点と前記腹部基準点とに基づいて前記胎児の体軸を演算する工程と；を含み、前記生成工程では、前記体軸に基づいて前記母体モデルに対する前記胎児モデルの向きが定められる。

30

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、超音波検査時に母体に対する胎児の空間的状态を特定できる。あるいは、従来に比べてユーザーの負担を格別増大させることなく胎児の向きを特定できる。あるいは、母体に対する胎児の向きが反映された参照画像を自動的に生成できる。

40

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】胎児に対する複数種類の計測を説明するための図である。

【図3】児頭大横径（頭部大横径）の計測を説明するための図である。

【図4】腹囲長の計測を説明するための図である。

【図5】大腿骨長の計測を説明するための図である。

【図6】腹囲長の計測における自動的な前後左右の判定を説明するための図である。

【図7】腹囲長の計測におけるマニュアル指定による前後左右の判定を説明するための図

50

である。

【図 8】体軸ベクトル及び向きベクトルを示す図である。

【図 9】第 1 実施形態に係る参照画像の生成方法を説明するための図である。

【図 10】検査レポートの一例を示す図である。

【図 11】参照画像の変形例を示す図である。

【図 12】第 1 実施形態に係る方法を示すフローチャートである。

【図 13】第 2 実施形態に係る参照画像の生成方法を示す図である。

【図 14】第 2 実施形態に係る参照画像の一例を示す図である。

【図 15】第 2 実施形態に係る方法を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0024】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成を示すブロック図である。本実施形態に係る超音波診断装置は病院等の医療機関に設置され、生体に対する超音波の送受波により超音波画像を形成する装置である。本実施形態に係る超音波診断装置は、特に、妊婦の定期的な超音波検査のための計測機能を備えている。

【0025】

プローブ 10 は超音波の送受波を行う超音波探触子である。プローブ 10 の先端部内には複数の振動素子からなるアレイ振動子が設けられている。アレイ振動子は例えば 1D アレイ振動子である。2D アレイ振動子が設けられてもよい。アレイ振動子によって超音波ビーム B が形成され、それを電子的に走査することにより走査面 S が形成される。図 1 において、r は深さ方向を示しており、は電子走査方向を示している。本実施形態においては、複数の振動素子が円弧状に配列されている。これにより、いわゆるコンベックスタイプのプローブ 10 が構成されている。

【0026】

図 1 において、プローブ 10 は母体 12 の腹部表面上に当接されている。母体 12 は子宮 14 を有し、その中には胎児 16 が存在している。母体 12 内における胎児 16 の位置及び姿勢は区々である。

【0027】

プローブ 10 には本実施形態においてセンサユニット 18 が設けられている。具体的には、プローブ 10 におけるプローブヘッドにおける所定位置にセンサユニット 18 が設けられている。本実施形態においては、このセンサユニット 18 を用いてプローブ 10 についての三次元空間内での位置及び姿勢がリアルタイムで検出される。そのような検出に先立って所定のキャリブレーションが実行される。

【0028】

送信部 20 は、送信ビームフォーマーであり、送信時において送信部 20 からアレイ振動子に対して複数の送信信号が並列的に供給される。これによりアレイ振動子により送信ビームが形成される。受信時において、生体内からの反射波がアレイ振動子にて受波されると、アレイ振動子から受信部 22 に対して複数の受信信号が並列的に出力される。受信部 22 は、複数の受信信号に対して整相加算処理を実行し、これにより整相加算後の受信信号すなわちビームデータを出力する。なお、プローブ 10 は、プローブヘッド、プローブケーブル及びプローブコネクタにより構成されるものである。プローブヘッドは装置本体に対して自在に運動可能であり、そのプローブヘッドに対して上記のセンサユニット 18 が設けられている。

【0029】

受信部 22 から出力されたビームデータは信号処理モジュール等を経由して画像形成部 24 へ送られる。画像形成部 24 は、本実施形態において、デジタルスキャンコンバータ(DSC)により構成されている。すなわち、画像形成部 24 は、座標変換機能及び補間処理機能を備えている。画像形成部 24 により、複数のビームデータに基づいて B モード断層画像が形成される。その画像データが表示処理部 26 へ送られている。胎児に対する

10

20

30

40

50

計測時においては、その計測の目的に適合した断層画像が表示されるように、母体12の体表面上においてプローブ10の位置及び姿勢がユーザー（検査者）により調整される。ちなみに、超音波画像としては、上述したBモード断層画像の他、二次元血流画像、三次元画像、Mモード画像、ドプラ波形等が知られている。それらに基づいて胎児の計測が実行されてもよい。

#### 【0030】

測位部28は、センサユニット18からの検出信号に基づいて、プローブ10の位置及び姿勢を演算する機能を有する。すなわち、測位部28及びセンサユニット18により測位システムが構成されている。測位部28においては、三次元空間における各軸上の座標及び各軸回りの角度が演算される。センサユニット18を構成するセンサとして、加速度センサ、ジャイロセンサ、電磁波センサ、磁気センサ、等の各種センサをあげることが可能である。電磁波方式を採用する場合、測位用の電磁波を生成する電磁波発生器が設けられる。磁気方式を採用する場合、3次元磁場を生成する磁場発生器が設けられる。赤外線方式を採用することも可能であり、その場合には、プローブ10に対して赤外線を反射する反射部材が設けられ、また、その反射部材に対して赤外線を照射する照射器及び反射部材からの光を受光する受光器（撮像器を含む）が設けられる。妊婦及び胎児に影響を与えない測位方式を採用するのが望ましい。いずれにしても、母体12に対するプローブ10の相対的な位置及び姿勢を計測するための構成を設けるのが望ましい。そのような構成によれば、母体12に対する走査面Sの位置的關係が既知となり、走査面Sを表す断層画像上において座標を指定すると、その座標と母体12との關係が既知となる。

10

20

#### 【0031】

なお、プローブの位置及び姿勢の検出に先立って、一般に、キャリブレーションが実行される。キャリブレーションとしては各種の手法を利用可能である。例えば、へその位置における垂直断面が画面上に表示されるように、プローブの位置及び姿勢を調整することによりキャリブレーションが実行されても良い。その場合において、垂直断面に相当する基準断層画像あるいは他のモダリティにより取得された断層画像が表示部46に表示され、それとの対比において、リアルタイム断層画像を観察しながら、プローブ10の位置及び姿勢が調整されてもよい。更には、走査面S上に母体12内における基準部位が表れるようにし、その際において断層画像上において基準部位をマーキングすることによりキャリブレーションが実行されてもよい。測位部28から演算部32に対してプローブの位置及び姿勢を表すプローブ座標情報が出力されている。

30

#### 【0032】

演算部32は、本実施形態において主制御部の一機能として構成されており、主制御部はCPU及び動作プログラムにより構成されるものである。演算部32が有する複数の機能が図1において複数のブロックとして示されている。演算部32は、グラフィックイメージ生成部34、計測演算部36、空間的状态解析部38、参照画像生成部40及び検査レポート生成部42を備えている。

#### 【0033】

グラフィックイメージ生成部34は、計測を実行する際において、Bモード断層画像上に表示される複数のマーカーや複数のライン等を生成するモジュールである。計測演算部36は、計測を実行する際において、ユーザーにより指定された二点間の距離を演算する機能等を備えている。また、面積、体重等を演算する機能を備えている。

40

#### 【0034】

空間的状态解析部38は、母体12に対する胎児16の位置及び姿勢を解析するモジュールである。特に、本実施形態においては空間的状态解析部38が母体12における胎児16の向きを自動的に特定している。その際においては、胎児に対する複数の計測においてユーザーにより指定された複数の座標が参照されている。これについては後に詳述する。

#### 【0035】

本実施形態においては、従来同様に、胎児に対して複数の計測を実行すると、その過程

50

においてユーザーにより入力された情報が空間的状态解析部 38 において参照され、これにより胎児の向きが自動的に演算される。

【0036】

参照画像生成部 40 は、母体モデル及び胎児モデルからなる参照画像（ガイダンス像）を生成するモジュールである。本実施形態においては、上記のように胎児の向きが自動的に特定されており、参照画像の生成にあたっては、母体モデルにおいて実際の胎児の向きが反映されるように、胎児モデルの向きが自動的に調整されている。これにより、母体内における胎児の姿勢を再現することが可能である。しかも、その場合においてユーザーによる特別な入力とは基本的に不要であり、従来同様の計測を行うだけでその結果として胎児の向きが反映された参照画像を得ることが可能である。これについては後に詳述する。

10

【0037】

検査レポート生成部 42 は、胎児に対する複数の計測の実行結果が表示された検査レポート（電子データ）を生成するモジュールである。検査レポートには例えば複数の計測において参照された複数の断層画像が含まれてもよく、また上述のように生成された参照画像が含まれてもよい。参照画像が母子手帳その他に添付されてもよい。

【0038】

以上の説明においては、母体 12 に対する胎児 16 の向きすなわち姿勢が解析されていた。本実施形態に係る超音波診断装置によれば、更に、母体 12 に対する胎児 16 の位置までを自動的に特定することが可能であり、そのような位置が反映された参照画像 40 を生成することも可能である。すなわち、本実施形態においては、プローブ 10 にセンサユニット 18 が設けられ、プローブ 10 の位置及び姿勢がリアルタイムで観測されているため、計測の実行時においてユーザーにより座標が指定されると、その指定された座標が母体 12 におけるどの位置に相当するのかを自動的に判定することが可能である。

20

【0039】

表示処理部 26 は、画像合成機能、カラー演算機能等を有する。表示部 46 には上述した断層画像等の超音波画像が表示される。また必要に応じて検査レポートが表示される。更に参照画像が単独で表示されるようにしてもよい。空間的状态解析部 38 による解析結果が参照画像としてではなく例えば数値によって表現されてもよい。検査レポートが上述したように表示画面上に表示される他、印刷処理されてもよい。

【0040】

入力部 44 は本実施形態において操作パネルにより構成されている。操作パネルはキーボード、トラックボール、各種スイッチ等を備えるものである。ユーザーは、入力部 44 を利用して動作モードの選択や、計測用マーカーの移動等を行える。

30

【0041】

図 2 には、胎児に対する複数の計測の内容が示されている。胎児 16 における頭部 16A に対しては一般に児頭大横径（BPD）が計測される。その場合においては、推奨される検査方法を説明した検査ガイドラインに従って、頭部 16A の水平断面 48 が表示されるように、プローブの位置及び姿勢が調整され、その上で、その断層画像上において左右の端点を指定することにより児頭大横径に相当する距離 50 が計測される。なお、日本超音波医学会より「超音波胎児計測の標準化と日本人の基準値」が公示されており、そこに検査ガイドラインの一例が認められる。

40

【0042】

胎児 16 の腹部 16B に対しては、腹部周囲長の計測が行われる。この場合においても、検査ガイドラインに従って、腹部における所定断面 52 が画面上に表示され、そこにおいてユーザーにより長軸 54 の両端及び短軸 56 の両端が指定される。そして、腹部輪郭を楕円で近似することを前提として、長軸 54 の長さ及び短軸 56 の長さから、腹位長が演算される。更に、必要に応じて、大腿骨を表す断面 58 が画面上に表示され、そこにおいて大腿骨の両端点を指定することにより大腿骨長が距離 60 として計測される。これらの計測は、妊婦の定期的な超音波検査において一般的に行われるものであり、特に胎児の体重を推定等する場合において通常行われるものである。

50

## 【 0 0 4 3 】

図 3 には、児頭大横径 ( B P D ) の計測が具体的に示されている。断層画像 6 2 上には頭部の断面 6 6 が表れている。その断面 6 6 は検査ガイドラインに従った所定の断面である。ちなみに、符号 6 4 は電子走査の開始点側を示すマーカーを示しており、マーカー 6 4 が存在する側が、アレイ振動子における一番目の素子が設けられている側に相当している。

## 【 0 0 4 4 】

頭部の断面 6 6 上において、ユーザーにより正中線に直交する方向において左端点 7 0 及び右端点 7 2 の座標が指定される。その場合において、一方端側においては頭蓋骨の外側の座標が指定され、他方端側においては頭蓋骨の内側が指定される。このような 2 つの座標の指定により横断線 1 0 0 が描かれ、その線上における 2 つの端点間の距離が自動的に計測される。その距離が児頭大横径である。

10

## 【 0 0 4 5 】

本実施形態では、横断線 1 0 0 が定められると、2 つの端点 7 0 , 7 2 の中間点が頭部基準点 1 0 2 として定められる。これは、後述するように、体軸を定義する際における一方側の基準点となるものである。なお、図 3 において、F は、胎児を基準として見た場合における前側を示しており、R は同じく右側を示しており、L は同じく左側を示しており、B は同じく後側を示している。検査ガイドラインに沿って断層画像を表示した場合、電子走査の方向が適正であれば、断層画像上において前後左右を特定することが可能である。

20

## 【 0 0 4 6 】

図 4 には腹部周囲長 ( A C ) の計測が具体的に示されている。断層画像 7 4 上には胎児腹部断面 7 6 が表れている。その断面は検査ガイドラインに従った所定の断面である。その断面 7 6 における輪郭線上にユーザーにより長軸及び短軸を指定するために 4 つの座標 8 0 , 8 2 , 8 6 , 8 8 が指定される。座標 8 0 と座標 8 2 とを結ぶ線分が短軸であり、座標 8 6 と座標 8 8 とを結ぶ線分が長軸 8 4 である。そのような 4 つの座標の指定により腹部断面の輪郭 9 0 が楕円として近似されることになる。それを前提として、長軸の長さ及び短軸の長さが自動的に演算され、それらの長さに従って腹囲長が自動的に計算される。本実施形態においては長軸 8 4 と短軸 7 8 との交点、すなわち中心点が腹部基準点 1 0 4 として定められる。その腹部基準点 1 0 4 は体軸を定義する際における 2 つ目の基準点をなすものである。

30

## 【 0 0 4 7 】

図 5 には、大腿骨長 ( F L ) の計測が示されている。断層画像 9 2 上には大腿骨の断面 9 4 が表れている。大腿骨における左端及び右端 9 6 , 9 8 がユーザーにより指定されると、それらの間の距離 9 9 として大腿骨長が自動的に演算される。

## 【 0 0 4 8 】

以上のような複数の計測、特に児頭大横径の計測及び腹部周囲長の計測を行うと、後に説明するように体軸 ( 体軸ベクトル ) を自動的に特定することが可能となる。また、検査ガイドラインに従って各計測において断面を表すようにすると、胎児における前後左右を認識することが可能となる。それについて図 6 を用いて説明する。

40

## 【 0 0 4 9 】

図 6 において、断層画像 1 0 6 上には腹部断面 1 0 8 が表され、その輪郭上に 4 つの座標 1 1 0 , 1 1 2 , 1 1 4 , 1 1 6 がユーザーにより指定され、それらによって長軸 1 2 0 及び短軸 1 1 8 が定義されている。そのような断面は検査ガイドラインに従ったものである。そのような前提の下では、符号 1 2 4 で示されているように、短軸における中心点すなわち腹部基準点 1 2 2 よりも上側を左と特定することが可能である。また、符号 1 2 6 で示されるように、長軸において腹部基準点 1 2 2 よりも左側を後と特定することが可能である。もちろん、左及び後ではなく、右及び前が特定されてもよいし、前後左右の内の 1 つだけが特定されてもよい。

## 【 0 0 5 0 】

50

一方、検査ガイドラインによって推奨される断面を描くことが困難なような場合には、以下に説明するように、ユーザーによって特定の方向を指定するようにしてもよい。例えば図7において、断層画像128上には、腹部断面130が表され、その輪郭上に4つの座標132, 134, 136, 138が指定され、それらによって長軸142及び短軸140が特定されている。しかしながら、断面130の内容は、検査ガイドラインによって推奨される態様から大きくズレている。そのような場合には、例えば特定の座標136に対して、例えば符号146で示されるように、その属性としてマニュアルで方位を入力し、これによって胎児における前後左右が装置上において認識されるようにしてもよい。ちなみに、そのような入力が行われると、腹部基準点144との関係において、胎児における前後左右が特定されることになる。

10

#### 【0051】

図8には体軸ベクトル及び向きベクトルが示されている。図8においては、三次元空間がXYZ座標系として表されている。P0が座標原点を表しており、P1が腹部断面を診断する場合におけるプローブ当接位置を示している。P2が頭部断面を診断する場合におけるプローブの位置を示している。それらは具体的には6次元座標によって特定されるものである。

#### 【0052】

腹部の計測においては、所定の腹部断面150が走査面S1内に含まれるようにプローブの位置及び姿勢が調整される。その調整後の座標がP1である。腹部断面150上において長軸及び短軸が特定され、それらの交点として腹部基準点P11が特定される。また、上述したように検査ガイドラインに従った断層像の表示により、あるいはマニュアルでの補助的な入力により、胎児における前後左右が自動的に特定され、その結果として胎児における正面の方向すなわち向きベクトル156が自動的に特定される。ここにおいて長さは特に重要ではなく、向きベクトル156は単位ベクトルであってもよい。向きベクトル156は、本実施形態において腹部断面150を含む走査面S1上に含まれるものである。

20

#### 【0053】

一方、頭部の計測においては所定の頭部断面152が含まれるように走査面S2が定められる。具体的には、プローブの位置及び姿勢が調整される。その調整後のプローブの位置がP2で表されている。具体的には、プローブの位置及び姿勢が六次元の座標値として特定される。頭部の計測においては、児頭大横径が演算され、その際における中点として頭部基準点P22が特定される。

30

#### 【0054】

本実施形態では、腹部基準点P11及び頭部基準点P22を結ぶ方向として体軸ベクトル154が自動的に特定される。体軸ベクトル154において、その長さを胎児の長さに対応付けるようにしてもよい。そして、体軸ベクトル154の長さに従って後に説明する胎児モデルのサイズを調整するようにしてもよい。

#### 【0055】

図8に示す例においては、胎児の向きを代表するものとして向きベクトル156が求められていたが、更に胎児の顔の向きを表す向きベクトルが特定されてもよい。頭部の断面上において前後左右が特定できるならば、胎児の頭部が向いている方向を特定することは容易である。そのような独立した2つの向き計測によれば、胎児モデルの生成にあたって、ボディの向きと頭部の向きとを独立して設定できるという利点が得られる。よって、実際の胎児の状態に、より忠実な胎児モデルを生成することが可能である。

40

#### 【0056】

本実施形態においては、キャリブレーションの実行を前提として、プローブについての位置及び姿勢が観測されており、それはすなわち母体との関係におけるプローブの位置及び姿勢であるので、断層画像上において座標が指定されると、母体に対する座標としてそれを認識することが可能である。よって、参照画像の生成にあたって、実際の母体と胎児との位置関係を、母体モデルと胎児モデルの位置関係として、再現することが可能である

50

。その場合において、ユーザーは従来同様の超音波計測を実施するだけでよいので、ユーザーにおいて格別な負担は生じない。

【 0 0 5 7 】

図 9 には、第 1 実施形態に係る参照画像の生成方法がブロック図として示されている。

【 0 0 5 8 】

三次元胎児モデルデータベース 1 5 8 内においては、各種のサイズをもった複数の三次元胎児モデルが格納されている。計測された児頭大横径、腹囲長、入力された週数、又は、演算された胎児体重に従って、複数の三次元胎児モデルの中から、計測対象となった胎児のサイズに適合する三次元胎児モデルが選択される。選択された胎児モデルが符号 1 6 0 で示されている。この場合において、体軸ベクトルの長さに従って三次元胎児モデルの選択が行われてもよい。

10

【 0 0 5 9 】

演算モジュール 1 6 2 においては、選択された胎児モデルに対する回転処理が実行される。その場合においては、3つの軸それぞれに対する回転処理が実行されることになる。すなわち、母体に対する胎児の向きが参照画像上においても再現されるように胎児モデルに対する回転処理が実行される。その際においては上述した体軸ベクトル及び向きベクトルが参照される。すなわち、それらのベクトルに従って個々の回転処理が行われることになる。

【 0 0 6 0 】

メモリ 1 6 4 上には母体モデルが格納されている。そこから読み出された母体モデルと、回転処理後の胎児モデルとがモジュール 1 6 6 上において合成処理される。これにより、実際の母体と胎児の位置関係が再現されるように、母体モデル上に胎児モデルが合成処理され、その結果として参照画像が生成されることになる。生成された参照画像が画面上に表示され、検査レポート内に組み込まれ、あるいは、必要に応じて外部へ出力される。

20

【 0 0 6 1 】

図 1 0 には、検査レポートの一例が示されている。この例において、検査レポート 1 6 8 には被検者名等の事項を含む欄 1 7 0 が含まれている。また検査レポート 1 6 8 には複数の計測結果を表す複数の数値情報を含む欄 1 7 2 が含まれている。また検査レポート 1 6 8 には、複数の計測において取得された複数の断層画像 1 7 4 , 1 7 6 及び 1 7 8 が含まれている。それらの画像 1 7 4 , 1 7 6 及び 1 7 8 には複数のマーカーを含むグラフィックプレーンが合成されている。更に、本実施形態においては、検査レポート 1 6 8 内に参照画像 1 8 0 が含まれている。参照画像は母体モデル 1 8 2 と胎児モデル 1 8 4 とからなるものである。母体モデル 1 8 2 としては、本実施形態においては種類のイメージが格納されているが、もちろん複数の母体モデルを用意しておいて、母体のサイズや形態に応じて適切な母体モデルを選択するようにしてもよい。

30

【 0 0 6 2 】

本実施形態においては、母体モデル 1 8 2 の中に胎児モデル 1 8 4 が表示される。この場合において、胎児モデル 1 8 4 の向きが実際の胎児の向きを再現するように胎児モデル 1 8 4 に対して回転処理が施される。すなわち各軸回りの回転角度が体軸ベクトル及び向きベクトルによって決定されている。その場合において、母体内における胎児の三次元位置が更に反映されるように、母体モデル 1 8 2 内に胎児モデル 1 8 4 を表すようにしてもよい。また、本実施形態においては、胎児モデル 1 8 4 のサイズが実際の胎児のサイズに合うように可変設定されている。符号 1 8 6 は、胎児モデル 1 8 4 における各軸回りの回転角度を数値として表示したものである。必要に応じて、そのような数値情報が画面レポート内に記入される。

40

【 0 0 6 3 】

以上のように、本実施形態によれば、母体と胎児との実際の位置関係が参照画像上において反映されるように、母体モデルに対して胎児モデルが合成されている。よって、参照画像それ自体が診断記録として非常に有用なものとなる。特に、医師において超音波診断

50

画像に基づいて胎児の向きを特定し、それをマニュアルで入力するような手間が解消され、更により正確な向きの特定を行うことが可能であるので、臨床上貴重な情報を提供できるという利点が得られる。

【0064】

本実施形態においては、母体モデルを静止モデルとした上で、胎児モデルに対して回転処理を適用したが、胎児の顔が正面に表れるように胎児モデルを表現した上で、母体と胎児との位置的关系が正しく表現されるように、母体モデルに対して必要な回転処理を施すようにしてもよい。また、正面から見た参照画像及び側面から見た参照画像の両方を表示するようにしてもよい。

【0065】

図11には参照画像の変形例が示されている。参照画像188は母体モデル190と胎児モデル192とを有する。胎児モデル192は複数の部分により構成され、具体的には頭部196、ボディ194及び脚部198を含んでいる。そしてそれらに対して計測が行われた断面が例えばグラフィック等により表現されている。このような表現により計測が行われた部位を明確に認識することが可能となる。

【0066】

図12には、上述した第1実施形態に係る参照画像の生成方法がフローチャートとして示されている。なお、スタート及びエンドの工程については図面簡略化のため図示省略されている。これについては後に説明する図15においても同様である。

【0067】

S100においては、母体に対してプローブの位置及び姿勢を整合させるキャリブレーションが実行される。その上で、図示される例においては、腹部計測及び頭部計測が実行される。より詳しくは、S102においては腹部計測用の断層画像が画面上に表示される。すなわち、そのような適正な断層画像が表示されるようにプローブの位置及び姿勢が調整される。その上で、S104において、断層画像上において腹部輪郭を楕円で近似するために長軸及び短軸がユーザーにより指定される。具体的には、それらの軸を定義する4つの座標がユーザーにより指定される。すると、S106において自動的に腹囲長が演算される。

【0068】

一方、S108においては、頭部計測用の断層画像が画面上に表示される。すなわちそのような適正な断層画像が表示されるように、プローブの位置及び姿勢がユーザーにより調整される。S110においては頭部の断層画像上において、右端及び左端が指定され、これによりS112において児頭大横径が演算される。

【0069】

S114においては、腹部断層画像及び頭部断層画像の一方又は両方を用いて胎児における前後左右が特定される。この場合において、必要に応じてユーザーによる方向の指定が行われてもよい。

【0070】

S116においては、腹部計測の際に入力された複数の座標に基づいて腹部基準位置(基準点)が特定され、その三次元座標が演算される。その場合においてはプローブの位置及び姿勢、並びに、断面上において指定された複数の座標が参照される。一方、S118においては、頭部断層画像上において指定された複数の座標に基づき頭部基準位置(基準点)が自動的に特定され、更にその三次元座標が演算される。この場合においても、プローブの位置及び姿勢を表す姿勢、並びに、断面上における複数の座標が参照される。S120においては、腹部基準位置及び頭部基準位置に基づいて胎児姿勢を表す体軸ベクトルが演算される。体軸ベクトルは、例えば腹部基準位置から頭部基準位置まで伸びるベクトルである。またS120においては、向きベクトルの演算も行われる。その際においては、S114において特定された前後左右が参照される。もちろん、S114において向きベクトルが事前に演算されていてもよい。

【0071】

10

20

30

40

50

以上のように胎児姿勢が演算されると、S 1 2 2 においてはその胎児姿勢を表す胎児モデルが生成される。すなわち胎児の実際のサイズに従って選択された胎児モデルに対する回転処理が適用される。S 1 2 4 においては、母体モデルに対して回転処理後の胎児モデルが合成され、これにより参照画像が生成される。そして、S 1 2 6 においては、参照画像が必要に応じて記録あるいは表示される。更に参照画像を含む検査レポートが生成される。

【 0 0 7 2 】

次に、図 1 3 乃至図 1 5 を用いて第 2 実施形態に係る参照画像の生成方法について説明する。

【 0 0 7 3 】

図 1 3 において、三次元胎児モデルデータベース 2 0 0 は、図 9 に示した三次元モデルデータベースと同様のものである。入力される情報に従って複数の三次元胎児モデルの中から、実際の胎児サイズに適合する三次元胎児モデルが選択される。この第 2 実施形態においては、三次元胎児モデルにおいてボディと頭部とを独立して回転処理させることが可能である。

【 0 0 7 4 】

演算器 2 0 2 においては、胎児モデルに対する全体的な回転処理が実施される。すなわち、ボディの向きベクトルすなわち頭部外の胎児姿勢を示す情報に従って、胎児モデルに対する全体的な回転処理が行われる。図示される例においては、この段階において、頭部部分も回転処理される。

【 0 0 7 5 】

その上で、演算器 2 0 4 においては、頭部の向きベクトルに従って、すなわち頭部姿勢に従って、胎児モデルの内で頭部部分に対する部分的な回転処理が適用される。すなわち頭部の向きが正しくなるようにその部分だけが回転処理される。その上で、演算器 2 0 8 において、メモリ 2 6 から読み出された母体モデル 2 0 6 に対して、上述した回転処理が施された胎児モデルが合成処理される。その場合においても、必要に応じて、母体における胎児の位置が参照され、実際の胎児の位置が反映されるように合成処理が実行される。

【 0 0 7 6 】

図 1 4 には、第 2 実施形態に係る参照画像の一例が示されている。参照画像 2 1 0 は母体モデル 2 1 2 及び胎児モデル 2 1 4 を含むものである。胎児モデル 2 1 4 はボディ 1 1 6 と頭部 2 1 8 とを有しており、それぞれに対して独立して向きを設定することが可能である。図示の例においては、体軸ベクトル 2 2 0 が表され、またそれに伴って、ボディの向きベクトル 2 2 2 と頭部の向きベクトル 2 2 4 が表されている。すなわちボディ 1 1 6 と頭部 2 1 8 とで独立して向きを定めることができる。このような参照画像の生成によれば、実際の胎児の様子をより忠実に反映させた胎児モデルを表示できるという利点が得られる。

【 0 0 7 7 】

図 1 5 には、第 2 実施形態に係る参照画像の生成方法がフローチャートとして示されている。なお、図 1 2 に示した同様の工程には同一符号を付し、その説明を省略する。図 1 5 において、S 1 0 2 ~ S 1 0 6 において、腹部計測が実行され、その上で S 1 3 0 において、ボディの向きベクトルを特定するために前後左右が特定される。一方、S 1 0 8 ~ S 1 1 2 においては頭部の計測が実行され、その上で S 1 3 2 において頭部の向きベクトルを特定するために頭部について前後左右が特定される。

【 0 0 7 8 】

S 1 3 4 においては、胎児姿勢が演算される。この場合においては、体軸ベクトルの他に、ボディの向きベクトル、及び、頭部の向きベクトル、の 2 つの向きベクトルが演算される。そして、S 1 3 6 においては、以上のように特定された胎児姿勢を表す胎児モデルが生成される。その場合においては、ボディの向きベクトルに従って胎児モデル全体に対する回転処理が実行される。その上で、S 1 3 8 において、胎児モデルにおける頭部の部分だけが頭部の向きベクトルに従って回転処理される。すなわち頭部の向きが修正される

10

20

30

40

50

。その結果、S 1 2 4 において参照画像を生成した場合、上述したように、胎児モデルにおいてボディの向きと頭部の向きとを独立して表現することができるという利点を得られる。

【 0 0 7 9 】

上記実施形態においては、腹部の計測及び頭部の計測を利用して体軸ベクトル等が特定されていたが、他の部位に対する計測を用いて体軸ベクトル等が特定されてもよい。胎児の場合においては、個々の胎児毎に計測が実行されるため、その結果として個々の胎児毎に体軸ベクトル等が自動的に特定されることになる。この場合において、検証画像の生成にあたっては、個々の胎児毎に参照画像を生成してもよいが、複数の胎児モデルが単一の母体モデルに表現された参照画像が生成されるようにしてもよい。

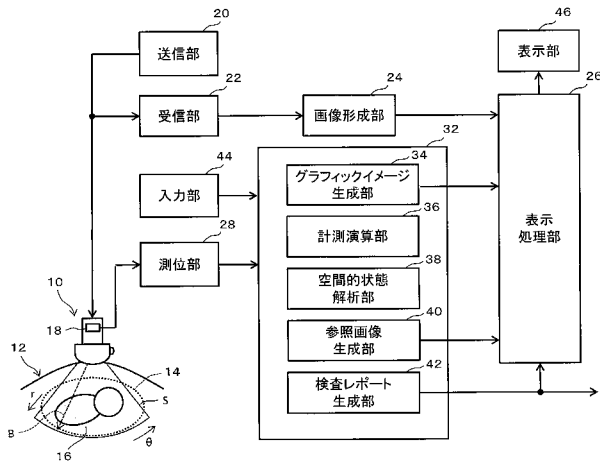
10

【 符号の説明 】

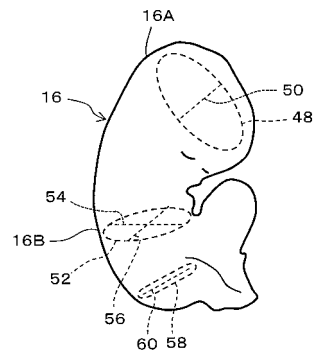
【 0 0 8 0 】

1 0 プローブ、1 2 母体、1 6 胎児、1 8 センサユニット、2 8 測位部、3 8 空間的状态解析部、4 0 参照画像生成部、4 2 検査レポート生成部。

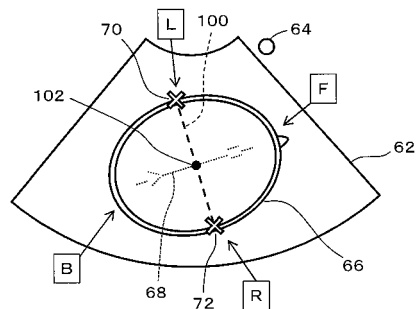
【 図 1 】



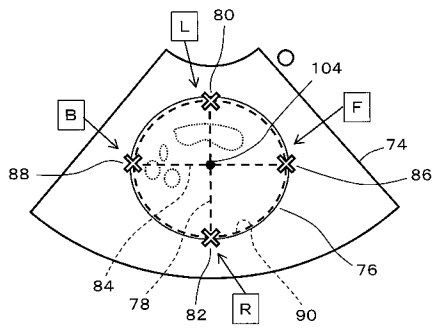
【 図 2 】



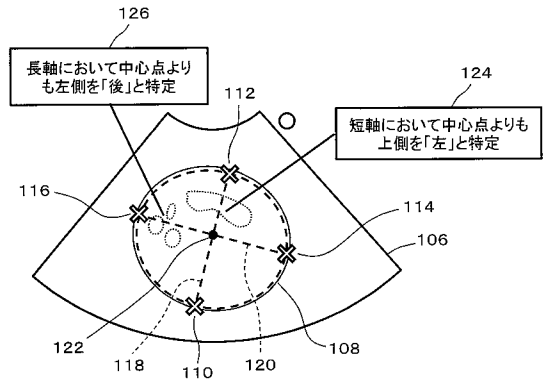
【 図 3 】



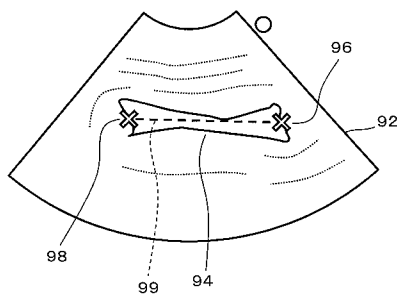
【図4】



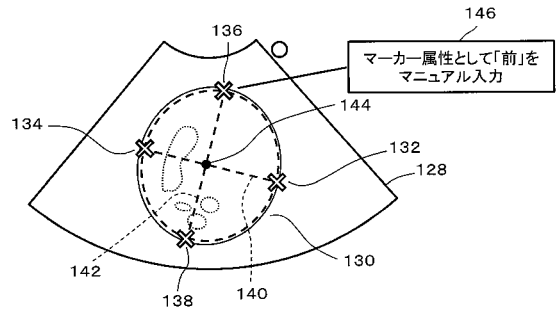
【図6】



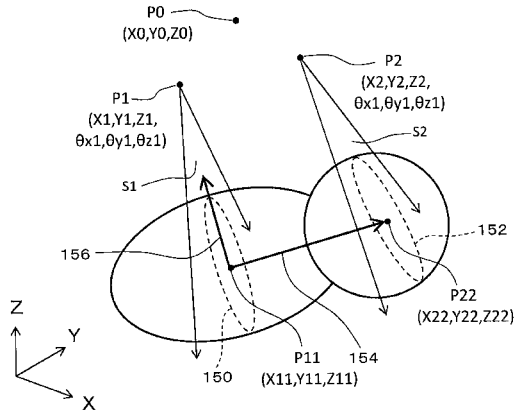
【図5】



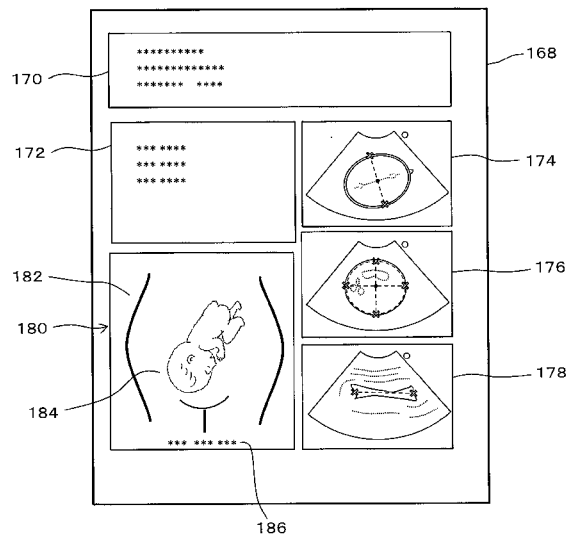
【図7】



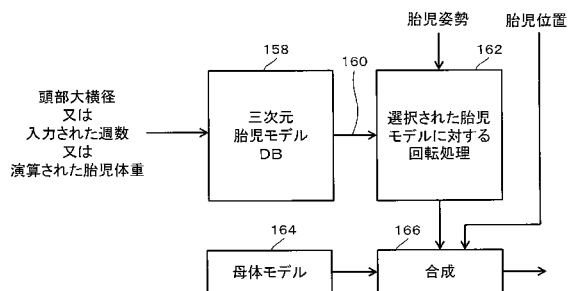
【図8】



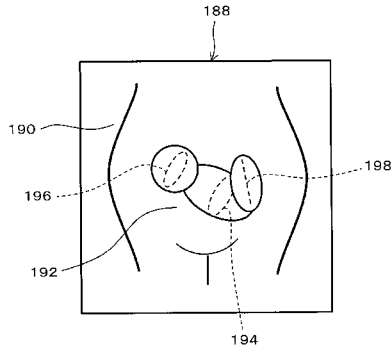
【図10】



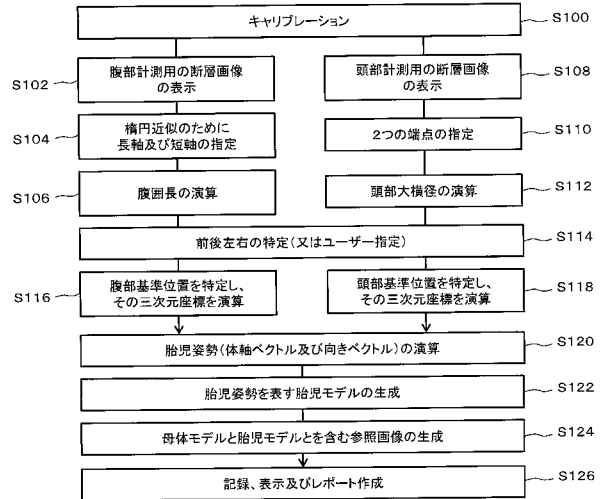
【図9】



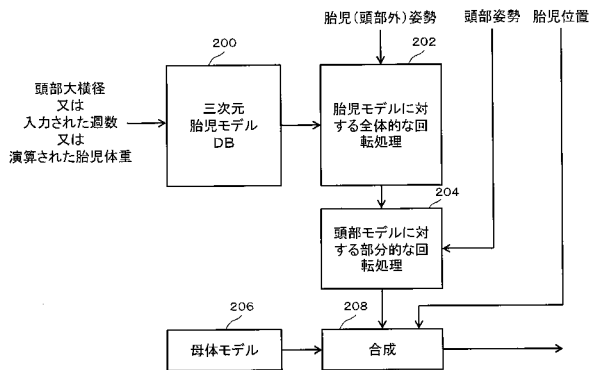
【 図 1 1 】



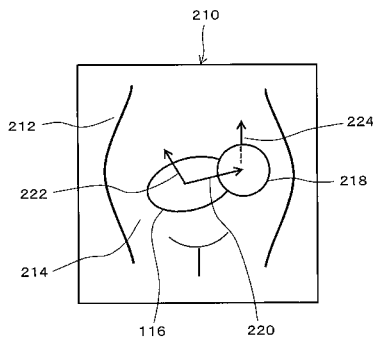
【 図 1 2 】



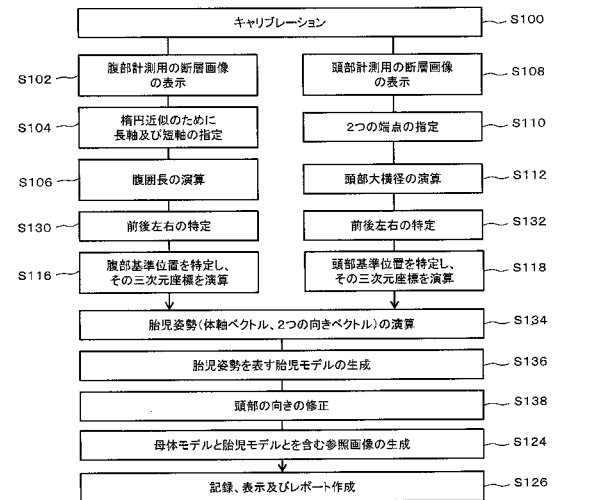
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 木原 泰三

東京都三鷹市牟礼6丁目2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 BB17 DD01 DD09 GA18 GA21 KK30 KK32

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015171476A</a>	公开(公告)日	2015-10-01
申请号	JP2014048701	申请日	2014-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	永瀬優子 穴戸裕哉 村下賢 木原泰三		
发明人	永瀬 優子 穴戸 裕哉 村下 賢 木原 泰三		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB17 4C601/DD01 4C601/DD09 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/KK30 4C601/KK32		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)	(21) 出願番号	特願2014-48701 (P2014-48701)	(71) 出願人	390029791
	(22) 出願日	平成26年3月12日 (2014.3.12)		日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
<p>解决的问题：在超声检查中自动指定胎儿在母亲体内的方向。通过测量胎儿的腹部来指定腹部参考点P11，并且指定指示胎儿面对的方向的方向矢量156。在胎儿的头部的测量中指定头部参考点P22。身体轴矢量154由两个参考点指定。为了生成参考图像，选择根据胎儿的大小的胎儿模型，并且将根据身体轴矢量154和取向矢量156的旋转处理应用于胎儿模型。将旋转处理之后的胎儿模型与母体模型组合，从而生成参考图像。探针设有用于确定母体与扫描表面之间的位置关系的传感器单元。[选择图]图8</p>	(74) 代理人	110001210 特許業務法人YK1国際特許事務所	(72) 発明者	永瀬 優子 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
	(72) 発明者	穴戸 裕哉 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内	(72) 発明者	村下 賢 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
	(72) 発明者	村下 賢 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内	(72) 発明者	木原 泰三 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
	(72) 発明者	永瀬 優子 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内	(72) 発明者	穴戸 裕哉 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内
				最終頁に続く