

(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2018-157981

(P2018-157981A)

(43) 公開日 平成30年10月11日(2018.10.11)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)
A 6 1 B	8/14	(2006.01)	A 6 1 B	8/14		4 C 6 0 1
G 0 6 T	7/00	(2017.01)	G 0 6 T	7/00	3 0 0 D	5 B 0 5 7
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 0 D	5 L 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2017-57118 (P2017-57118)
 (22) 出願日 平成29年3月23日 (2017. 3. 23)

(71) 出願人 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 前田 俊徳
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内
 (72) 発明者 井上 健太
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内
 (72) 発明者 井上 信康
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
 式会社日立製作所内

最終頁に続く

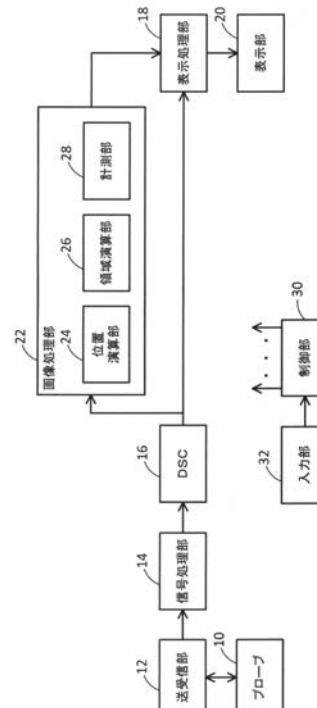
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】胎児の環状部位の位置及び領域をより正確に検出する。

【解決手段】位置演算部 2 4 は、母体内の胎児に対して超音波を送受波することで得られた断層画像に対してテンプレートマッチングを適用することで、胎児の環状部位（例えば頭部や腹部）の位置の候補を演算する。領域演算部 2 6 は、その演算された位置の候補を用いて断層画像を座標変換し、座標変換後の画像に基づいて環状部位の領域を演算する。

【選択図】図 1



【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することで得られた断層画像に対してテンプレートマッチングを適用することで、前記胎児の環状部位の位置の候補を演算する位置演算手段と、

前記演算された位置の候補を用いて前記断層画像を座標変換し、座標変換後の画像に基づいて前記環状部位の領域を演算する領域演算手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

10

前記位置演算手段は、前記断層画像に対してフィルタを適用することで、前記環状部位のエッジ部分が強調されたエッジ強調画像を生成し、前記エッジ強調画像に対して前記テンプレートマッチングを適用することで、前記環状部位の位置の候補を演算する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記位置演算手段は、前記テンプレートマッチングによって、前記環状部位の中心位置の候補を演算し、

前記領域演算手段は、

前記中心位置の候補を極座標系の原点として用いて前記断層画像を極座標変換する変換手段と、

20

前記極座標変換後の画像から経路を探索する探索手段と、

前記経路を逆変換する逆変換手段と、

逆変換後の経路に対応する楕円を、前記環状部位の領域に対応する楕円として演算する楕円演算手段と、

を含む、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記位置演算手段は、円環状のテンプレートを用いて前記テンプレートマッチングを行う、

30

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記テンプレートは、前記胎児の妊娠日数に基づく大きさを有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記位置演算手段は、円環の一部が欠けた形状を有するテンプレートを用いて前記テンプレートマッチングを行う、

40

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記テンプレートにおいて、前記円環の一部が欠けた部分は、前記環状部位において輝度が他の部分よりも低くなる部分に対応する部分である、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断装置において、

前記円環の一部が欠けた部分は、前記環状部位に対して超音波が平行に送受波される部分を含む領域に対応する部分である、

50

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 3 から請求項 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記位置演算手段は、

前記極座標変換後の画像に対して、極座標系の偏角方向の特定領域において動径方向に延在するマスクを設定するマスク設定手段を更に有し、

前記探索手段は、前記マスクが設定された部分の経路を探索せずに推定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波診断装置において、

10

前記マスク設定手段は、前記環状部位に対して超音波が平行に送受波される部分を含む領域を前記特定領域として前記マスクを設定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 9 又は請求項 10 に記載の超音波診断装置において、

前記マスク設定手段は、超音波プローブの種類に応じたマスクを前記極座標変換後の画像に対して設定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

請求項 9 から請求項 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

20

前記マスク設定手段は、前記極座標変換後の画像に対して、前記環状部位の中心位置の候補に対応する部分に更にマスクを設定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 3 から請求項 12 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記楕円演算手段によって演算された前記楕円の中心を前記楕円の一方軸方向に移動させながら、かつ、前記楕円の他方軸方向に延びる参照エリアを移動後の中心で回転させながら、前記一方軸方向の各位置及び各回転角度において、前記参照エリア内の評価値を演算し、前記評価値を用いて、前記環状部位に対する前記楕円の角度を補正する角度補正手段を更に含む、

30

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の超音波診断装置において、

前記角度補正手段は、前記各位置及び前記各回転角度において得られた前記評価値と前記評価値の分散とに基づいて、前記楕円の角度を補正する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】

請求項 14 に記載の超音波診断装置において、

前記角度補正手段は、前記一方軸方向に前記楕円の中心を移動させ、その移動先の位置にて、前記参照エリアを回転させ、前記各回転角度における前記参照エリア内の輝度値の総和を前記評価値として演算し、前記一方軸方向の位置毎に、前記各回転角度における前記参照エリア内の前記輝度値の総和を演算し、前記一方軸方向の位置毎に、前記各回転角度における前記輝度値の総和の分散を演算し、分散が最も大きい前記一方軸方向の位置を決定し、その位置において最も輝度値の総和が大きい回転角度を決定し、その回転角度に前記楕円の角度を補正する、

40

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 16】

請求項 15 に記載の超音波診断装置において、

前記角度補正手段は、前記一方軸方向の各位置における分散が予め定められた閾値以下となる場合、前記楕円の中心を移動させなかった場合に輝度値の総和が最も大きくなる回

50

転角度に前記楕円の角度を補正する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 17】

請求項 13 に記載の超音波診断装置において、
前記環状部位は前記胎児の頭部であり、
前記一方軸方向は前記楕円の短軸方向であり、
前記他方軸方向は前記楕円の長軸方向であり、
前記角度補正手段は、前記評価値に基づいて、前記胎児の頭部の正中線が延在する方向
を演算することで、前記楕円の角度を補正する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 18】

コンピュータを、
母体内の胎児に対して超音波を送受波することで得られた断層画像に対してテンプレ
ートマッチングを適用することで、前記胎児の環状部位の位置の候補を演算する位置演算手
段、
前記演算された位置の候補を用いて前記断層画像を座標変換し、座標変換後の画像に基
づいて前記環状部位の領域を演算する領域演算手段、
として機能させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、胎児の計測に関する技術である。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を用いて胎児の頭部や腹部等が計測される場合がある。その計測におい
ては、計測精度を高めるために、計測対象の部位（例えば頭部や腹部）の位置や領域を正
確に検出することが望ましい。

【0003】

胎児頭部の計測においては、断層画像を極座標変換し、極座標変換後の画像に対して動
的計画法を適用することで胎児頭部に近似する楕円を演算し、その楕円を用いて計測を行
う場合がある（例えば特許文献 1）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】国際公開第 2016 / 190256 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記のように極座標変換を行って胎児頭部に近似する楕円を演算する場合、通常、胎児
頭部の中心位置に近い位置にその極座標系の原点を設定するほど、胎児頭部に対する楕円
の近似精度が高くなる。しかし、ユーザが極座標系の原点を指定したり、予め定められた
位置（例えば画像全体の中心位置）に極座標系の原点が設定されたりする場合があり、そ
の場合、極座標系の原点は、胎児頭部の中心位置又はそこに近い位置に設定されるとは限
らない。この場合、楕円近似の精度が低下し、つまり、胎児頭部の領域の検出精度が低下
し、その結果、胎児頭部の計測精度が低下する。このことは、胎児腹部を計測する場合に
についても言えることであり、胎児腹部の計測精度を高めるために、胎児腹部の位置及び領
域を正確に検出することが望ましい。

40

【0006】

本発明の目的は、胎児の環状部位の位置及び領域をより正確に検出することにある。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 0 7 】

本発明は、母体内の胎児に対して超音波を送受波することで得られた断層画像に対してテンプレートマッチングを適用することで、前記胎児の環状部位の位置の候補を演算する位置演算手段と、前記演算された位置の候補を用いて前記断層画像を座標変換し、座標変換後の画像に基づいて前記環状部位の領域を演算する領域演算手段と、を含むことを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 8 】

上記の構成によれば、テンプレートマッチングを適用することで環状部位の位置をより正確に演算することが可能となり、その演算された位置の候補を用いて断層画像を座標変換することで、環状部位の領域をより正確に演算することが可能となる。このように、テンプレートマッチングは、環状部位の領域を演算する上で行われる座標変換の前処理として実行される。環状部位は、エッジ部分を有する部位であり、例えば胎児頭部や腹部である。

10

【 0 0 0 9 】

前記位置演算手段は、前記断層画像に対してフィルタを適用することで、前記環状部位のエッジ部分が強調されたエッジ強調画像を生成し、前記エッジ強調画像に対して前記テンプレートマッチングを適用することで、前記環状部位の位置の候補を演算してもよい。

【 0 0 1 0 】

上記の構成によれば、テンプレートマッチングの精度が向上し、その結果、環状部位の位置により近い位置の候補が演算される。

20

【 0 0 1 1 】

前記位置演算手段は、前記テンプレートマッチングによって、前記環状部位の中心位置の候補を演算し、前記領域演算手段は、前記中心位置の候補を極座標系の原点として用いて前記断層画像を極座標変換する変換手段と、前記極座標変換後の画像から経路を探索する探索手段と、前記経路を逆変換する逆変換手段と、逆変換後の経路に対応する楕円を、前記環状部位の領域に対応する楕円として演算する楕円演算手段と、を含んでもよい。

【 0 0 1 2 】

上記の構成によれば、テンプレートマッチングを適用することで、環状部位の中心位置により近い位置を、環状部位の領域に対応する楕円を演算する上で行われる極座標変換の原点として用いることが可能となる。これにより、環状部位の領域により近い楕円が得られる。

30

【 0 0 1 3 】

前記位置演算手段は、円環状のテンプレートを用いて前記テンプレートマッチングを行ってもよい。

【 0 0 1 4 】

円環状のテンプレートは、例えば方向性を有さないテンプレートである。例えば、胎児の環状部位の向きが特定されていない段階では、方向性を有さない円環状のテンプレートを用いることで、方向性を有するテンプレート（例えば楕円状のテンプレート）を用いる場合と比べて、より正確に環状部位の位置を演算し得る。

【 0 0 1 5 】

前記テンプレートは、前記胎児の妊娠日数に基づく大きさを有する。

40

【 0 0 1 6 】

前記位置演算手段は、円環の一部が欠けた形状を有するテンプレートを用いて前記テンプレートマッチングを行ってもよい。

【 0 0 1 7 】

前記テンプレートにおいて、前記円環の一部が欠けた部分は、前記環状部位において輝度が他の部分よりも低くなる部分に対応する部分である。

【 0 0 1 8 】

上記の構成によれば、輝度が他の部分よりも低くなる部分は、ノイズの影響を受け易い部分であると想定される。そのため、そのような部分を除いてテンプレートマッチングを

50

行うことで、ノイズの影響を軽減することが可能となる。

【0019】

前記円環の一部が欠けた部分は、前記環状部位に対して超音波が平行に送受波される部分を含む領域に対応する部分である。

【0020】

前記位置演算手段は、前記極座標変換後の画像に対して、極座標系の偏角方向の特定領域において動径方向に延在するマスクを設定するマスク設定手段を更に有し、前記探索手段は、前記マスクが設定された部分の経路を探索せずに推定してもよい。

【0021】

前記マスク設定手段は、前記環状部位に対して超音波が平行に送受波される部分を含む領域を前記特定領域として前記マスクを設定してもよい。

10

【0022】

上記の特定領域は、例えば、環状部位において輝度が他の部分よりも低くなる部分を含む領域である。そのような特定領域に対してマスクを設定して、その特定領域を経路探索領域から除外することで、経路探索の精度が向上する。

【0023】

前記マスク設定手段は、超音波プローブの種類に応じたマスクを前記極座標変換後の画像に対して設定してもよい。

【0024】

前記マスク設定手段は、前記極座標変換後の画像に対して、前記環状部位の中心位置の候補に対応する部分に更にマスクを設定してもよい。

20

【0025】

前記楕円演算手段によって演算された前記楕円の中心を前記楕円の一方軸方向に移動させながら、かつ、前記楕円の他方軸方向に延びる参照エリアを移動後の中心で回転させながら、前記一方軸方向の各位置及び各回転角度において、前記参照エリア内の評価値を演算し、前記評価値を用いて、前記環状部位に対する前記楕円の角度を補正する角度補正手段を更に含んでもよい。

【0026】

上記の構成によれば、楕円の角度が補正されて環状部位の向きにより近い向きを有する楕円が得られるため、胎児計測の精度が向上する。

30

【0027】

前記角度補正手段は、前記各位置及び前記各回転角度において得られた前記評価値と前記評価値の分散とに基づいて、前記楕円の角度を補正してもよい。

【0028】

前記角度補正手段は、前記一方軸方向に前記楕円の中心を移動させ、その移動先の位置にて、前記参照エリアを回転させ、前記各回転角度における前記参照エリア内の輝度値の総和を前記評価値として演算し、前記一方軸方向の位置毎に、前記各回転角度における前記参照エリア内の前記輝度値の総和を演算し、前記一方軸方向の位置毎に、前記各回転角度における前記輝度値の総和の分散を演算し、分散が最も大きい前記一方軸方向の位置を決定し、その位置において最も輝度値の総和が大きい回転角度を決定し、その回転角度に前記楕円の角度を補正してもよい。

40

【0029】

前記角度補正手段は、前記一方軸方向の各位置における分散が予め定められた閾値以下となる場合、前記楕円の中心を移動させなかった場合に輝度値の総和が最も大きくなる回転角度に前記楕円の角度を補正してもよい。

【0030】

前記環状部位は前記胎児の頭部であり、前記一方軸方向は前記楕円の短軸方向であり、前記他方軸方向は前記楕円の長軸方向であり、前記角度補正手段は、前記評価値に基づいて、前記胎児の頭部の正中線が延在する方向を演算することで、前記楕円の角度を補正してもよい。

50

【 0 0 3 1 】

また、本発明は、コンピュータを、母体内の胎児に対して超音波を送受波することで得られた断層画像に対してテンプレートマッチングを適用することで、前記胎児の環状部位の位置の候補を演算する位置演算手段、前記演算された位置の候補を用いて前記断層画像を座標変換し、座標変換後の画像に基づいて前記環状部位の領域を演算する領域演算手段、として機能させるプログラムである。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 2 】

本発明によれば、胎児の環状部位の位置及び領域をより正確に検出することが可能となる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 3 】

【 図 1 】 第 1 実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【 図 2 】 位置演算部を示すブロック図である。

【 図 3 】 領域演算部を示すブロック図である。

【 図 4 】 B モード断層画像を示す図である。

【 図 5 】 テンプレートを示す図である。

【 図 6 】 エッジ強調画像を示す図である。

【 図 7 】 極座標変換によって生成された展開画像を示す図である。

【 図 8 】 マスクが適用された展開画像を示す図である。

20

【 図 9 】 マスクが適用された展開画像を示す図である。

【 図 1 0 】 経路探索処理を説明するための画像を示す図である。

【 図 1 1 】 探索マップを示す図である。

【 図 1 2 】 経路探索処理を説明するための画像を示す図である。

【 図 1 3 】 逆変換によって生成された経路線を示す図である。

【 図 1 4 】 楕円を示す図である。

【 図 1 5 】 B モード断層画像の一部と楕円の軸を示す図である。

【 図 1 6 】 B モード断層画像の一部と楕円の軸を示す図である。

【 図 1 7 】 変形例 1 に係る展開画像を示す図である。

【 図 1 8 】 変形例 2 に係る B モード断層画像を示す図である。

30

【 図 1 9 】 第 2 実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【 図 2 0 】 胎児頭部の正中線と胎児頭部に近似する楕円の一例を示す図である。

【 図 2 1 】 胎児頭部の正中線と胎児頭部に近似する楕円の一例を示す図である。

【 図 2 2 】 胎児頭部の正中線と胎児頭部に近似する楕円の一例を示す図である。

【 図 2 3 】 輝度値総和の分散の分布を示す図である。

【 図 2 4 】 輝度値総和の分布を示す図である。

【 図 2 5 】 第 3 実施形態に係るテンプレートを示す図である。

【 図 2 6 】 第 3 実施形態に係るエッジ強調画像を示す図である。

【 図 2 7 】 第 3 実施形態に係るマスクが提供された展開画像を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

40

【 0 0 3 4 】

< 第 1 実施形態 >

以下、図 1 を参照して、本発明の第 1 実施形態に係る超音波診断装置について説明する。図 1 には、第 1 実施形態に係る超音波診断装置が示されている。図 1 は、その全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は医療分野において用いられ、超音波の送受波により生体内の組織の画像を形成する機能を備えている。一例として、画像化の対象となる組織は胎児である。もちろん、他の組織が画像化されてもよい。

【 0 0 3 5 】

プローブ 1 0 は超音波を送受波する送受波器である。プローブ 1 0 は、例えば 1 D アレイ振動子を有している。1 D アレイ振動子は、複数の振動素子が一次元的に配列されて形

50

成されたものである。１Ｄアレイ振動子によって超音波ビームが形成され、それが繰り返し電子走査される。これにより、電子走査毎に生体内に走査面が形成される。走査面は、二次元エコーデータ取込空間に相当する。プローブ１０は、１Ｄアレイ振動子の替りに、複数の振動素子が二次元的に配列されて形成された２Ｄアレイ振動子を有していてもよい。２Ｄアレイ振動子によって超音波ビームが形成され、それが繰り返し電子走査されると、電子走査毎に二次元エコーデータ取込空間としての走査面が形成され、超音波ビームが二次元的に走査されると、三次元エコーデータ取込空間としての三次元空間が形成される。走査方式として、セクタ走査、リニア走査、コンベックス走査等が用いられる。胎児の超音波診断を行う場合には、プローブ１０が母体の腹部表面上に当接され、その状態において超音波の送受波が行われる。

10

【００３６】

送受信部１２は、送信ビームフォーマ及び受信ビームフォーマとして機能する。送信時において、送受信部１２は、プローブ１０に含まれる複数の振動素子に対して一定の遅延関係をもった複数の送信信号を供給する。これにより、超音波の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プローブ１０により受波され、これによりプローブ１０から送受信部１２へ複数の受信信号が出力される。送受信部１２は、複数の受信信号に対して整相加算処理を適用することで、受信ビームを形成する。そのビームデータが信号処理部１４に出力される。すなわち、送受信部１２は、各振動素子から得られる受信信号に対して、各振動素子に対する遅延処理条件に従って遅延処理を施し、複数の振動素子から得られる複数の受信信号を加算処理することで受信ビームを形成する。遅延処理条件は、受信遅延データ（遅延時間）によって規定される。複数の振動素子に対応する受信遅延データセット（遅延時間のセット）は制御部３０から供給される。なお、超音波の送受波において、送信開口合成等の技術が利用されてもよい。また、送受信部１２は、パラレル受信処理を実行してもよい。

20

【００３７】

送受信部１２の作用により、超音波ビーム（送信ビーム及び受信ビーム）が電子的に走査され、これにより、走査面が形成される。走査面は複数のビームデータに相当し、それらは受信フレームデータ（ＲＦ信号フレームデータ）を構成する。なお、各ビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコーデータにより構成される。超音波ビームの電子走査を繰り返すことにより、時間軸上に並ぶ複数の受信フレームデータが送受信部１２から出力される。それらが受信フレーム列を構成する。

30

【００３８】

なお、送受信部１２の作用により超音波ビームが二次元的に電子走査されると、三次元エコーデータ取込空間が形成され、その三次元エコーデータ取込空間からエコーデータ集合体としてのボリュームデータが取得される。超音波ビームの電子走査を繰り返すことにより、時間軸上に並ぶ複数のボリュームデータが送受信部１２から出力される。それらがボリュームデータ列を構成する。

【００３９】

信号処理部１４は、送受信部１２から出力されるビームデータに対して、検波、対数圧縮等の信号処理を適用するモジュールである。信号処理後のビームデータはメモリに格納されてもよい。もちろん、そのような信号処理が適用されていないビームデータがメモリに格納され、ビームデータの読み出し時に、上記の処理が適用されてもよい。

40

【００４０】

ＤＳＣ（デジタルスキャンコンバータ）１６は、コンバート機能（座標変換機能及び補間処理機能等）を備えたモジュールであり、信号処理部１４から出力された受信フレーム列に基づいて組織表示フレーム列を生成する。個々の組織表示フレーム列はＢモード断層画像のデータである。組織表示フレーム列は、表示処理部１８を介してモニタ等の表示部２０に表示される。これにより、リアルタイムでＢモード断層画像が動画像として表示される。

【００４１】

50

表示処理部 18 は、断層画像等に対して必要なグラフィックデータをオーバーレイ処理し、これにより表示画像を生成する。この画像データは表示部 20 に出力され、表示モードに従った表示態様で 1 又は複数の画像が並べて表示される。

【0042】

表示部 20 は例えば液晶ディスプレイ等の表示デバイスにより構成されている。表示部 20 は複数の表示デバイスにより構成されてもよい。

【0043】

画像処理部 22 は、B モード断層画像（組織表示フレーム）に基づいて胎児の環状部位の位置や領域を検出し、その検出結果に基づいて環状部位を計測する機能を備えている。環状部位は、エッジ部分を有する環状の組織であり、例えば頭部や腹部である。なお、画像処理部 22 は、二次元の走査面から得られた B モード断層画像を対象として処理を行ってもよいし、三次元空間から得られたボリュームデータにおける任意の断面に対応するデータに基づいて生成された二次元の B モード断層画像を対象にして処理を行ってもよい。

10

【0044】

画像処理部 22 は、例えば、位置演算部 24 と領域演算部 26 と計測部 28 とを含む。

【0045】

位置演算部 24 は、B モード断層画像に対してテンプレートマッチングを適用することで、胎児の環状部位（例えば胎児頭部や腹部）の位置の候補を演算する。例えば、位置演算部 24 は、胎児の環状部位の中心位置の候補を演算する。その中心位置の候補は、後述する領域演算部 26 にて用いられる。

20

【0046】

領域演算部 26 は、位置演算部 24 によって演算された中心位置の候補を用いて B モード断層画像を座標変換し、座標変換後の画像に基づいて胎児の環状部位の領域を演算する。領域演算部 26 は、例えば、その環状部位に近似する楕円を演算する。

【0047】

計測部 28 は、領域演算部 26 によって演算された環状部位の領域（例えば、環状部位に近似する楕円）と、B モード断層画像と、を用いて胎児の環状部位を計測する。例えば、胎児の頭部が環状部位として撮影されて胎児の頭部を表わす B モード断層画像が生成されると、計測部 28 は、B モード断層画像に基づいて胎児の頭部を計測する。胎児の腹部が環状部位として撮影されて胎児の腹部を表わす B モード断層画像が生成されると、計測部 28 は、B モード断層画像に基づいて胎児の腹部を計測する。

30

【0048】

制御部 30 は、図 1 に示す各構成の動作制御を行う機能を備えている。制御部 30 は、B モード断層画像上に関心領域（ROI）を設定する関心領域設定部を含んでいてもよい。

【0049】

制御部 30 には入力部 32 が接続されている。入力部 32 は、一例として、トラックボール、キーボード、各種のボタン、各種のツマミ、等の入力デバイスを含む操作パネルにより構成されている。ユーザは入力部 32 を用いて、走査面の位置、断面の位置、関心領域に関する情報、等を指定又は入力することができる。

40

【0050】

上述した超音波診断装置においてプローブ 10 以外の構成は、例えばプロセッサや電子回路等のハードウェア資源を利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、プローブ 10 以外の構成は、例えばコンピュータによって実現されてもよい。つまり、コンピュータが備える CPU やメモリやハードディスク等のハードウェア資源と、CPU 等の動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により、プローブ 10 以外の構成の全部又は一部が実現されてもよい。当該プログラムは、CD や DVD 等の記録媒体を経由して、又は、ネットワーク等の通信経路を経由して、図示しない記憶装置に記憶される。別の例として、プローブ 10 以外の構成は、DSP（Digital Signal Processor）や FPGA（Field Programmable Gate Ar

50

ray)等により実現されてもよい。もちろん、GPU (Graphics Processing Unit)等が用いられてもよい。

【0051】

以下、第1実施形態に係る超音波診断装置について詳しく説明する。第1実施形態では、胎児の環状部位は胎児頭部であり、胎児頭部に対して超音波が送受波されることで、胎児頭部を表わすBモード断層画像が生成されるものとする。

【0052】

以下、図2を参照して位置演算部24について詳しく説明する。図2には、位置演算部24の構成が示されている。位置演算部24は、テンプレート生成部34と、エッジ強調画像生成部36と、マッチング処理部38と、を含む。

10

【0053】

テンプレート生成部34は、マッチング処理部38によるマッチング処理に用いられるテンプレートを生成する。テンプレートは、例えば円環状(リング状)の形状を有する。テンプレート生成部34は、例えば、胎児の妊娠日数GDに基づく大きさ(つまり直径及び幅)を有する円環状のテンプレートを生成する。具体的には、テンプレート生成部34は、妊娠日数GDに基づいて児頭大横径(BPD:Biparietal Diameter)の平均値(統計値)と、そのばらつき(例えば標準偏差SD)と、を演算し、BPD平均値(統計値)を直径として有し、標準偏差SDを幅として有する円環状のテンプレートを生成する。BPD平均値(統計値)と標準偏差SDは、統計的に以下の式によって演算される。

$$\text{BPD平均値(統計値)} = -18.3 + 3.85 \times 10^{-1} \text{GD} + 1.06 \times 10^{-3} \text{GD}^2 - 3.70 \times 10^{-6} \text{GD}^3$$

20

$$\text{SD} = 1.73 + 7.96 \times 10^{-3} \text{GD}$$

【0054】

上記のBPD平均値及び標準偏差SDを求めるための式は、統計的に求められた式であり、例えば、母体の国籍等によって変わり得る。

【0055】

妊娠日数を示す情報は、医師等のユーザによって超音波診断装置に入力されてもよいし、他の装置から超音波診断装置に入力されてもよい。

【0056】

エッジ強調画像生成部36は、Bモード断層画像に対してフィルタを適用することで、環状部位としての胎児頭部のエッジ部分(頭蓋骨に相当する部分)が強調されたエッジ強調画像を生成する。フィルタとしては、例えば、DOGフィルタ(Difference Of Gaussianフィルタ)が用いられる。DOGフィルタを用いることで、互いに異なる「ぼけ」を有する画像の差分が演算され、これにより、周囲に対して高輝度又は低輝度な部分が抽出される。例えば、頭蓋骨のような周囲に対して高輝度な部分を抽出することが可能となる。

30

【0057】

なお、DOGフィルタを適用すると、値として正の値と負の値が得られるが、正の値のみを使用するために、負の値をゼロ(0)にする。また、DOGフィルタを適用すると、Bモード断層画像自体のエッジ部分(画像の縁の部分)も強調されてしまうため、その部分をマスク処理(例えば、輝度値を0にする処理)してもよい。別の例として、Dogフィルタを適用することで得られた値の絶対値を採用してもよいし、得られた値に-1を乗算し、負の値をゼロにしてもよい(つまり、実質的に元の負の値を用いてもよい)。

40

【0058】

エッジ強調画像生成部36は、後述するマッチング処理部38による処理の効率化のために、処理対象のBモード断層画像のサイズを縮小した上でDOGフィルタを適用することで、エッジ強調画像を生成してもよい。

【0059】

具体的には、エッジ強調画像生成部36は、係数が1:4:6:4:1となる5tapのバイノミアルフィルタをBモード断層画像に二次元的に適用し、その適用後の画像に対して、2階ダウンサンプリングした第1画像と、その画像を1段階ダウンサンプリングし

50

た後、１段階アップサンプリングした第２画像を生成し、第１画像と第２画像との差分を演算する。これにより、D o Gフィルタが適用された画像、つまり、エッジ強調画像が生成される。なお、上記の例は一例であり、フィルタの種類や係数、各種サンプリング処理の手順や回数は、上記の例に限定されるものではない。

【 0 0 6 0 】

マッチング処理部 3 8 は、エッジ強調画像生成部 3 6 によって生成されたエッジ強調画像に対して、テンプレート生成部 3 4 によって生成されたテンプレートを用いたマッチング処理を適用することで、胎児頭部の位置の候補、具体的には、胎児頭部（頭蓋骨）の中心位置の候補を演算する。マッチング処理部 3 8 は、エッジ強調画像上においてテンプレートの位置を変えながら、各位置におけるテンプレートと胎児頭部像（頭蓋骨像）との相似度を演算する。マッチング処理部 3 8 は、その相似度が最大となるテンプレートの位置を特定し、その位置におけるテンプレートの中心位置を、胎児頭部（頭蓋骨）の中心位置の候補として特定する。なお、マッチング処理部 3 8 は、エッジ強調画像を用いずに、元々の B モード断層画像に対してテンプレートをマッチングさせることで、胎児頭部の中心位置を演算してもよい。この場合、エッジ強調画像生成部 3 6 は、位置演算部 2 4 に含まれていなくてもよい。

10

【 0 0 6 1 】

以上のようにして、胎児頭部（頭蓋骨）の中心位置の候補が演算される。このようにして演算された中心位置の候補は、領域演算部 2 6 にて行われる座標変換に用いられる。

【 0 0 6 2 】

以下、図 3 を参照して領域演算部 2 6 について詳しく説明する。図 3 には、領域演算部 2 6 の構成が示されている。領域演算部 2 6 は、変換部 4 0、マスク設定部 4 2、探索部 4 4、逆変換部 4 6、楕円演算部 4 8、妥当性判定部 5 0、中心部マスク部 5 2、終了判定部 5 4 及び中心更新部 5 6 を含む。

20

【 0 0 6 3 】

変換部 4 0 は、位置演算部 2 4 によって演算された胎児頭部（頭蓋骨）の中心位置の候補を極座標系の原点として用いて、B モード断層画像を極座標変換する。極座標変換は、その中心位置の候補を原点として、例えば縦軸をその中心位置の候補からの距離（動径 r ）、横軸を角度（偏角 θ ）として座標を変換する処理である。つまり、座標変換後の極座標系は、胎児頭部の中心位置の候補を原点として有する極座標系である。この変換処理によって、B モード断層画像は、中心位置の候補を原点として展開され、これにより、展開画像（極座標系で表された画像）が生成される。第 1 実施形態では、位置演算部 2 4 によって演算された中心位置の候補（テンプレートマッチングによって得られた中心位置の候補）を用いることで、胎児頭部の中心位置により近い位置を用いて極座標変換を行うことが可能となり、後述する経路探索処理及び楕円演算の精度が向上する。以下では、極座標変換後の画像を「展開画像」と称することとする。

30

【 0 0 6 4 】

マスク設定部 4 2 は、展開画像（極座標変換後の画像）に対して、極座標系の偏角 θ 方向の特定領域において動径 r 方向に延在するマスクを設定する。そのマスクが設定された領域は、後述する動的計画法を用いた経路探索処理が行われない領域である。別の例として、マスクが設定された領域内の輝度値が 0（ゼロ）に設定され、動的計画法を用いた探索処理によって、マスクが設定された領域の情報から経路が探索されないようにしてもよい。特定領域は、例えば、胎児頭部（頭蓋骨）に対して超音波ビームが平行に送受波される部分を含む領域である。超音波ビームが平行に送受波される部分の輝度値は、他の部分の輝度値よりも低くなり易く、ノイズが発生し易い。そのノイズの影響によって、後述する経路探索処理にて誤探索が発生する可能性がある。特定領域にマスクを設定することで、ノイズの影響を除去して、誤探索の発生を抑制又は防止することが可能となる。例えば、通常、胎児頭部の前面及び後面に相当する部分にてノイズが発生し易いため、その部分にマスクが設定される。

40

【 0 0 6 5 】

50

探索部 44 は、展開画像（極座標変換後の画像）に対して経路探索処理を適用することで、展開画像から経路を探索する。この経路が、胎児頭部のエッジ部分（頭蓋骨に相当する部分）の候補に相当する。探索部 44 は、例えば、展開画像に対して動的計画法を適用することで経路を探索する。このとき、探索部 44 は、展開画像において、マスクが設定された領域を探索領域から除外し、マスクが設定されていない領域を対象として動的計画法を適用することで経路を探索する。また、探索部 44 は、展開画像においてマスクが設定された領域内の経路（例えば直線状の経路）を推定する。例えば、マスクが設定されていない複数の領域の間にマスクが設定されている領域が存在する場合、探索部 44 は、マスクが設定されていない複数の領域内の複数の経路同士を、マスクが設定されている領域にて推定された直線状の経路によって結ぶことで、展開画像から全体の経路を演算する。

10

【0066】

逆変換部 46 は、探索部 44 によって探索された経路を元の画像空間（座標変換前の画像空間）に逆変換する。

【0067】

楕円演算部 48 は、逆変換部 46 によって得られた逆変換後の経路と、Bモード断層画像とを用いて、胎児頭部を近似した楕円を演算する。これにより、その楕円の中心位置、短軸の長さ、長軸の長さ及び傾きが、近似楕円のパラメータとして得られる。以下、楕円演算部 48 によって演算された楕円（胎児頭部に近似した楕円）を「近似楕円」と称することとする。

【0068】

妥当性判定部 50 は、楕円演算部 48 によって求められた近似楕円の妥当性を判定する。妥当性の判定には、楕円の長軸の長さと短軸の長さとの比が利用される。妥当性判定部 50 は、楕円演算部 48 によって求められた近似楕円の長軸の長さと短軸の長さとの比が、予め定められた許容範囲内に含まれる場合、妥当性があると判定し、その比が許容範囲に含まれない場合、妥当性がないと判定する。なお、楕円の妥当性判定には、楕円の大きさ、位置、角度等の中の少なくとも 1 つが用いられてもよいし、それらの中の複数の組み合わせが用いられてもよい。

20

【0069】

中心部マスク部 52 は、妥当性判定部 50 によって妥当性がないと判定された場合に、展開画像に対し、原点から予め定められた範囲内にマスクを設定する。探索部 44 は、そのマスクが設定された展開画像を対象として再度探索を行う。胎児頭部が表された Bモード断層画像には、正中線と呼ばれる高輝度領域が存在し、経路探索処理にて、その高輝度領域が経路として誤探索される可能性がある。つまり、経路探索処理では、胎児の頭蓋骨に相当する経路を探索することを目的としているところ、正中線を通る経路を誤探索する可能性がある。正中線は、Bモード断層画像の中心部分に表されていると想定されるため、その中心部分に対応する範囲にマスクを設定して経路探索処理からその範囲を除外することで、正中線の影響に起因する誤探索を抑制又は防止することが可能となる。なお、中心部マスク部 52 が設けられずに、マスク設定部 42 が、展開画像において原点から予め定められた範囲内にマスクを設定してもよい。この場合、マスク設定部 42 は、妥当性判定部 50 による判定結果によらずに、マスクを設定してもよい。

30

40

【0070】

終了判定部 54 は、領域演算部 26 の各部の処理の終了を判定する。例えば、変換部 40 から中心更新部 56 までの一連の処理が予め定められた回数（例えば 3 回）行われた場合、終了判定部 54 は、処理が終了したと判定する。予め定められた回数の処理が実行されていない場合、変換部 40 から中心更新部 56 までの一連の処理が実行される。また、楕円演算部 48 によって求められた近似楕円の位置、大きさ、角度等のパラメータの変動が小さくなった場合（例えば、予め定められた許容範囲内に含まれる場合）、終了判定部 54 は、処理が終了したと判定してもよい。

【0071】

上記の処理をまとめると以下ようになる。変換部 40 から妥当性判定部 50 までの処

50

理が実行され、妥当性判定部 50 によって妥当性があると判定された場合、終了判定部 54 による判定が行われる。妥当性判定部 50 によって妥当性がないと判定された場合、中心部マスク部 52 による処理を経て、探索部 44 から楕円演算部 48 までの処理が実行され、妥当性判定部 50 の処理を飛ばして、終了判定部 54 による判定が行われる。上記一連の処理が予め定められた回数実行されていない場合、中心更新部 56 による処理が行われる。上記の一連の処理を 1 セットとして、そのセットを予め定められた回数実行する。

【0072】

中心更新部 56 は、終了判定部 54 によって終了判定がなされなかった場合、楕円演算部 48 によって求められた近似楕円の中心位置を、変換部 40 による極座標変換における極座標系の新たな原点として更新する。以降、変換部 40 から終了判定部 54 までの一連の処理が実行される。このとき、変換部 40 は、楕円演算部 48 によって求められた近似楕円の中心位置（更新された中心位置）を極座標系の新たな原点として用いて、B モード断層画像を極座標変換する。これにより、胎児頭部の中心位置により近い位置を用いて極座標変換を行うことが可能となり、経路探索処理及び楕円演算の精度が向上する。

【0073】

終了判定部 54 によって終了判定がなされた場合、計測部 28 は、その終了判定の時点で得られた近似楕円と B モード断層画像とを用いて、胎児頭部を計測する。

【0074】

以下、図 4 を参照して、第 1 実施形態に係る超音波診断装置によって生成された B モード断層画像について詳しく説明する。図 4 には、その B モード断層画像が示されている。B モード断層画像 58 には、胎児頭部像 60 が表されている。例えば、胎児頭部が B モード断層画像に表されるように、プローブ 10 の位置や角度等がユーザによって調整される。図 4 において、ハッチングが施された領域は高輝度（エコー）領域を示している。測定に適した B モード断層画像 58 では、超音波ビームが反射し易い像の上部 62、下部 64 及び正中線 66 が描出され易く、それらの部分の輝度が高くなり易い。それら以外の組織 68 においても輝度が高くなる場合がある。一方、超音波ビームが反射し難い像の側面 70、72（通常の超音波診断では、胎児頭部の前面及び後面に相当する面）（例えば、超音波ビームが平行に送受波される部分を含む領域）は描出され難く、それらの部分の輝度は低くなり易い。計測部 28 は、このような B モード断層画像 58 から、例えば、正中線 66 に直交方向の長さに対応する児頭大横径（BPD：Biparietal Diameter）、児頭前後径（OFD：Occipital-Frontal Diameter）、児頭周囲長（HC：Head Circumference）、等を計測することができる。もちろん、これら以外のパラメータが計測されてもよい。

【0075】

以下、図 5 を参照して、テンプレート生成部 34 によって生成されるテンプレートについて詳しく説明する。図 5 には、テンプレートの一例が示されている。

【0076】

テンプレート 74 は、テンプレート生成部 34 によって生成された円環状の形状を有するテンプレート（ドーナツ型のテンプレート）である。テンプレート 74 の形状は、胎児頭部（頭蓋骨）を仮定した形状であり、円環の内部 76 は、頭蓋骨の内部を仮定した領域である。頭蓋骨は円に近い楕円の形状を有していると仮定できるため、テンプレートマッチングでは、全体形状が円形のテンプレート 74 が用いられる。テンプレートマッチングを行う段階においては、胎児頭部の向き（回転角度）が判明していない。それ故、楕円のような方向性を持ったテンプレートを用いるよりも、方向性を有さない円形のテンプレート 74 を用いた方が、胎児頭部の中心位置の検出精度が向上し得る。

【0077】

例えば、テンプレート 74 の中心位置 O からテンプレート 74 の環状部分の中心位置までの長さが、テンプレート 74 の半径に相当し、その半径の 2 倍の長さがテンプレート 74 の直径 A に相当する。直径 A は、妊娠日数を用いて演算された BPD 平均値（統計値）である。テンプレート 74 の幅 B、つまり、環状部分の幅 B は、妊娠日数を用いて演算さ

10

20

30

40

50

れた B P D 平均値の標準偏差 S D である。このように、テンプレート 7 4 は、妊娠日数から推定された大きさが反映されたテンプレートである。このような特徴を有するテンプレート 7 4 は、実際の頭蓋骨の大きさや形状を反映したテンプレートであるため、テンプレート 7 4 を用いてテンプレートマッチングを行うことで、頭蓋骨の中心位置により近い位置がその中心位置の候補として検出され易くなる。

【 0 0 7 8 】

以下、図 6 を参照して、マッチング処理部 3 8 によるマッチング処理について詳しく説明する。図 6 には、エッジ強調画像の一例が示されている。

【 0 0 7 9 】

エッジ強調画像 7 8 はエッジ強調画像生成部 3 6 によって生成された画像である。つまり、エッジ強調画像 7 8 は、図 4 に示されている B モード断層画像 5 8 に対して D o G フィルタを適用することで生成された画像である。エッジ強調画像 7 8 においては、胎児の頭蓋骨に相当する部分等が強調されている。

【 0 0 8 0 】

マッチング処理部 3 8 は、このエッジ強調画像 7 8 に対して、テンプレート 7 4 を用いたマッチング処理を適用することで、胎児頭部（頭蓋骨）の中心位置の候補を演算する。具体的には、マッチング処理部 3 8 は、エッジ強調画像 7 8 上で、矢印 8 0 で示すように、テンプレート 7 4 の位置を変えながら、各位置におけるテンプレート 7 4 と胎児頭部像（頭蓋骨像）との相似度を演算する。これにより、相似度の二次元マップ（相似度マップ）が生成される。相似度は、以下に示す式（ 1 ）によって演算される。

【 数 1 】

$$\text{相似度}(i,j)=\sum I(i+x,j+y)\times T(x,y)\cdots(1)$$

【 0 0 8 1 】

ここで、 $I(i,j)$ は、エッジ強調画像 7 8（D o G 画像）の輝度（0 ~ 2 5 5）である。 $T(x,y)$ は、テンプレート 7 4 の輝度（0 又は 1）である。

【 0 0 8 2 】

マッチング処理部 3 8 は、上記の相似度マップに対してフィルタ処理を適用してもよい。例えば、2 種類のフィルタが用いられる。第 1 フィルタは、例えば、（5 × 5）、 $\sigma = 2.0$ のガウシアンフィルタであり、第 2 フィルタは、例えば、画像の横 × 縦サイズの半分の大きさを有するガウシアンフィルタである。第 1 フィルタは、局所的な高輝度値を取り除き、周辺領域も高輝度値を有する領域から候補が検出されるように、周辺領域を平滑化するためのフィルタである。第 2 フィルタは、B モード断層画像の特性として観察対象が B モード断層画像の中心に近い位置に配置されていると仮定した場合に、B モード断層画像の端部から候補が検出され難いように、B モード断層画像の中心部分に若干の重み付けを行うフィルタである。もちろん、これらのフィルタが適用されなくてもよい。

【 0 0 8 3 】

マッチング処理部 3 8 は、上記の相似度マップにおいて、相似度が最大となる位置を、胎児頭部（頭蓋骨）の中心位置の候補として検出する。この中心位置の候補が、後述する極座標変換にて用いられる。

【 0 0 8 4 】

以下、図 7 から図 1 5 を参照して、領域演算部 2 6 による処理について詳しく説明する。

【 0 0 8 5 】

図 7 には、極座標変換によって生成された展開画像の一例が示されている。展開画像 8 2 は、変換部 4 0 による極座標変換によって生成された画像である。具体的には、展開画像 8 2 は、マッチング処理部 3 8 によって得られた胎児頭部（頭蓋骨）の中心位置の候補を用いて、図 4 に示されている B モード断層画像 5 8 を極座標変換することで生成された画像である。横軸は、極座標系の角度 θ （偏角 θ ）を示しており、縦軸は、極座標系の距離

r (動径 r) を示している。展開画像 8 2 の原点 ($\theta = 0$ 、 $r = 0$) は、マッチング処理部 3 8 によって得られた胎児頭部 (頭蓋骨) の中心位置の候補に対応する位置である。展開画像 8 2 中の像 8 4 は、B モード断層画像 5 8 に表された上部 6 2、下部 6 4 及び正中線 6 6 に対応する像であり、像 8 6 は、B モード断層画像 5 8 に表された組織 6 8 に対応する像である。

【0086】

図 8 には、マスクが適用された展開画像の一例が示されている。展開画像 8 2 には、マスク設定部 4 2 によってマスク 8 8 が設定されている。例えば、展開画像 8 2 において、角度 θ が 90° の位置と -90° の位置に、角度 θ 方向へ $\pm 45^\circ$ の幅を持ったマスク 8 8 が設定されている。もちろん、その角度の幅は一例に過ぎず、他の値が用いられてもよいし、ユーザによってその幅を変更できるようにしてもよい。マスク 8 8 は、距離 $r = 0$ の位置から距離 r 方向に延在する形状を有している。角度 θ が $\pm 90^\circ$ の位置は、通常、胎児頭部の前面及び後面に対応する位置であり、その部分には超音波ビームが平行に送受波され易いため、その部分が描出され難い。その部分が経路探索の対象領域に含まれていると、経路探索処理にて誤探索が発生する可能性がある。また、頭蓋骨が描出され難い部分の付近に、輝度が高い他の組織が描出されていると、経路探索処理にて誤探索が発生する可能性がある。これに対処するために、頭蓋骨が描出され難い部分 (角度 θ が $\pm 90^\circ$ の位置) に、角度 θ 方向に幅を持ったマスク 8 8 を設定する。これにより、その部分が経路探索の領域から除外されるので、誤探索の発生を抑制又は防止することができる。例えば、角度 θ が $\pm 90^\circ$ の付近に、図 7 に示されている像 8 6 が存在すると、その像 8 6 の部分が経路として抽出され、頭蓋骨以外の部分が経路として抽出される可能性がある。マスクを設定することで、そのような誤探索を防止できる。

【0087】

以下、探索部 4 4 による経路探索処理について詳しく説明する。図 9 には、展開画像 8 2 が示されている。探索部 4 4 は、展開画像 8 2 から経路上の輝度値の総和が最大となるような経路を探索する。輝度値の総和が最大となるような経路の探索にはどのような手法を用いてもよいが、探索部 4 4 は、一例として動的計画法を用いて経路を探索する。このとき、探索部 4 4 は、マスク 8 8 が設定されている領域を経路探索領域から除外して経路を探索する。図 9 において実線で表示された経路 9 0 が、動的計画法を適用することで探索された経路である。経路 9 0 は像 8 4 に沿っている。また、探索部 4 4 は、マスク 8 8 が設定されている領域における経路 9 2 を推定する。探索部 4 4 は、例えば、動的計画法によって探索された複数の経路 9 0 の端部同士を、直線状の経路 9 2 (破線で示す経路) によって結ぶことで、全体の経路を演算する。経路 9 2 は、マスク 8 8 が設定された領域内の直線状の経路である。なお、探索された経路が元の画像空間 (座標変換前の画像空間) において閉曲線となるように、探索部 4 4 は、展開画像 8 2 の左右端部において r 座標が近接するような経路を探索してもよい。

【0088】

以下、図 10 から図 12 を参照して、動的計画法について説明する。図 10、12 には、経路探索処理を説明するための画像が示されている。図 11 には、探索マップの一例が示されている。

【0089】

まず、図 10 に示すように、探索部 4 4 は、注目画素 9 4 の左側に配置された 3 個の画素 9 6 の中で、最大の輝度値を有する画素のその輝度値を注目画素 9 4 に加算する。探索部 4 4 は、この工程を画像の上端から下端に向けて行い、次に、画像の左端から右端に向けて行うことで、二次元の探索マップを生成する。探索マップにおいて、輝度が高い部分ほど輝度値の総和が大きい領域に対応している。

【0090】

図 11 には、上記のようにして得られた探索マップの一例が示されている。探索部 4 4 は、探索マップの右端から最大輝度の画素 9 8 を検出する。

【0091】

10

20

30

40

50

次に、図 12 に示すように、探索部 44 は、現在の画素 100（上記の画素 98）の左側に配置された 3 個の画素 102 の中で最大の輝度値を有する画素を選択し、この工程を画像の左端まで行う。探索部 44 は、経路が画像の左端に到達した後、探索開始点の r 座標と探索終了点の r 座標とを比較し、その差が大きい場合（例えば差が閾値以上の場合）、探索マップの右端から 2 番目に高い輝度値を有する画素を探索開始点として選択し、再度探索を行う。探索部 44 は、探索開始点と探索終了点との差が予め定められた許容範囲内に含まれるまで、この処理を繰り返す。

【0092】

探索部 44 は、上記の処理によって、輝度値の総和が最大となる経路を探索する。なお、探索部 44 は、輝度値以外のパラメータとして、輝度の勾配情報、エッジ量、エントロピー、尤度、Hog、Saliency Map、L1、L2 ノルム等のパラメータ群の中から選択された少なくとも 1 つのパラメータや、選択された複数のパラメータの組み合わせを用いて、経路を探索してもよい。また、使用されるパラメータによっては、最大化ではなく最小化又は最適化が行われる場合がある。また、探索マップの生成方向は、上述した例とは逆の方向であってもよい。

【0093】

上記のように探索部 44 によって経路が探索されると、逆変換部 46 は、その経路を元の画像空間（座標変換前の画像空間）に逆変換する。図 13 には、逆変換によって生成された経路線 104 が示されている。なお、図 13 には、図 4 に示されている座標変換前の B モード断層画像 58 も示されており、経路線 104 は、その B モード断層画像 58 上に重畳して示されている。

【0094】

逆変換によって経路線 104 が生成されると、楕円演算部 48 は、その経路線 104 と B モード断層画像 58 とを用いて、胎児頭部を近似した楕円（近似楕円）を演算する。以下、この処理について詳しく説明する。まず、楕円演算部 48 は、経路線 104 上の全画素の中で、より高輝度な一定割合の画素（例えば 50 % の画素）を抽出する。この抽出処理は、経路上に存在する画素の中で頭蓋骨上に存在する画素を抽出して使用することで、楕円近似の精度を高めるためである。次に、楕円演算部 48 は、抽出された画素群の中から 5 点以上の候補点を無作為に選択し、これらの候補点群に楕円を当てはめる。楕円の当てはめ方法として、例えば、ハフ変換、最小二乗法、多項式を用いた最適化法、等を用いることができる。図 14 には、候補点群に当てはめられた楕円 106 が示されている。次に、楕円演算部 48 は、その当てはめによって演算された楕円と、抽出された画素群（経路線 104 上の全画素から抽出された画素群）と、の距離を演算し、その距離が予め定められた閾値以内の画素の数（例えば、その距離が 5 画素以内の画素の数）を、楕円上画素数として演算する。楕円演算部 48 は、これらの処理を予め定められた回数（例えば 100 回）行い、楕円上画素数が最大となった楕円を、胎児頭部を近似した楕円（近似楕円）として採用する。これにより、その近似楕円の中心位置、短軸の長さ、長軸の長さ、及び、角度が特定される。

【0095】

妥当性判定部 50 は、上記のようにして楕円演算部 48 によって採用された近似楕円の妥当性を判定する。妥当性判定部 50 は、その近似楕円の長軸の長さと短軸の長さとの比が、予め定められた許容範囲内に含まれる場合、妥当性があると判定し、その比が許容範囲内に含まれない場合、妥当性がないと判定する。妥当性がないと判定された場合、探索部 44 は、再度探索を行う。

【0096】

終了判定部 54 によって、処理が終了したと判定されていない場合、つまり、予め定められた回数の処理が実行されていない場合、中心更新部 56 は、楕円演算部 48 によって採用された近似楕円の中心位置を、変換部 40 による極座標変換における極座標系の新たな原点として更新する。予め定められた回数の処理が実行された場合、例えば、最後の処理で得られた近似楕円を、計測部 28 による計測用の楕円として採用してもよいし、楕円

10

20

30

40

50

の位置、大きさ、角度等のパラメータの変動が最小になった楕円を、計測用の楕円として採用してもよい。

【0097】

以下、図15及び図16を参照して、計測部28による処理について詳しく説明する。図15及び図16には、Bモード断層画像58の一部と楕円の軸が示されている。図15に示すように、上記の処理によって、胎児頭部に近似した楕円（近似楕円）（計測用の楕円）の短軸108と長軸110が求められる。計測部28は、近似楕円の短軸108と、胎児の頭蓋骨像（上部62と下部64）の外側及び内側と、の交点112, 114, 116, 118を検出する。胎児頭部の計測方法として、上部外側と下部内側との間の長さを計測する場合と、上部外側と下部外側との間の長さを計測する場合と、があるためである。例えば勾配を用いることで交点を検出される。勾配の算出として、例えば、差分値やSobelフィルタ、ラプラシアンフィルタ、プリューイットフィルタ等を用いることができる。

10

【0098】

以下、図16を参照して、一例として、Sobelフィルタを用いた場合について説明する。計測部28は、近似楕円（計測用の楕円）の短軸108を延長した直線120上に探索範囲を設定する。その探索範囲は、上部外側の探索範囲122、上部内側の探索範囲124、下部内側の探索範囲126、及び、下部外側の探索範囲128を含む。次に、計測部28は、図16において黒丸にて示す各点での勾配強度を演算し、各探索範囲内において勾配強度が最大となる点を上記の交点として検出する。これにより、探索範囲122内にて交点112が検出され、探索範囲124内にて交点114が検出され、探索範囲126内にて交点116が検出され、探索範囲128内にて交点118が検出される。

20

【0099】

また、計測部28は、複数方向について上記の処理を行うことで、図15に示されている胎児頭部（頭蓋骨）の外周楕円130を演算してもよい。この場合、計測部28は、外周楕円130の周囲長を頭部周囲長HCとして演算し、長軸110の長さを児頭前後径OFDとして演算してもよい。

【0100】

計測部28によって胎児頭部が計測された場合、例えば、表示部20に計測結果が表示される。

30

【0101】

以上のように、第1実施形態においては、胎児頭部（頭蓋骨）の形状に近似するテンプレートをを用いたマッチング処理を行うことで、胎児頭部の中心位置の候補が得られる。その中心位置の候補を用いて極座標変換を行うことで、より正確な中心位置が反映された極座標変換が可能となるので、極座標変換によって生成された展開画像を用いた経路探索処理の精度、つまり、楕円近似の精度が向上する。胎児頭部（頭蓋骨）により近似した楕円が得られるため、その楕円を用いた胎児頭部の計測精度が向上する。このように、第1実施形態では、極座標変換後の画像に対する経路探索処理の精度を高めるために、その経路探索処理を前提とした極座標変換の前処理として、テンプレートマッチングによって胎児頭部の中心位置の候補を演算する。

40

【0102】

（変形例1）

以下、図17を参照して変形例1について説明する。図17には、展開画像の一例が示されている。図17に示されている展開画像82は、図8に示されている展開画像82と同じ画像である。

【0103】

変形例1では、マスク設定部42は、展開画像82にマスクを設定する替わりに、展開画像82に対して重み付け処理を適用する。例えば、展開画像82において、角度 θ が 90° の位置と -90° の位置に、角度 θ 方向へ $\pm 45^\circ$ の幅を持った重み付け領域132が設定されている。重み付け領域132は、距離 $r=0$ の位置から距離 r 方向に延在する

50

形状を有する。重み付け領域 132 内においては、 $\pm 90^\circ$ の位置における重み係数が最も小さく設定されており、 $\pm 90^\circ$ の位置から角度 θ 方向に離れた位置ほど、大きい重み係数が割り当てられている。マスク設定部 42 は、展開画像 82 の各画素の輝度値に重み係数を乗算し、探索部 44 は、その重み係数が乗算された輝度値を用いて経路探索処理を行う。これにより、頭蓋骨が検出され難い部分の輝度値は、経路探索処理にて用いられ難くなるため、その部分のノイズの影響を抑制又は防止することが可能となる。なお、マスク設定部 42 は、展開画像 82 の全体に対して重み付け処理を行ってもよい。この場合も、 $\pm 90^\circ$ の位置における重み係数が最も小さく設定されており、 $\pm 90^\circ$ の位置から角度 θ 方向に離れる位置ほど、大きい重み係数が割り当てられる。

【0104】

(変形例 2)

以下、図 18 を参照して変形例 2 について説明する。図 18 には、B モード断層画像の一例が示されている。図 18 に示されている B モード断層画像 58 は、図 4 に示されている B モード断層画像 58 と同じ画像である。

【0105】

変形例 2 にでは、マスク設定部 42 は、プローブ 10 の種類に応じたマスクを展開画像に設定する。プローブ 10 の種類によって超音波ビームの送受波方向が変わるため、マスク設定部 42 は、その送受波方向に応じたマスクを展開画像に設定する。マスク設定部 42 は、例えば、位置演算部 24 によって演算された楕円中心位置の候補を基準位置として、矢印 134 で示す超音波ビームの送受波方向に直交する方向を含み、予め定められた幅を有する領域 136 に、マスクを設定する。実際には、極座標変換によって生成された展開画像において、その領域 136 に対応する領域にマスクが設定される。そのような領域 136 においては、胎児の頭蓋骨に対して超音波ビームが平行に送受波され易いため、頭蓋骨が描出され難い。この領域 136 にマスクを設定することで、その領域 136 におけるノイズに起因する経路の誤探索を抑制又は防止することが可能となる。プローブ 10 の種類によって領域 136 の位置及び大きさが変わるため、マスク設定部 42 は、プローブ 10 の種類に応じて領域 136 の位置及び大きさを変える。

【0106】

例えば、各プローブ 10 の種類に対応する領域 136 の位置及び大きさを示すマスク情報が、超音波診断装置に予め記録されている。プローブ 10 が超音波診断装置本体に接続されると、マスク設定部 42 は、プローブ 10 からプローブの種類を示す情報を取得し、その種類に関連付けられたマスク情報を取得し、マスク情報に従って展開画像にマスクを設定する。

【0107】

< 第 2 実施形態 >

以下、図 19 を参照して、本発明の第 2 実施形態に係る超音波診断装置について説明する。図 19 には、第 2 実施形態に係る超音波診断装置が示されている。図 19 は、その全体構成を示すブロック図である。

【0108】

第 2 実施形態に係る超音波診断装置は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置の画像処理部 22 の替わりに画像処理部 22A を含む。画像処理部 22A は、画像処理部 22 に含まれる構成に加えて、更に角度補正部 138 を含む。角度補正部 138 以外の構成は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置の構成と同じであるため、以下では、角度補正部 138 について説明し、それ以外の構成の説明は省略する。

【0109】

角度補正部 138 は、領域演算部 26 によって演算された胎児頭部（頭蓋骨）に近似する楕円（近似楕円）の角度を補正する。図 4 に示すように、胎児頭部が表された B モード断層画像には、胎児頭部の前後方向に延在する正中線 66 と呼ばれる高輝度領域が描出される。胎児頭部の計測精度を高めるためには、胎児頭部に近似する楕円（近似楕円）の長軸と正中線が同一方向になることが望ましい。そこで、角度補正部 138 は、胎児頭部に

10

20

30

40

50

近似する楕円（近似楕円）の長軸方向と正中線の方角とが一致するように、近似楕円の角度を補正する。以下、角度補正部 138 による角度補正処理について詳しく説明する。

【0110】

図 20 には、胎児頭部の正中線と胎児頭部に近似する楕円（近似楕円）の一例が示されている。高輝度領域 140 は、胎児頭部の正中線を表わす像（図 4 中の正中線 66）に相当する。近似楕円 142 は、上述した第 1 実施形態の処理によって演算された胎児頭部に近似する楕円である。短軸直線 144 は、近似楕円 142 の短軸を延長した直線であり、長軸直線 146 は、近似楕円 142 の長軸を延長した直線である。中心位置 148 は、近似楕円 142 の中心位置である。

【0111】

まず、角度補正部 138 は、短軸直線 144 上に中心位置 148 の移動範囲 150 を設定する。移動範囲 150 は、短軸方向に中心位置 148 が移動可能な範囲である。移動範囲 150 の短軸方向の長さは、例えば予め定められた長さ $2L$ であり、移動範囲 150 は、移動前の中心位置 148 を基準として、短軸方向に $\pm L$ の範囲に設定されている。長さ L は、例えば近似楕円 142 の短軸の長さの $a\%$ （例えば 2.5% ）である。処理の効率化のために、移動範囲 150 の長さが規定されている。もちろん、移動範囲 150 は、近似楕円 142 の短軸の全範囲に設定されてもよい。

【0112】

次に、角度補正部 138 は、長軸直線 146 上に参照エリア 152 を設定する。参照エリア 152 は、長軸方向に延在して長さ M を有すると共に、短軸方向に幅 W を有する長方形の形状を有する。長さ M は、例えば近似楕円 142 の長軸の長さの $b\%$ （例えば 80% ）である。もちろん、長さ M は、近似楕円 142 の長軸の長さ自体であってもよい。幅 W は、例えば c 個の画素分の長さ（例えば 5 個の画素分の長さ）である。もちろん、幅 W は、1 画素分の長さであってもよい。

【0113】

次に、角度補正部 138 は、移動範囲 150 内において中心位置 148 を移動させながら、かつ、長軸方向に延びる参照エリア 152 を、移動後の中心位置 148 にて移動後の中心位置 148 を回転中心として、移動後の長軸直線 146 を基準として回転角度 $\pm \alpha$ の範囲内で回転させながら、移動範囲 150 内の各位置及び各回転角度において、参照エリア 152 内の評価値を演算する。評価値は、例えば、参照エリア 152 内の輝度値の総和である。回転角度 α は、例えば 20° である。もちろん、この回転角度 α の値は一例に過ぎず、別の値が用いられてもよいし、角度補正部 138 は、回転角度 $\pm 90^\circ$ の範囲（つまり、全回転角度の範囲）にわたって参照エリア 152 を回転させてもよい。角度補正部 138 は、移動範囲 150 内において、予め定められた画素数分ずつ（例えば 1 画素分ずつ）中心位置 148 を移動させながら、かつ、回転角度 $\pm \alpha$ の範囲内にて、予め定められた各度ずつ（例えば 1° ずつ）参照エリア 152 を回転させながら、参照エリア 152 内の評価値を演算する。もちろん、その移動量（画素数）は一例に過ぎず、他の移動量が用いられてもよい。また、その角度は一例に過ぎず、他の角度が用いられてもよい。

【0114】

角度補正部 138 は、各位置及び各回転角度において得られた輝度値総和と、その輝度値総和の分散と、を用いて、胎児頭部（頭蓋骨）に対する近似楕円 142 の角度を補正する。具体的には、角度補正部 138 は、移動範囲 150 内の位置毎に、各回転角度における参照エリア 152 内の輝度値総和を演算し、移動範囲 150 内の位置毎に、各回転角度における輝度値総和の分散を演算する。次に、角度補正部 138 は、分散が最も大きい位置を決定し、その位置において最も輝度値総和が大きい回転角度を決定し、その回転角度に近似楕円 142 の角度を補正する。

【0115】

以下、具体例を挙げつつ、角度補正部 138 による角度補正処理について更に詳しく説明する。

【0116】

10

20

30

40

50

図 20 には、中心位置 148 が移動する前の状態の近似楕円 142 が示されている。このときの中心位置 148 は、移動範囲 150 内の初期位置（位置 A1）に配置されている。角度補正部 138 は、中心位置 148 が位置 A1 に配置されている状態で、参照エリア 152 を、長軸直線 146 を基準として回転角度 $\pm \alpha$ の範囲内（例えば回転角度 $\varphi_1 \sim \varphi_n$ の範囲内）で回転させながら、各回転角度において、参照エリア 152 内の輝度値総和を演算する。これにより、位置 A1 において、回転角度 $\varphi_1 \sim \varphi_n$ のそれぞれについての輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ が得られる。角度補正部 138 は、位置 A1 で得られた輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ の分散 S_1 を演算する。

【0117】

次に、角度補正部 138 は、移動範囲 150 内において中心位置 148 を短軸直線 144 に沿って移動させる。図 21 には、中心位置 148 が移動した後の状態の近似楕円 142 が示されている。このとき、中心位置 148 は、移動範囲 150 内の位置 A2 に配置されているものとする。角度補正部 138 は、中心位置 148 が位置 A2 に配置されている状態で、参照エリア 152 を、長軸直線 146 を基準として回転角度 $\pm \alpha$ の範囲内（回転角度 $\varphi_1 \sim \varphi_n$ の範囲内）で回転させながら、各回転角度において、参照エリア 152 内の輝度値総和を演算する。これにより、位置 A2 において、回転角度 $\varphi_1 \sim \varphi_n$ のそれぞれについての輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ が得られる。角度補正部 138 は、位置 A2 で得られた輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ の分散 S_2 を演算する。

【0118】

例えば、移動範囲 150 内に位置 A1 ~ An が設定されている場合、角度補正部 138 は、中心位置 148 を位置 A1 ~ An のそれぞれに移動させ、位置 A1 ~ An のそれぞれにおいて上記の処理を行うことで、位置 A1 ~ An のそれぞれにおいて輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ と分散 $S_1 \sim S_n$ を演算する。これにより、位置 A1 ~ An における分散 $S_1 \sim S_n$ が得られる。

【0119】

角度補正部 138 は、位置 A1 ~ An で得られた分散 $S_1 \sim S_n$ の中で最も大きい分散を特定する。例えば、分散 S_c が、分散 $S_1 \sim S_n$ の中で最も大きい分散であるとする。次に、角度補正部 138 は、その分散 S_c が得られた移動範囲 150 内の位置（位置 Ac と称する）を特定する。次に、角度補正部 138 は、その位置 Ac にて得られた輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ の中で最も大きい輝度値総和（輝度値総和 T_c と称する）を特定する。角度補正部 138 は、その輝度値総和 T_c が得られた回転角度（回転角度 φ_c と称する）を特定する。これにより、分散 S_c が得られた位置 Ac、その Ac にて輝度値総和 T_c が得られた回転角度 φ_c が特定される。

【0120】

角度補正部 138 は、上記の回転角度 φ_c に近似楕円 142 の長軸の角度を合わせる。つまり、角度補正部 138 は、近似楕円 142 を回転させることで、近似楕円 142 の長軸の傾きを、回転角度 φ_c を有する直線の傾きに一致させる。これにより、近似楕円 142 の角度が補正される。図 22 には、角度が補正された状態の近似楕円 142 が示されている。短軸直線 153 は、角度補正された状態の近似楕円 142 の短軸を延長した直線であり、長軸直線 154 は、角度補正された状態の近似楕円 142 の長軸を延長した直線である。長軸直線 154 の傾きは、回転角度 φ_c を有する直線の傾きに一致している。図 22 に示すように、角度補正された近似楕円 142 の長軸（長軸直線 154）は、正中線を表わす高輝度領域 140 に平行又はほぼ平行（角度差が僅か）に配置されている。

【0121】

輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ の分散が大きいということは、輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ のばらつきが大きいことを示している。参照エリア 152 が正中線と一致するほど輝度値総和が大きくなり、参照エリア 152 が正中線に一致しないほど輝度値総和は小さくなる。ある位置 Ax における輝度値総和の分散が小さい（ばらつきが小さい）ということは、その位置 Ax での回転角度 $\varphi_1 \sim \varphi_n$ の範囲内において、輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ のばらつきが小さいということを示している。仮に、位置 Ax での回転角度 $\varphi_1 \sim \varphi_n$ の範囲内に正中線の

10

20

30

40

50

部又は全部が含まれている場合、参照エリア 152 が正中線と交差する回転角度においては輝度値総和が大きくなり（交差する領域が広いほど輝度値総和は大きくなる）、参照エリア 152 が正中線と交差しない回転角度では輝度値総和が小さくなると推測されるため、輝度値総和の分散が大きくなると推測される。一方、回転角度 $\varphi_1 \sim \varphi_n$ の範囲内に正中線が存在していない場合、各回転角度での輝度値総和が小さくなると推測されるため、輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ のばらつき、つまり分散が小さくなると推測される。このように、ある位置 A_x における回転角度 $\varphi_1 \sim \varphi_n$ の範囲内に正中線の一部又は全部が含まれている場合、その範囲内で得られた輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ の分散は大きくなると推測される。このことから、輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ の分散が大きくなる位置 A_x における回転角度 $\varphi_1 \sim \varphi_n$ の範囲内に、正中線が存在する可能性が高いと推測できる。

10

【0122】

また、参照エリア 152 が正中線と一致するほど、輝度値総和が大きくなるため、輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ の分散が大きくなる位置 A_x における回転角度 $\varphi_1 \sim \varphi_n$ の範囲内において輝度値総和が最大となる回転角度が、正中線が延在する方向の角度により近い角度であると推測できる。

【0123】

上記のことをまとめると、輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ の分散が最大となる位置 A_c において輝度値総和が最大となる回転角度 φ_c が、正中線が延在する方向であると推測され、角度補正部 138 は、近似楕円の角度を、その回転角度に一致させる。これにより、近似楕円の角度が補正され、近似楕円の傾きが胎児頭部（頭蓋骨）の傾きに近くなる。

20

【0124】

図 23 には、各位置における輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ の分散が示されている。横軸は、短軸方向の位置（+L ~ -L の範囲内の位置）を示しており、縦軸は、短軸方向の各位置における輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ の分散を示している。例えば分散曲線 156 が得られた場合、その分散曲線 156 において分散が最大となる位置 A_c が特定される。

【0125】

図 24 には、位置 A_c における輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ が示されている。横軸は、回転角度（+ $\alpha \sim -\alpha$ の範囲）を示しており、縦軸は、輝度値総和を示している。例えば、位置 A_c にて輝度値総和曲線 160 が得られた場合、その輝度値総和曲線 160 において輝度値総和が最大となる回転角度 φ_c が特定される。この回転角度 φ_c が、正中線が延在する方向の角度であると推測され、角度補正部 138 は、近似楕円の角度を回転角度 φ_c に補正する。

30

【0126】

以上のように、第 2 実施形態によれば、胎児頭部の正中線が延在する方向が検出され、近似楕円の長軸の方向がその正中線が延在する方向と一致するように、近似楕円の角度が補正される。そのため、近似楕円の傾きが胎児頭部（頭蓋骨）の傾きに近くなるので、胎児頭部の計測精度が更に向上する。

【0127】

なお、角度補正部 138 は、分散曲線 156 に対して、短軸方向の位置に応じた重み付けを行ってもよい。角度補正部 138 は、例えば、移動前の元々の中心位置 148（位置 A_1 ）から離れた位置ほど重み係数を小さくして、重み係数を分散曲線 156 に乗算し、重み付け処理された分散曲線において分散が最大となる位置 A_c を特定してもよい。つまり、角度補正部 138 は、中心位置 148 の移動量に応じた重み付け処理を分散曲線に適用する。移動前の中心位置 148 は、胎児頭部の中心位置に近い位置であると評価されているため、移動前の中心位置 148 に近い位置ほど、正中線の方がより精度高く検出される可能性がある。そこで、移動前の中心位置 148 に近い位置ほど重み係数を大きくすることで、正中線の方がより精度高く検出され得る。

40

【0128】

また、図 23 に示されている分散曲線 158 のように、分散の最大値が予め定められた閾値 S_{th} 以下となる場合、角度補正部 138 は、その最大値が得られた位置 A_c にて得

50

られた輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ を用いずに、初期の位置 A_1 （移動していない中心位置 148）において得られた輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ の中で最大の輝度値総和が得られた回転角度に、近似楕円の角度を補正してもよい。

【0129】

また、図 24 に示されている輝度値総和曲線 162 のように、分散が最大となる位置 A_c にて得られた輝度値総和 $T_1 \sim T_n$ を示す輝度値総和曲線において、輝度値総和の最大値が予め定められた閾値 T_{th} 以下となる場合、角度補正部 138 は、近似楕円の角度を補正しなくてもよい。有意な回転角度が検出されなかったためである。

【0130】

なお、領域演算部 26 によって演算された近似楕円の中心位置が、胎児頭部の中心位置に近い位置であると推測されるため、角度補正部 138 は、近似楕円 142 の中心位置 148 を補正しない。図 22 に示す例では、近似楕円 142 の中心位置 148 は補正されておらず、角度補正された状態の近似楕円 142 の中心位置 148 は、角度補正される前の状態の近似楕円 142 の中心位置 148 と同じ位置である。これにより、胎児頭部の中心位置又はそこに近い位置に近似楕円 142 の中心位置 148 が配置された状態で、近似楕円 142 の傾きを胎児頭部の傾きに近づけることが可能となる。もちろん、角度補正部 138 は、中心位置 148 を補正してもよい。例えば、上記の位置 A_c を中心位置 148 として採用してもよい。

【0131】

上記の例では、輝度値総和が用いられているが、補正手法として、パターンマッチング、主成分分析による角度推定等が用いられてもよい。また、輝度値総和の分散が用いられているが、ばらつきを表わす指標として別の値（例えば標準偏差等）が用いられてもよい。また、分散を用いずに、輝度値総和の最大値を用いて角度補正を行ってもよい。

【0132】

なお、第 2 実施形態においては、第 1 実施形態に係る処理によって演算された近似楕円を対象としているが、角度補正部 138 による角度補正処理の対象となる楕円は、第 1 実施形態に係る処理以外の処理によって演算された楕円であってもよい。例えば、公知技術を適用することで胎児頭部に近似する楕円が演算された場合、その楕円を対象として角度補正処理を適用してもよい。この場合、画像処理部 22A は、位置演算部 24 及び領域演算部 26 を含んでいなくてもよく、角度補正部 138 は、これら以外の処理によって演算された楕円に角度補正処理を適用する。例えば、公知技術に係る楕円近似技術を適用することで近似楕円が得られた場合、角度補正部 138 は、その近似楕円に対して角度補正処理を適用することで、その近似楕円の角度を補正してもよい。

【0133】

< 第 3 実施形態 >

以下、本発明の第 3 実施形態に係る超音波診断装置について説明する。第 3 実施形態では、胎児の環状部位は胎児の腹部であり、胎児腹部に対して超音波が送受波されることで、胎児腹部を表わす B モード断層画像が生成されるものとする。第 3 実施形態に係る超音波診断装置は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置と同じ構成を有する。

【0134】

第 3 実施形態においても、第 1 実施形態と同様に、位置演算部 24 は、B モード断層画像に対してテンプレートマッチングを適用することで、胎児腹部の位置の候補（例えば中心位置の候補）を演算する。領域演算部 26 は、位置演算部 24 によって演算された中心位置の候補を用いて B モード断層画像を極座標変換し、極座標変換後の画像（展開画像）に基づいて胎児腹部に近似する楕円（近似楕円）を演算する。計測部 28 は、その近似楕円を用いて B モード断層画像に基づいて胎児腹部を計測する。計測部 28 は、例えば、躯幹前後径（APTD: Antero Posterior Trunk Diameter）、躯幹横径（TTD: Transverse Trunk Diameter）、腹部周囲長（AC: Abdominal Circumference）、胎児躯幹面積（FTA: Fetal Trunk cross-sectional Area）、等のパラメータを計測することができる。もちろん、これら以外のパラメータが計測されてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 5 】

以下、第 3 実施形態に係る超音波診断装置について詳しく説明する。

【 0 1 3 6 】

テンプレート生成部 3 4 は、例えば、胎児の妊娠日数 G D に基づく直径及び幅を有する円環状のテンプレートを生成する。具体的には、テンプレート生成部 3 4 は、妊娠日数 G D に基づいて胎児腹部の直径 R の平均値（統計値）と、そのばらつき（例えば標準偏差 S D）と、を演算し、直径 R の平均値（統計値）を直径 A として有し、標準偏差 S D を幅 B として有する円環状のテンプレート（例えば図 5 に示されているテンプレート 7 4）を生成する。胎児腹部の直径 R の平均値（統計値）として、例えば、躯幹横径（T T D : Transverse Trunk Diameter）の平均値（統計値）が用いられ、直径 R の平均値のばらつき（例えば標準偏差 S D）として、T T D 平均値（統計値）のばらつき（例えば標準偏差 S D）が用いられてもよい。

【 0 1 3 7 】

エッジ強調画像生成部 3 6 は、第 1 実施形態と同様に、例えば D o G フィルタを B モード断層画像に適用することで、胎児腹部のエッジが強調されたエッジ強調画像を生成する。

【 0 1 3 8 】

なお、上記の D o G フィルタを用いた処理では、正の値を用いているが、胎児腹部は胎児頭部と比べて骨が少なく、エッジ部分の情報が極端には描出され難い。そのため、一部のエッジ部分が強い場合や、弱いエッジ部分が非常に多く存在すると、それらの部分の影響を受けて胎児腹部のエッジ部分が適切に描出され難くなる。そこで、エッジ強調画像生成部 3 6 は、D o G フィルタを適用することで得られた正の値の平均値を演算し、その平均値以上の輝度値を有する画素の値を「1」に設定し、その平均値未満の輝度値を有する画素の値を「0」に設定する。このように、エッジ強調画像生成部 3 6 は、D o G フィルタが適用された後の画像を 2 値化する。これにより、弱いエッジ部分が除去される。次に、エッジ強調画像生成部 3 6 は、2 値化された画像に対して横方向にメディアンフィルタ（ 1×3 ）を適用することで、2 値化処理にて生じた空洞部分を埋める。次に、エッジ強調画像生成部 3 6 は、メディアンフィルタが適用された画像の中心部分に重み付け処理を適用する。その重み付け関数は、例えば、画像中心の重み係数が 1.0 であり、画像端部に向かうに従って値が減少する関数（正規分布）である。これにより、画像のより中心付近に存在する円になりそうな部位を強調することが可能となる。

【 0 1 3 9 】

マッチング処理部 3 8 は、第 1 実施形態と同様に、エッジ強調画像に対して、上記のテンプレートを用いたマッチング処理を適用することで、胎児腹部の位置の候補、具体的には、胎児腹部の中心位置の候補を演算する。

【 0 1 4 0 】

第 3 実施形態においても第 1 実施形態と同様に、変換部 4 0 による極座標変換、マスク設定部 4 2 によるマスク処理、探索部 4 4 による経路探索処理、逆変換部 4 6 による逆変換、及び、楕円演算部 4 8 による楕円演算処理が行われる。変換部 4 0 は、上記の胎児腹部の中心位置の候補を用いて、B モード断層画像を極座標変換する。なお、妥当性判定部 5 0 による処理、及び、中心部マスク部 5 2 による処理が実行されてもよい。

【 0 1 4 1 】

計測部 2 8 は、上記の処理によって得られた近似楕円と B モード断層画像とを用いて、胎児腹部を計測する。

【 0 1 4 2 】

上記の例では、円環状のテンプレート 7 4（図 5 参照）を用いてマッチング処理が行われているが、別の形状を有するテンプレートが用いられてもよい。胎児腹部は胎児頭部に比べて骨が少なく、エッジ部分の情報が極端には描出され難い。それに加えて、第 1 実施形態でも説明したように、B モード断層画像にはエッジ部分が描出され難い部分が存在する（例えば、極座標系において偏角 θ 方向が $\pm 90^\circ$ の領域）。その部分からの情報はノ

イズの可能性がある。

【0143】

そこで、第3実施形態では、円環の一部が欠けた形状（円環の一部が切断された状態の形状）を有するテンプレートが用いられてもよい。図25には、そのテンプレートの一例が示されている。テンプレート164は、テンプレート生成部34によって生成されたテンプレートである。テンプレート164の形状は、胎児腹部を仮定した形状である。テンプレート164は、弧状の形状を有する上側アーチ部166と下側アーチ部168とを含む。上側アーチ部166と下側アーチ部168は、互いに逆向きに配置されている。上側アーチ部166の両端部と下側アーチ部168の両端部との間には、空間170、172が形成されている。空間170、172の位置は、Bモード断層画像においてエッジ部分が描出され難い部分、つまり、極座標系において偏角 θ 方向が $\pm 90^\circ$ の領域に相当する。上側アーチ部166と下側アーチ部168とで囲まれた領域174は、胎児腹部の内部を仮定した領域である。胎児腹部は円に近い楕円の形状を有していると仮定できるため、テンプレートマッチングでは、その形状を模したテンプレート164が用いられる。テンプレート164を、空間170、172を含めて円環状の形状とみなした場合、その円環の直径Aは、妊娠日数を用いて演算された直径Rの平均値（統計値）（例えばTTD平均値（統計値））であり、円環の幅B、つまり、上側アーチ部166と下側アーチ部168の幅Bは、妊娠日数を用いて演算された直径R平均値（統計値）の標準偏差SDである。このように、テンプレート164は、妊娠日数から推定された大きさと、その大きさのばらつきと、が反映されたテンプレートである。また、テンプレート164においては、Bモード断層画像においてエッジ部分が描出され難い部分に空間170、172が形成されているため、マッチング処理においてノイズが検出され難くなる。このような特徴を有するテンプレート164は、実際の胎児腹部の大きさや形状を反映しつつ、ノイズが検出され難い形状を有するテンプレートであるため、テンプレート164を用いてテンプレートマッチングを行うことで、胎児腹部の中心位置により近い位置がその中心位置の候補として検出され易くなる。

10

20

【0144】

以下、図26を参照して、テンプレート164を用いたマッチング処理について詳しく説明する。図26には、エッジ強調画像の一例が示されている。

30

【0145】

例えば、胎児腹部がBモード断層画像に表されるように、プローブ10の位置や角度等がユーザによって調整されて、胎児腹部を表わすBモード断層画像が生成される。そのBモード断層画像からエッジ強調画像生成部36によってエッジ強調画像176が生成される。図26において、ハッチングが施された領域は高輝度領域を示している。胎児腹部は胎児頭部と比べて骨が少なく、エッジ強調画像176（Bモード断層画像）には、胎児腹部のエッジ部分が描出され難い。図26に示す例では、胎児腹部の一部（上部と下部）を表わす像178がエッジ強調画像176に表されているが、他の多くの組織も描出されているため、胎児頭部と比べて、胎児腹部の判別が困難となっている。また、上述したように、胎児腹部の側面（極座標系において偏角 θ 方向が $\pm 90^\circ$ の領域）には超音波ビームが平行に送受波されるため、その部分が描出され難い。これに対処するために、Bモード断層画像に対してDOGフィルタ処理の他、メディアンフィルタ処理や重み付け処理が行われており、円に近い形状を有する領域が描出され易いようになっている。また、マッチング処理にてノイズが検出され難いように、テンプレート164が用いられる。

40

【0146】

マッチング処理部38は、第1実施形態と同様に、エッジ強調画像176に対して、テンプレート164を用いたマッチング処理を適用することで、胎児腹部の中心位置の候補を演算する。具体的には、マッチング処理部38は、エッジ強調画像176上で、矢印180で示すように、テンプレート164の位置を変えながら、各位置におけるテンプレート164と胎児腹部像との相似度を演算する。これにより、相似度の二次元マップ（相似度マップ）が生成される。相似度は、上記の式（1）によって演算される。マッチング処

50

理部 38 は、第 1 実施形態と同様に、2 種類のフィルタを用いたフィルタ処理を行ってもよい。マッチング処理部 38 は、相似度マップにおいて、相似度が最大となる位置を、胎児腹部の中心位置の候補として検出する。この中心位置の候補が、極座標変換にて用いられる。

【0147】

領域演算部 26 は、上記の中心位置の候補を用いた極座標変換、マスク処理、経路探索処理、逆変換、及び、楕円演算処理を行うことで、胎児腹部に近似する楕円（近似楕円）を演算する。計測部 28 は、近似楕円と B モード断層画像とを用いて胎児腹部を計測する。

【0148】

以上のように、第 3 実施形態によれば、胎児腹部の形状に近似するテンプレートを用いたマッチング処理を行うことで、胎児腹部の中心位置の候補が得られる。その中心位置の候補を用いて極座標変換を行うことで、より正確な中心位置が反映された極座標変換が可能となるので、楕円近似の精度が向上する。これにより、胎児腹部により近似した楕円が得られるため、その楕円を用いた胎児腹部の計測精度が向上する。

【0149】

上記のように、胎児腹部は胎児頭部に比べて骨が少なく、エッジ部分が描出され難い。そこで、マスク処理によって、展開画像において経路探索処理が適用される領域をより狭めてもよい。図 27 には、そのマスクが適用された展開画像の一例が示されている。展開画像 182 は、変換部 40 による極座標変換によって生成された画像である。具体的には、展開画像 182 は、マッチング処理部 38 によって得られた胎児腹部の中心位置の候補を用いて、B モード断層画像を極座標変換することで生成された画像である。展開画像 182 の原点（ $\theta = 0$ 、 $r = 0$ ）は、マッチング処理部 38 によって得られた胎児腹部の中心位置の候補に対応する位置である。展開画像 182 中の像 184 は、B モード断層画像に表された像 178 に対応する像である。

【0150】

展開画像 182 には、マスク設定部 42 によってマスク 186、188、190 が設定されている。第 1 実施形態と同様に、展開画像 182 において、角度 θ が 90° の位置と -90° の位置に、角度 θ 方向へ $\pm 45^\circ$ の幅を持ったマスク 186 が設定されている。マスク 186 は、距離 $r = 0$ の位置から距離 r 方向に延在する形状を有している。角度 θ が $\pm 90^\circ$ の位置は、胎児腹部の側面に対応する位置であり、その部分には超音波ビームが平行に送受波され易いため、その部分が描出され難い。その部分が経路探索の対象領域に含まれていると、経路探索処理にて誤探索が発生する可能性がある。また、胎児腹部が描出され難い部分に、輝度が高い他の組織が描出されていると、経路探索処理にて誤探索が発生する可能性がある。これに対処するために、胎児腹部が描出され難い部分（角度 θ が $\pm 90^\circ$ の位置）に、角度 θ 方向に幅を持ったマスク 186 を設定する。これにより、その部分が経路探索の領域から除外されるので、誤探索の発生を抑制又は防止することができる。

【0151】

また、マスク設定部 42 は、妊娠日数から推定される胎児腹部の直径 R 平均値（統計値）に基づいて、胎児腹部のエッジ部分（境界）が存在しない可能性が高い範囲を推定し、その範囲にマスク 188、190 を設定する。マスク 188 は、距離 $r = 0$ の位置から予め定められた範囲（距離 a ）内に設定されたマスク（ $0 \sim a$ の範囲に設定されたマスク）であり、マスク 190 は、胎児腹部のエッジ部分の外側と想定される範囲に設定されたマスク（ $R - a$ の範囲に設定されたマスク）である。このようにマスクを設定することで、胎児腹部のエッジ部分が存在しないと想定される領域からのノイズを除去して、誤探索の発生を抑制又は防止することができる。

【0152】

なお、マスク設定部 42 は、第 1 実施形態の変形例 1 と同様に、マスクを設定する替わりに、展開画像に対して重み付け処理を適用してもよいし、第 1 実施形態に係る変形例 2

10

20

30

40

50

と同様に、プローブ 10 の種類に応じたマスクを展開画像に設定してもよい。

【 0 1 5 3 】

第 3 実施形態に係る超音波診断装置は、第 2 実施形態に係る超音波診断装置と同じ構成を有してもよい。この場合、角度補正部 1 3 8 は、胎児腹部に近似する楕円の角度を補正する。例えば、胎児の背骨を基準として角度補正してもよい。

【 0 1 5 4 】

第 3 実施形態にて用いられるテンプレート 1 6 4 は、第 1 実施形態にて用いられてもよい。上述したように、B モード断層画像においては、胎児頭部の側面が描出され難く、胎児頭部の中心位置の候補の演算処理において、その部分に起因するノイズの影響を受ける場合がある。円環の一部が欠けたテンプレート 1 6 4 を用いることで、胎児頭部の側面におけるノイズの影響を低減することができるので、胎児頭部の中心位置の候補の検出精度が高くなる。また、図 2 7 に示されているマスク 1 8 8 , 1 9 0 が、第 1 実施形態に係る展開画像に設定されてもよい。

10

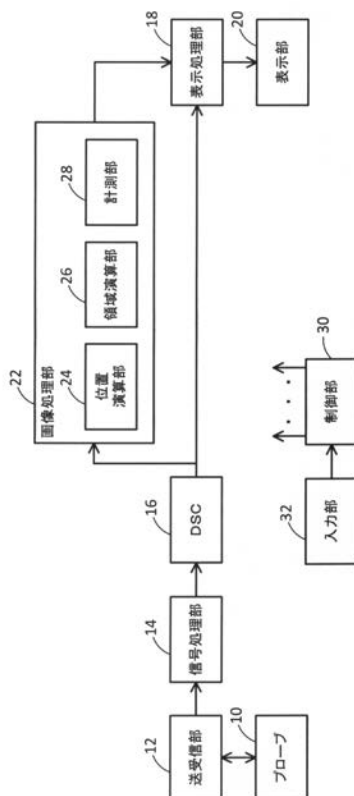
【 符号の説明 】

【 0 1 5 5 】

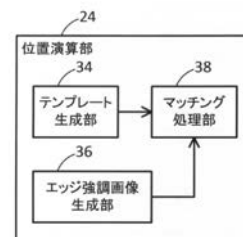
2 2 画像処理部、2 4 位置演算部、2 6 領域演算部、2 8 計測部、3 4 テンプレート生成部、3 6 エッジ強調画像生成部、3 8 マッチング処理部、4 0 変換部、4 2 マスク設定部、4 4 探索部、4 6 逆変換部、4 8 楕円演算部、5 0 妥当性判定部、5 2 中心部マスク部、5 4 終了判定部、5 6 中心更新部、1 3 8 角度補正部。

20

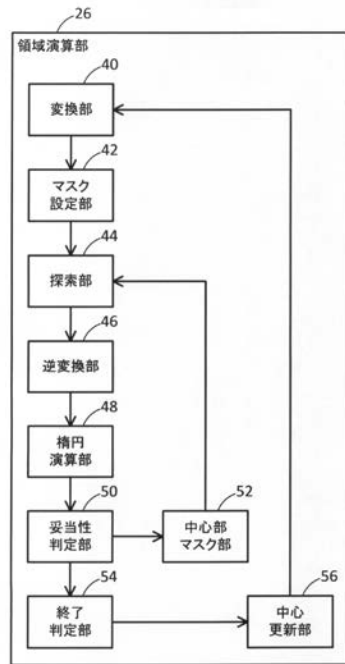
【 図 1 】



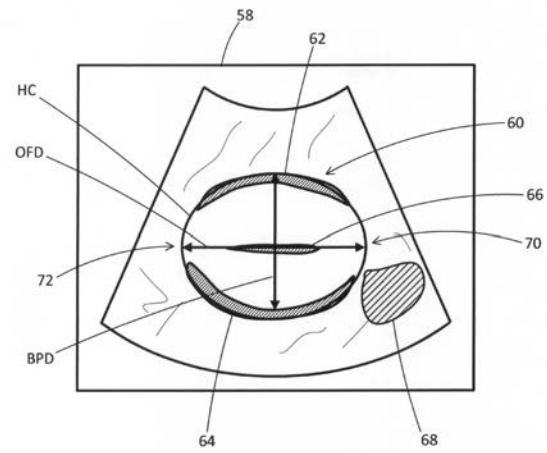
【 図 2 】



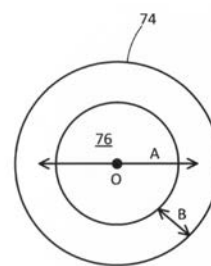
【図 3】



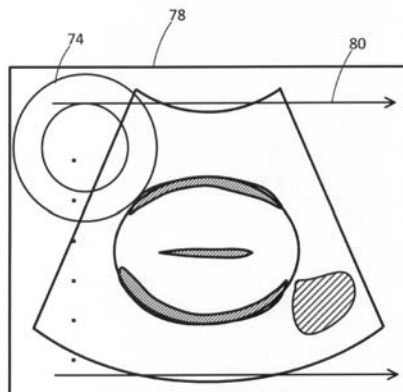
【図 4】



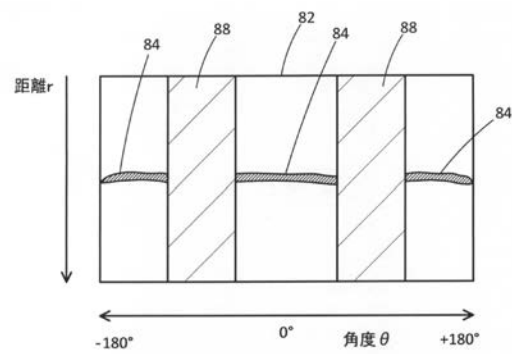
【図 5】



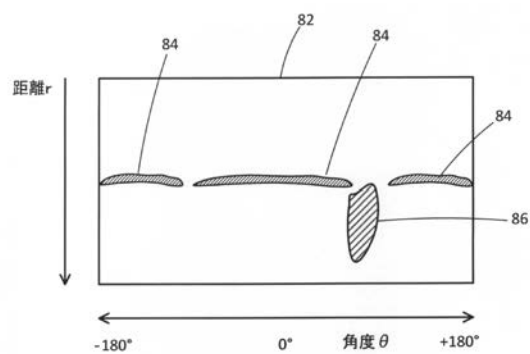
【図 6】



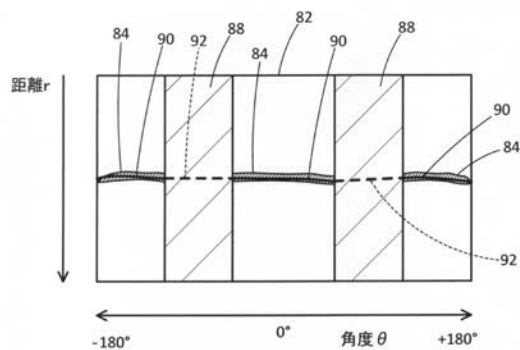
【図 8】



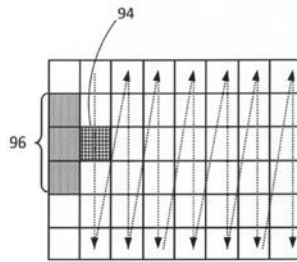
【図 7】



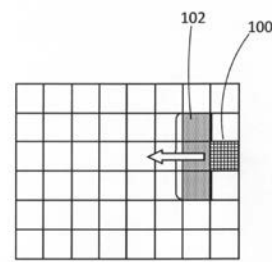
【図 9】



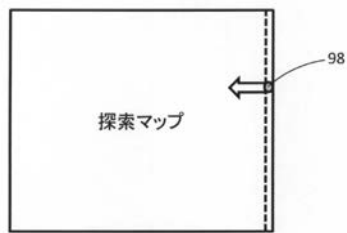
【図 10】



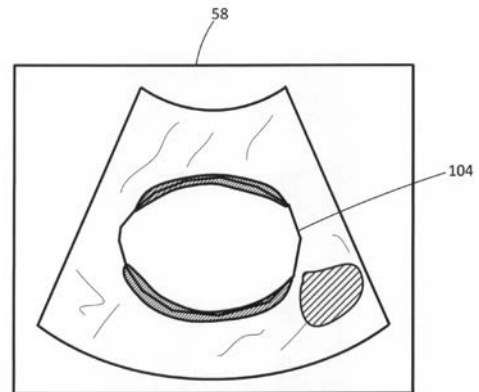
【図 12】



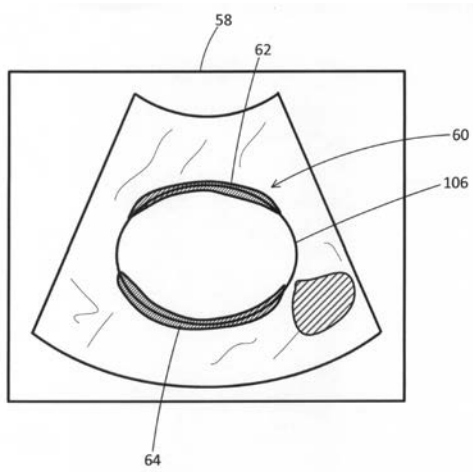
【図 11】



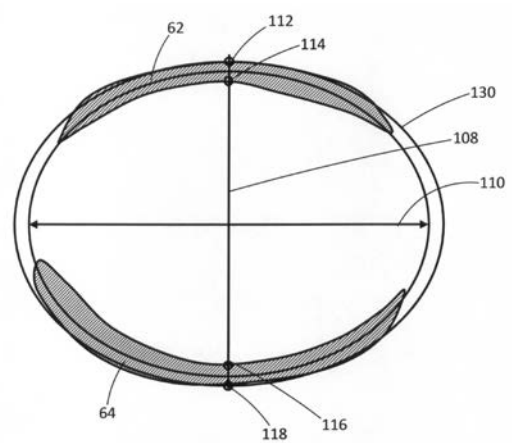
【図 13】



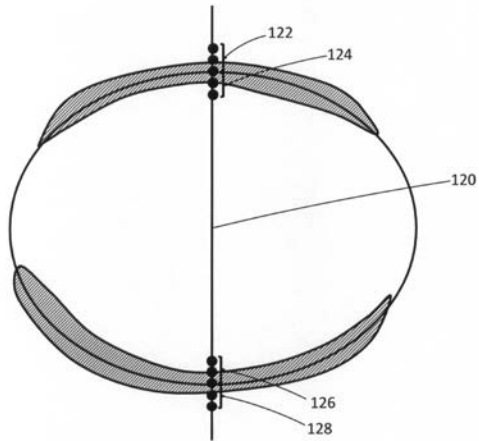
【図 14】



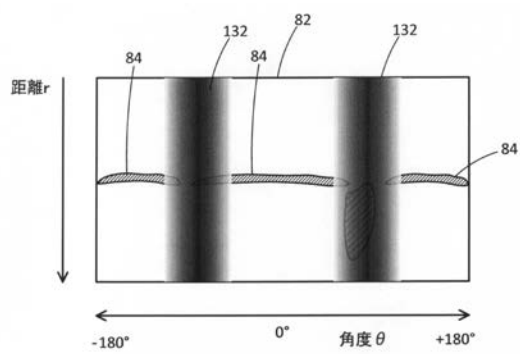
【図 15】



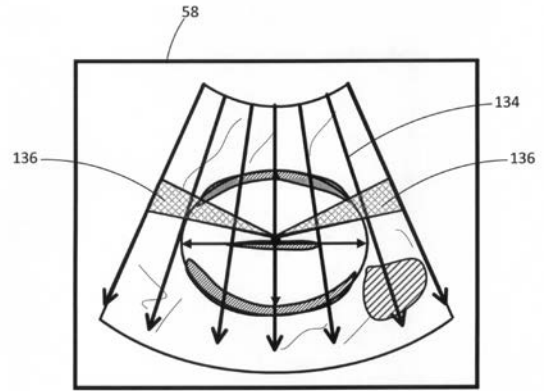
【図 16】



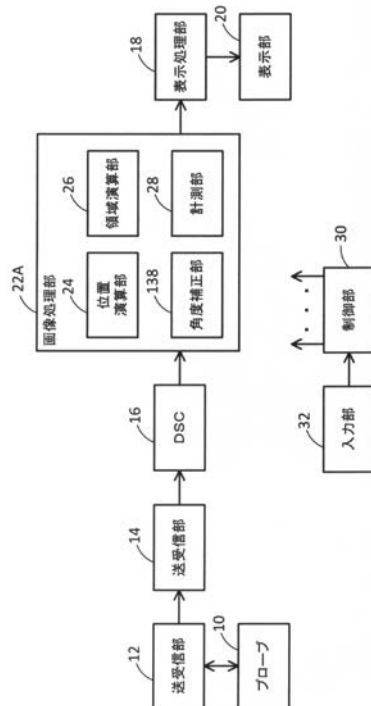
【図 17】



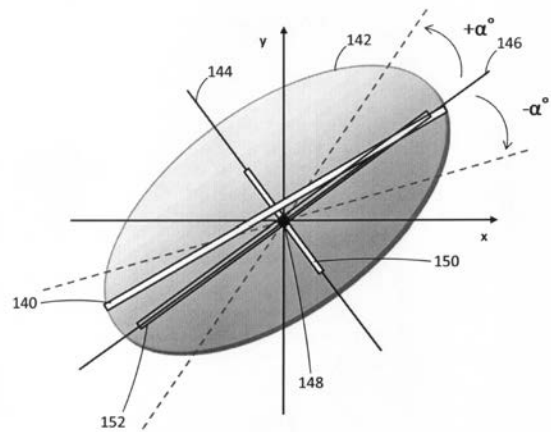
【図 18】



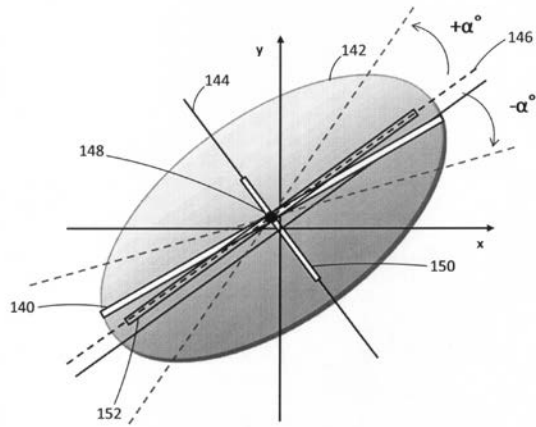
【図 19】



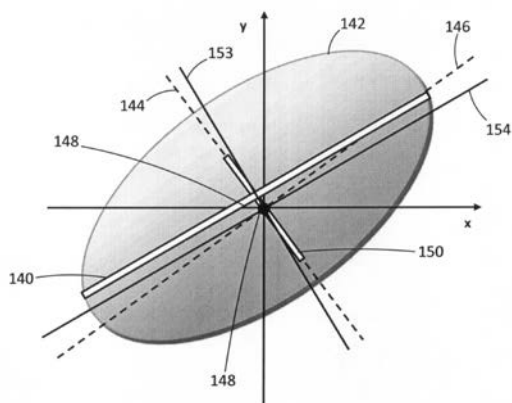
【図 20】



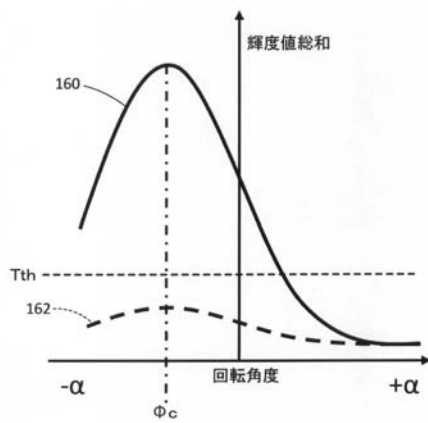
【図 2 1】



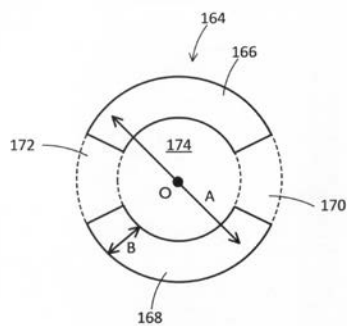
【図 2 2】



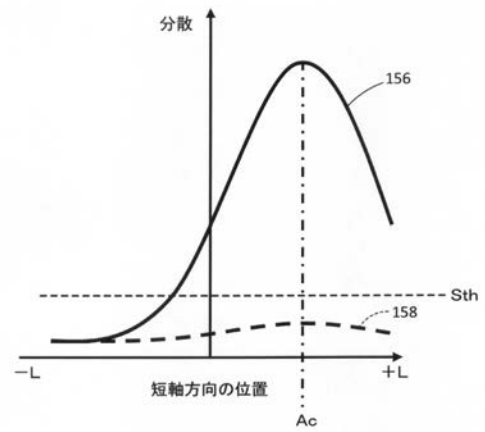
【図 2 4】



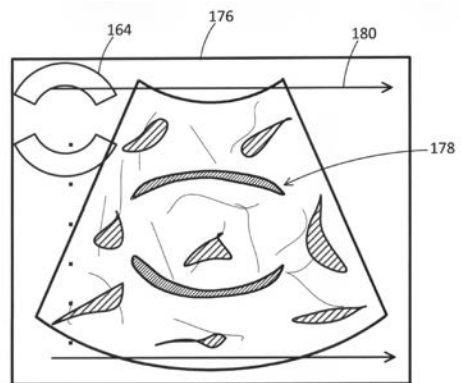
【図 2 5】



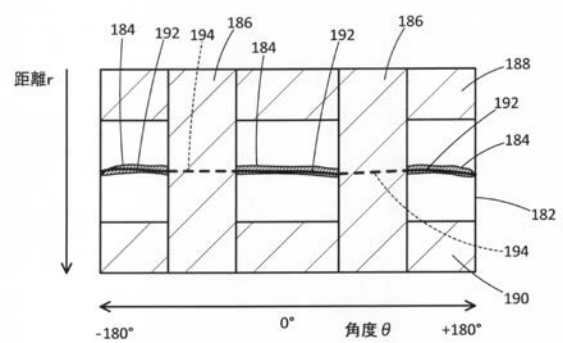
【図 2 3】



【図 2 6】



【図 2 7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 DD09 EE09 JB45 JC10 JC32 KK09
5B057 AA07 BA05 CA12 CD18 CE03 CE06 DA08 DB02 DC08 DC09
DC16
5L096 BA06 BA13 CA18 FA33 FA62 FA67 FA69 GA55 HA08 JA09

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP2018157981A	公开(公告)日	2018-10-11
申请号	JP2017057118	申请日	2017-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	前田俊徳 井上健太 井上信康		
发明人	前田 俊徳 井上 健太 井上 信康		
IPC分类号	A61B8/14 G06T7/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/14 G06T7/00.300.D G06T1/00.290.D		
F-TERM分类号	4C601/DD09 4C601/EE09 4C601/JB45 4C601/JC10 4C601/JC32 4C601/KK09 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA12 5B057/CD18 5B057/CE03 5B057/CE06 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DC08 5B057/DC09 5B057/DC16 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/FA33 5L096/FA62 5L096/FA67 5L096/FA69 5L096/GA55 5L096/HA08 5L096/JA09		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：更准确地检测胎儿环状部位的位置和面积。位置计算部24中，通过应用由发送和在母接收超声波相对于胎儿，雅环形部分（例如，胎儿头部中获得的断层图像上的模板匹配腹部）候选人计算。区域计算部分26使用计算出的位置候选对断层图像执行坐标变换，并基于坐标变换后的图像计算环形区域的区域。

