

(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2016-152854  
(P2016-152854A)

(43) 公開日 平成28年8月25日(2016.8.25)

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

審査請求 有 請求項の数 9 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2015-31587 (P2015-31587)  
 (22) 出願日 平成27年2月20日 (2015.2.20)  
 (11) 特許番号 特許第5957109号 (P5957109)  
 (45) 特許公報発行日 平成28年7月27日 (2016.7.27)

(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YK I 国際特許事務所  
 (72) 発明者 小林 正樹  
 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 井上 信康  
 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

最終頁に続く

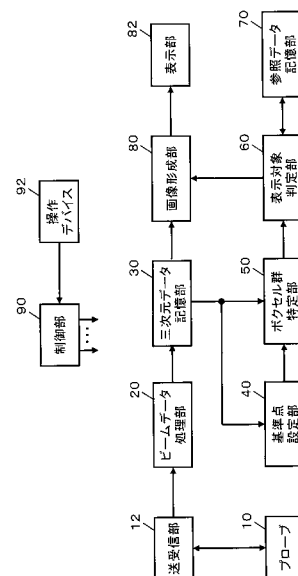
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波画像内において表示対象を選択的に明示する技術を提供する。

【解決手段】ボクセル群特定部50は、超音波のボリュームデータ内において、そのボリュームデータを構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、ボクセルデータが連結の条件を満たす複数ボクセルで構成される1つ又は複数のボクセル群を特定する。画像形成部80は、特定された1つ又は複数のボクセル群のうちの表示対象である各ボクセル群に対応した複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、その表示対象を選択的に明示した超音波画像を形成する。これにより、胎児などの画像部分が羊水内の浮遊物などの画像部分によって妨げられないように三次元画像を形成することができる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波のボリュームデータ内において、当該ボリュームデータを構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、ボクセルデータが連結の条件を満たす複数ボクセルで構成される1つ又は複数のボクセル群を特定する特定部と、

特定された1つ又は複数のボクセル群のうちの表示対象である各ボクセル群に対応した複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、当該表示対象を選択的に明示した超音波画像を形成する画像形成部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

ユーザからの指示に基づいて、前記特定部により特定された前記各ボクセル群ごとにそのボクセル群が表示対象か否かを判定する判定部と、

前記各ボクセル群ごとにそのボクセル群が表示対象か否かを示す参照データを記憶する記憶部と、

をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記記憶部には、前記参照データとして、前記ボリュームデータを構成する複数ボクセルの各ボクセルごとに当該ボクセルが表示対象か否かを示すマークデータで構成される参照ボリュームデータが記憶され、

前記判定部は、表示対象と判定した各ボクセル群に属する複数ボクセルの前記マークデータが表示対象を示すように前記参照ボリュームデータを更新する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

ユーザからの指示に基づいて前記ボリュームデータ内に基準点を設定する設定部をさらに有し、

前記特定部は、前記基準点に対応したボクセルを起点として前記連結の条件を満たす複数ボクセルで構成される各ボクセル群を特定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

**【請求項 5】**

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記設定部は、前記ボリュームデータ内の断面に対応した断層画像内にユーザが設定した指定点を前記基準点とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 6】**

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記ボリュームデータ内を通る複数のレイの各々から得られる画素データに基づいて、当該ボリュームデータ内を立体的に示した三次元画像が形成され、

前記設定部は、前記三次元画像内にユーザが設定した指定点の画素データに対応したレイ上に前記基準点を設定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

40

**【請求項 7】**

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記設定部は、前記指定点に対応したレイを構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて胎児の顔に対応したボクセル領域を探索し、当該ボクセル領域内に前記基準点を設定する、

50

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 4 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記特定部は、前記基準点に対応したボクセルを起点として前記連結の条件を満たし、  
且つ、当該基準点から指定距離内にある複数ボクセルを前記各ボクセル群とする、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 4 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記特定部は、前記基準点に対応したボクセルを起点として前記連結の条件を満たし、  
且つ、指定個数以下の複数ボクセルを前記各ボクセル群とする、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 10】

請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、  
前記特定部により特定される 1 つ又は複数のボクセル群には、表示対象である胎児の顔  
に対応したボクセル群が含まれ、  
前記画像形成部は、前記胎児の顔に対応したボクセル群を構成する複数ボクセルのボク  
セルデータに基づいて、当該胎児の顔を選択的に明示した超音波画像を形成する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波診断装置において、  
前記画像形成部は、前記ボリュームデータ内の胎児の顔に対応した複数ボクセルのボク  
セルデータと、背景組織としての条件を満たす複数ボクセルのボクセルデータと、に基づ  
いて、当該胎児の顔と当該背景組織を映し出した超音波画像を形成する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、生体内における組織等の診断に利用され、特に胎児の診断において  
極めて有用であり、従来から胎児の診断に係る様々な技術が提案されている（特許文献 1  
～ 3 参照）。例えば、子宮内における胎児の姿を映し出した超音波画像により、その胎児  
の発育状態などが診断される。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2007 - 252725 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 223712 号公報

【特許文献 3】特開 2011 - 98191 号公報

【特許文献 4】特開 2011 - 83439 号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

子宮内には、胎児の他に胎盤や羊水中の浮遊物などがあり、超音波画像内に胎児の姿、  
例えば胎児の顔を映し出す際に、胎盤や浮遊物などが表示の妨げとなる場合がある。その  
ため、胎児を映し出す超音波画像内において、表示の妨げとなる胎盤や浮遊物などの画像  
部分を除去しつつ、胎児の画像部分を選択的に明示できることが望ましい。ところが、特  
に浮遊物は、羊水内において離散的に複数の塊となって浮遊している場合が多く、それら  
複数の塊を除去するのは容易ではない。

50

## 【0005】

本発明は、上述した背景事情に鑑みて成されたものであり、その目的は、超音波画像内において、例えば胎児などの表示対象を選択的に明示する技術を提供することにある。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

本発明の具体例として好適な超音波診断装置は、超音波のボリュームデータ内において当該ボリュームデータを構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、ボクセルデータが連結の条件を満たす複数ボクセルで構成される1つ又は複数のボクセル群を特定する特定部と、特定された1つ又は複数のボクセル群のうちの表示対象である各ボクセル群に対応した複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、当該表示対象を選択的に明示した超音波画像を形成する画像形成部と、を有することを特徴とする。

10

## 【0007】

上記装置が処理対象とするボリュームデータは、例えば、超音波を送受することにより三次元領域内から立体的（三次元的）に集められたエコーデータに基づいて形成される。ボリュームデータは、例えば、三次元的に配列された（三次元的にアドレスを付与された）複数ボクセルのボクセルデータで構成される。各ボクセルのボクセルデータは、エコーデータに基づいて得ることができる。もちろん、エコーデータがそのままボクセルデータとされてもよい。

## 【0008】

そして、上記装置の特定部により、ボリュームデータ内において、1つ又は複数のボクセル群が特定される。1つのボクセル群は、例えば、1つの組織または1つの組織片に対応する。例えば、同程度の輝度値（ボクセルデータに基づく値）とみなせる互いに隣接した複数ボクセルの塊が1つのボクセル群とされる。具体的には、例えば、子宮内のボリュームデータであれば、胎児の顔に対応した複数ボクセルにより1つのボクセル群が構成され、複数の浮遊物の各々が1つのボクセル群として特定される。

20

## 【0009】

さらに、上記装置の特定部により特定された1つ又は複数のボクセル群のうちの少なくとも1つのボクセル群が表示対象とされる。例えば、1つのボクセル群のみが特定されている場合には、そのボクセル群が表示対象とされ、また、複数のボクセル群が特定されていれば、例えば、ユーザにより指定された1つ以上のボクセル群が表示対象とされる。なお、例えば、ユーザにより表示対象外となるボクセル群が指定され、それら以外のボクセル群が表示対象とされてもよい。例えば子宮内のボリュームデータが処理対象である場合に、胎児の顔に対応したボクセル群が表示対象とされ、羊水中の浮遊物に対応したボクセル群が表示対象外とされる。

30

## 【0010】

そして、上記装置の画像形成部により、表示対象を選択的に明示した超音波画像が形成される。表示対象を選択的に明示することには、その表示対象の画像部分を他の画像部分よりも優先的に表示させることが含まれる。例えば、表示対象の画像部分が、他の画像部分によって妨げられないように表示されることが望ましい。具体的には、表示対象の画像部分のみが表示されてもよいし、表示対象の画像部分を最も手前側（画像の視点側）に表示させてもよい。また、表示対象以外の画像部分を透かすように表示させるなど、表示対象と表示対象以外の表示態様を異ならせることにより、表示対象を明示するようにしてもよい。

40

## 【0011】

これにより、超音波画像内において所望の表示対象を選択的に明示することが可能になる。例えば、子宮内を映し出した超音波画像内において、羊水中の浮遊物に妨げられないように胎児の顔を明示することが可能になる。

## 【0012】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、ユーザからの指示に基づいて、前記特定部により特定された前記各ボクセル群ごとにそのボクセル群が表示対象か否かを判定

50

する判定部と、前記各ボクセル群ごとにそのボクセル群が表示対象か否かを示す参照データを記憶する記憶部と、をさらに有することを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記記憶部には、前記参照データとして、前記ボリュームデータを構成する複数ボクセルの各ボクセルごとに当該ボクセルが表示対象か否かを示すマークデータで構成される参照ボリュームデータが記憶され、前記判定部は、表示対象と判定した各ボクセル群に属する複数ボクセルの前記マークデータが表示対象を示すように前記参照ボリュームデータを更新する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、ユーザからの指示に基づいて前記ボリュームデータ内に基準点を設定する設定部をさらに有し、前記特定部は、前記基準点に対応したボクセルを起点として前記連結の条件を満たす複数ボクセルで構成される各ボクセル群を特定する、ことを特徴とする。

10

【0015】

望ましい具体例において、前記設定部は、前記ボリュームデータ内の断面に対応した断層画像内にユーザが設定した指定点を前記基準点とする、ことを特徴とする。

【0016】

望ましい具体例において、前記ボリュームデータ内を通る複数のレイの各々から得られる画素データに基づいて、当該ボリュームデータ内を立体的に示した三次元画像が形成され、前記設定部は、前記三次元画像内にユーザが設定した指定点の画素データに対応したレイ上に前記基準点を設定する、ことを特徴とする。

20

【0017】

望ましい具体例において、前記設定部は、前記指定点に対応したレイを構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて胎児の顔に対応したボクセル領域を探索し、当該ボクセル領域内に前記基準点を設定する、ことを特徴とする。

【0018】

望ましい具体例において、前記特定部は、前記基準点に対応したボクセルを起点として前記連結の条件を満たし、且つ、当該基準点から指定距離内にある複数ボクセルを前記各ボクセル群とする、ことを特徴とする。

【0019】

望ましい具体例において、前記特定部は、前記基準点に対応したボクセルを起点として前記連結の条件を満たし、且つ、指定個数以下の複数ボクセルを前記各ボクセル群とすることを特徴とする。

30

【0020】

望ましい具体例において、前記特定部により特定される1つ又は複数のボクセル群には、表示対象である胎児の顔に対応したボクセル群が含まれ、前記画像形成部は、前記胎児の顔に対応したボクセル群を構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、当該胎児の顔を選択的に明示した超音波画像を形成する、ことを特徴とする。

【0021】

望ましい具体例において、前記画像形成部は、前記ボリュームデータ内の胎児の顔に対応した複数ボクセルのボクセルデータと、背景組織としての条件を満たす複数ボクセルのボクセルデータと、に基づいて、当該胎児の顔と当該背景組織を映し出した超音波画像を形成する、ことを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0022】

本発明により、超音波画像内において所望の画像部分を選択的に明示することが可能になる。例えば、本発明の好適な具体例によれば、子宮内を映し出した超音波画像内において、羊水中の浮遊物に妨げられないように胎児の顔を明示することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

50

【図 1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。

【図 2】ボリュームデータ的具体例を示す図である。

【図 3】表示画像的具体例を示す図である。

【図 4】三次元画像内の指定点から基準点を設定する具体例を示す図である。

【図 5】領域拡張法の原理を説明するための図である。

【図 6】複数のボクセル群の具体例を示す図である。

【図 7】参照データ的具体例を示す図である。

【図 8】三次元画像的具体例を示す図である。

【図 9】表示対象と表示対象外の指定例 1 を示す図である。

【図 10】表示対象と表示対象外の指定例 2 を示す図である。

10

【図 11】図 1 の超音波診断装置により実行される処理の具体例を示す図である。

【図 12】表示対象に背景を追加する画像処理例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。プローブ 10 は、診断対象を含む三次元空間内に超音波を送受する超音波探触子である。プローブ 10 は、複数の振動素子を備えており、各振動素子が送受信部 12 から得られる送信信号に応じて三次元空間に超音波を送波する。また、三次元空間から超音波の反射波（エコー）を受波した各振動素子はその反射波に応じた受波信号を送受信部 12 に出力する。

【0025】

20

送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力してプローブ 10 を送信制御する。その送信制御により、超音波の送信ビームが形成され、三次元空間内で送信ビームが走査される。

【0026】

ビームデータ処理部 20 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子に対応した複数の受波信号を送受信部 12 から得て、それら複数の受波信号に対して整相加算処理などのビーム形成処理を施す。これにより、超音波の受信ビームが形成されて三次元空間内で走査される。つまり、受信ビームのビームアドレスを異ならせながら、三次元空間内で受信ビームが走査され、ビームデータ処理部 20 は、複数のビームアドレスに対応した複数のラインデータを形成する。各ラインデータは、複数のエコーデータで構成される。

30

【0027】

こうして、三次元空間内で超音波ビーム（送信ビームとそれに対応した受信ビーム）が立体的に走査され、三次元空間内から複数のエコーデータが得られる。なお、プローブ 10 は、超音波ビームを三次元空間内において走査して立体的にエコーデータを収集する 3D プローブである。例えば、一次的に配列された複数の振動素子（1D アレイ振動子）によって電子的に形成される走査面を機械的に動かすことにより超音波ビームが三次元的に走査される。また、二次元的に配列された複数の振動素子（2D アレイ振動子）を電子的に制御して超音波ビームが三次元的に走査されてもよい。

【0028】

三次元データ記憶部 30 には、三次元空間内から得られた複数のエコーデータに基づくボリュームデータが記憶される。例えば、ビームデータ処理部 20 が複数のエコーデータに対して座標変換処理等を施し、後段の処理において好適な座標系にデータを変換してから、変換後のデータがボリュームデータとして三次元データ記憶部 30 に記憶される。

40

【0029】

例えば、ビームデータ処理部 20 が、超音波の走査座標系（例えば  $r$  座標系）で得られた複数のエコーデータに対して、三次元の座標変換処理と補間処理などを施すことにより、三次元の直交座標系（ $x y z$  座標系）に対応したボリュームデータを形成し、ボリュームデータが三次元データ記憶部 30 に記憶される。

【0030】

なお、ビームデータ処理部 20 が複数のエコーデータに対して二次元の座標変換処理を

50

施すことにより、例えば、走査座標系のうち走査面に対応した  $r$  座標系が直交座標系 ( $x y$  座標系) に変換されて、変換後のデータがボリュームデータとして三次元データ記憶部 30 に記憶されてもよい。また、三次元空間内において超音波を立体的に走査することにより得られた複数のエコーデータが、超音波の立体的な走査に対応した走査座標系 (例えば  $r$  座標系) に対応したアドレスを付され、ボリュームデータとして三次元データ記憶部 30 に記憶されてもよい。

【0031】

図 2 は、ボリュームデータ 32 の具体例を示す図である。図 2 には、診断対象の好適な具体例である胎児を含む三次元空間に対応した  $x y z$  直交座標系のボリュームデータ 32 が図示されている。ボリュームデータ 32 は、 $x y z$  直交座標系において三次元的にアドレスを付された複数ボクセルのボクセルデータで構成される。

10

【0032】

子宮内には、胎児の他に羊水中の浮遊物などがあるため、胎児を含む三次元空間のボリュームデータ 32 内には、図 2 に示す具体例のように、胎児と羊水中の浮遊物に対応した部分が含まれる。なお、胎盤や子宮壁の一部がボリュームデータ 32 内にも含まれる場合もある。

【0033】

図 1 に戻り、画像形成部 80 は、三次元データ記憶部 30 に記憶されたボリュームデータ 32 (図 2) に基づいて超音波画像を形成する。画像形成部 80 は、診断対象を含む三次元空間に対応したボリュームデータ 32 に基づいて、その診断対象を立体的に映し出した三次元超音波画像を形成する。三次元超音波画像の好適な具体例は、公知のボリュームレンダリング処理により得られるレンダリング画像である。

20

【0034】

ボリュームレンダリング処理においては、例えば、図 2 に示す具体例のように、三次元空間に対応したボリュームデータ 32 の外側に仮想的な視点  $VP$  が設定され、ボリュームデータ 32 を間に挟んで、視点  $VP$  と反対側に二次元平面としてのスクリーンが仮想的に設定される。その視点  $VP$  を基準として複数のレイ (透視線) が定義される。各レイは、ボリュームデータ 32 を貫通するように設定される。これにより、各レイ上またはそのレイの近傍において、そのレイに対応した複数ボクセルのボクセルデータが対応することになる。そして、各レイごとに、視点  $VP$  側から、そのレイに対応した複数ボクセルに対してレンダリング法に基づくボクセル演算を逐次的に実行すると、最終のボクセル演算の結果としてそのレイに対応した画素値が決定される。そして、複数のレイから得られる複数の画素値をスクリーン上にマッピングすることによりレンダリング画像が得られる。

30

【0035】

また、図 1 の画像形成部 80 は、ボリュームデータ 32 内の断面に対応した断層画像を形成する。画像形成部 80 は、例えば、ボリュームデータ 32 内において互いに直交する 3 つの断面 (直交 3 断面) に対応した断層画像を形成する。画像形成部 80 において形成された超音波画像は表示画像として表示部 82 に表示される。

【0036】

図 3 は、表示画像の具体例を示す図である。図 3 の三次元画像は、画像形成部 80 により形成されるレンダリング画像の具体例であり、図 2 のボリュームデータ 32 に基づいて得られる。図 3 に示す具体例においては、診断対象の好適な具体例である胎児が三次元画像内に立体的に映し出される。

40

【0037】

図 3 に示す参照断面 A と参照断面 B と参照断面 C は、画像形成部 80 により形成される直交 3 断面の具体例であり、図 2 に示すボリュームデータ 32 に基づいて得られる。例えば、図 2 に示すボリュームデータ 32 の中心において互いに交差するように直交 3 断面が設定される。なお、ボリュームデータ 32 の中心以外の点において互いに交差するように直交 3 断面が設定されてもよいし、直交 3 断面に限らず、ボリュームデータ 32 内に任意の断面が設定され、その断面に対応した断層画像が形成されてもよい。もちろん、ボリュ

50

ームデータ32内における断面の位置や傾きなどが適宜に調整できるようにしてもよい。

【0038】

ところで、子宮内には、胎児の他に胎盤や羊水中の浮遊物などがあり、超音波画像内に胎児の姿、例えば胎児の顔を映し出す際に、胎盤や浮遊物などが表示の妨げとなる場合がある。例えば、図2に示すボリュームデータ32に基づいて、視点VPから見た胎児の三次元画像（レンダリング画像）を形成すると、胎児よりも視点VP側にある浮遊物が、図3の三次元画像のように、胎児よりも手前側（視点VP側）に表示されてしまい、胎児の表示において妨げとなる場合がある。

【0039】

そこで、図1の超音波診断装置は、例えば、表示対象の画像部分（胎児など）が他の画像部分（浮遊物など）によって妨げられないように、表示対象の画像部分を選択的に明示する機能を備えている。その機能について以下に説明する。なお、図1に示した構成（符号を付した各部）については、以下の説明において図1の符号を利用する。

【0040】

基準点設定部40は、ユーザからの指示に基づいてボリュームデータ32（図2）内に基準点を設定する。基準点設定部40は、例えば、ボリュームデータ32内の断面に対応した断層画像内にユーザが設定した指定点を基準点とする。

【0041】

図3には、ボリュームデータ32（図2）内の断面に対応した断層画像内にユーザが設定した指定点の具体例が図示されている。ユーザは、例えば、表示部82に表示される図3の超音波画像を見ながら、トラックボール等の操作デバイス92を操作して、指定点の位置を決定することにより、断層画像内に指定点を設定する。これにより、例えば、表示対象となる画像部分に指定点が設定される。

【0042】

図3は、参照断面B内の胎児の画像部分に指定点を設定した具体例を示している。参照断面Bは、ボリュームデータ32内に設定された断面であり、 $x y z$ 直交座標系内における幾何学的な位置（傾きを含む）が既知である。そのため、参照断面B内において一点の指定点が設定されると、 $x y z$ 直交座標系内におけるその指定点の座標が決定する。そこで、基準点設定部40は、参照断面B内に設定された指定点の $x y z$ 直交座標系内における位置（座標）に基準点を設定する。

【0043】

また、ユーザは、三次元画像内に指定点を設定してもよい。三次元画像内に指定点が設定された場合、基準点設定部40は、ユーザが設定した指定点の画素に対応したレイ上に基準点を設定する。

【0044】

図4は、三次元画像内の指定点から基準点を設定する具体例を示す図である。例えば、ユーザは、表示部82に表示される三次元画像を見ながら、トラックボールなどの操作デバイス92を操作して指定点の位置を決定することにより、三次元画像内に指定点を設定する。これにより、例えば、表示対象となる画像部分に指定点が設定される。

【0045】

図4は、三次元画像内の胎児の画像部分に指定点が設定された具体例を示している。三次元画像は、例えば、公知のボリュームレンダリング処理により得られるレンダリング画像である。既に説明したように、レンダリング画像は、複数のレイから得られる複数の画素値をスクリーン上にマッピングすることにより得られる。したがって、レンダリング画像内に指定点が設定されると、その指定点に対応した位置の画素を決定することができ、さらに、その画素に対応した1本のレイを特定することができる。

【0046】

そこで、基準点設定部40は、指定点に対応した1本のレイを特定し、そのレイに対応した複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、胎児に対応したボクセル領域を探索し、そのボクセル領域内に基準点を設定する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 7 】

具体的には、図 4 に示すように、指定点に対応した（指定点を通る）レイに沿って並ぶ複数ボクセルについて、視点 V P 側から順に各ボクセルのボクセルデータが確認される。各ボクセルのボクセルデータは、そのボクセルの位置におけるエコーデータの大きさに応じた値（ボクセル値）となっている。そのため、胎児が含まれる羊水内において、羊水に対応した各ボクセルは比較的小さなボクセル値となり、胎児に対応した各ボクセルは比較的大きなボクセル値となる。ボクセル値の大小は、例えば二値化処理により識別することができる。

## 【 0 0 4 8 】

基準点設定部 4 0 は、例えば、各ボクセルのボクセル値と閾値を比較し、ボクセル値が閾値よりも大きな（閾値以上の）各ボクセルが胎児に対応し、ボクセル値がその閾値以下の（その閾値よりも小さい）各ボクセルが羊水であると判定する。但し、羊水内の浮遊物も羊水に比べてボクセル値が大きいため、例えば、図 4 に示す具体例のように、指定点を通るレイ上に浮遊物があると、二値化処理のみによる判定では、浮遊物に対応したボクセルを胎児に対応したボクセルであると誤認してしまう可能性がある。

10

## 【 0 0 4 9 】

そこで、基準点設定部 4 0 は、ボクセル値が閾値以上の（閾値よりも大きい）ボクセルが基準個数（例えば 5 個程度～10 個程度までのいずれか）以上連続する場合に、それら連続する複数ボクセルが含まれる領域を胎児に対応したボクセル領域であると判断し、そのボクセル領域内に胎児の基準点を設定する。つまり、胎児に比べて浮遊物は小さいため、胎児とみなせる程度の基準個数だけボクセル値が閾値以上連続する場合に、それら連続する複数ボクセルが胎児に対応したボクセル領域であると判断される。

20

## 【 0 0 5 0 】

そして、基準点設定部 4 0 は、例えば、胎児に対応したボクセル領域内に基準点を設定する。例えば、ボクセル領域内の中心に基準点が設定される。もちろん、胎児に対応したボクセル領域内の中心以外に基準点が設定されてもよい。

## 【 0 0 5 1 】

また、基準点設定部 4 0 は、ユーザにより胎児以外の対象物に対して指定点が設定された場合にも、その指定点に対応した対象物の基準点を設定する。例えば、ユーザにより複数の対象物の各々に対して指定点が設定されると、基準点設定部 4 0 は、各対象物ごとにその対象物の基準点を設定する。

30

## 【 0 0 5 2 】

基準点設定部 4 0 により基準点が設定されると、ボクセル群特定部 5 0 は、基準点が設定されたボリュームデータ 3 2（図 2）内において、ボクセルデータが連結の条件を満たす複数ボクセルで構成される 1 つ又は複数のボクセル群を特定する。1 つ又は複数のボクセル群を特定するにあたっては、公知のいずれの手法を利用してもよいが、その代表例が領域拡張法（リージョングロウイング法）である。

## 【 0 0 5 3 】

図 5 は、領域拡張法の原理を説明するための図である。図 5 には、胎児を含む三次元空間に対応した  $x y z$  直交座標系のボリュームデータ 3 2 が図示されている。

40

## 【 0 0 5 4 】

領域拡張法の原理は次のとおりである。まず、最初の注目ボクセルが指定される（ステップ 1）。次に、その注目ボクセルの周囲に隣接または近接する複数ボクセルの中から領域条件に適合する適合ボクセルが探索され（ステップ 2）、ステップ 2 で探索された適合ボクセルが新たな注目ボクセルとされる（ステップ 3）。そして、ステップ 2 とステップ 3 が繰り返され、領域条件に適合する新たな適合ボクセルが無くなった時点で、1 つの領域（ボクセル群）が決定される（ステップ 4）。つまり、領域条件に適合する複数ボクセルの塊で構成された 1 つのボクセル群が決定される。

## 【 0 0 5 5 】

図 5 に示す具体例に領域拡張法の原理を適用すると、まず、ボクセル群特定部 5 0 は、

50

基準点設定部 40 により設定された基準点に対応したボクセルを最初の注目ボクセルとする (ステップ 1)。胎児に対応したボクセルに基準点が設定されていれば、胎児に対応した 1 つのボクセルが最初の注目ボクセルとなる。

**【0056】**

次に、ボクセル群特定部 50 は、注目ボクセルを中心とするウィンドウ W を利用して適合ボクセルを探索する (ステップ 2)。例えば図 5 に示すように、x 軸方向と y 軸方向と z 軸方向にそれぞれ 3 ボクセルずつの合計 27 ボクセルに対応したウィンドウ W が利用され、注目ボクセルがウィンドウ W の中心となるようにウィンドウ W が配置される。そしてウィンドウ W 内において注目ボクセルに隣接する周囲 26 ボクセルの中から領域条件に適合する適合ボクセルが探索される。

10

**【0057】**

領域条件は、例えば、注目ボクセルと同じ組織に対応したボクセルであることである。具体例を挙げると、注目ボクセルのボクセル値 (輝度値) を基準値とし、周囲 26 ボクセルのうちボクセル値が基準値  $\pm 10$  パーセントの範囲内となる 1 つ又は複数ボクセルが適合ボクセルとされる。もちろん、他の具体例により適合ボクセルが判定されてもよい。

**【0058】**

そして、ボクセル群特定部 50 は、各適合ボクセルを新たな注目ボクセルとし (ステップ 3)、新たな注目ボクセルが中心となるようにウィンドウ W を移動させて適合ボクセルを探索する (ステップ 2)。こうして、ステップ 2 とステップ 3 が繰り返され、領域条件に適合する新たな適合ボクセルが無くなった時点で、1 つの領域 (ボクセル群) が決定される (ステップ 4)。例えば、胎児に対応したボクセルに基準点が設定されていれば、胎児に対応したボクセル群が決定される。

20

**【0059】**

また、基準点設定部 40 により複数の対象物の各々に対応した基準点が設定されている場合に、ボクセル群特定部 50 は、各対象物ごとにその対象物に対応したボクセル群を特定する。

**【0060】**

なお、ボクセル群特定部 50 は、ポリウムデータ 34 内において広域的にウィンドウ W を移動させ、例えばポリウムデータ 34 内の全域を網羅するようにウィンドウ W を移動させて、胎児以外のボクセル群を決定するようにしてもよい。例えば、ポリウムデータ 34 内において、ボクセル値が閾値よりも大きな (閾値以上の) 複数ボクセルのうち、胎児のボクセル群とは異なるボクセルを最初の注目ボクセルとして上述したステップ 1 からステップ 4 を実行する。

30

**【0061】**

そして、例えば、ポリウムデータ 32 内において、ボクセル値が閾値よりも大きな (閾値以上の) 全ボクセルを領域拡張法の処理対象とすることにより、ポリウムデータ 34 内にある全てのボクセル群を決定することが可能になる。なお、領域条件に適合する適合ボクセルのボクセル数が少ない (基準個数以下の) 場合には、ボクセル群から除外するようにしてもよい。

**【0062】**

さらに、ボクセル群を構成するボクセル数の上限が設定されてもよい。例えば、胎児の顔に基準点が設定され、その基準点のボクセルを含む上限個数までの複数ボクセルを 1 つのボクセル群とすることにより、胎児の顔のみの (顔が支配的な) ボクセル群を得ることができる。また、上限個数に代えて又は上限個数に加えて、基準点 (最初の注目ボクセル) からの距離によりボクセル群の大きさが制限されてもよい。なお、ボクセル数の上限個数や基準点からの距離をユーザが適宜に調整できるようにしてもよい。

40

**【0063】**

図 6 は、複数のボクセル群の具体例を示す図である。図 6 には、胎児を含む三次元空間に対応したポリウムデータ 32 (図 2, 図 5) 内において決定される複数のボクセル群の具体例が図示されている。

50

## 【 0 0 6 4 】

図 6 において、領域 1 は基準点が設定された胎児の顔に対応したボクセル群である。領域 2 は、同じ胎児の手に対応したボクセル群である。ボリュームデータ 3 2 内において、胎児の顔のボクセル部分と手のボクセル部分が離れていれば、図 6 に示すように、それら 2 つのボクセル部分が異なるボクセル群として認識される。ボリュームデータ 3 2 内において、胎児の顔のボクセル部分から手のボクセル部分までが連結していても、既に説明したボクセル数の上限個数や基準点からの距離による制限で、顔のボクセル部分と手のボクセル部分を分離することができる。

## 【 0 0 6 5 】

また、図 6 において、領域 3 は羊水中の浮遊物に対応したボクセル群であり、領域 4 は胎盤又は子宮壁に対応したボクセル群である。なお、ボリュームデータ 3 2 内に複数の浮遊物があれば、それら複数の浮遊物に対応した複数のボクセル群が得られる。

10

## 【 0 0 6 6 】

このように、ボクセル群特定部 5 0 は、例えば領域拡張法により、ボリュームデータ 3 2 内において基準点が設定された胎児の顔に対応したボクセル群を特定し、さらに望ましくは、ボリュームデータ 3 2 内においてボクセル群としての条件を満たす全ボクセル群を特定する。

## 【 0 0 6 7 】

なお、ボクセル群特定部 5 0 は、領域拡張法とは異なる原理を利用して、例えば公知のラベリング処理などを利用して、ボリュームデータ 3 2 内において 1 つ又は複数のボクセル群を特定するようにしてもよい。例えば、ボリュームデータ 3 2 ( 図 2 , 図 5 ) 内において、ボクセル値が閾値よりも大きな ( 閾値以上の ) 複数ボクセルを処理対象としたラベリング処理により、例えば図 6 に示すように複数の領域 1 ~ 4 が特定されてもよい。

20

## 【 0 0 6 8 】

また、ボクセル群特定部 5 0 は、特定した各ボクセル群に対して膨張処理を施すようにしてもよい。例えば、領域拡張法やラベリング処理により特定された各ボクセル群は、その内部にボクセルの穴 ( 連結の条件を満たさないボクセル ) が存在する場合があるため、各ボクセル群に属する各ボクセルを数ボクセル程度膨張させて、ボクセルの穴埋め ( 連結の条件を満たさないボクセルをボクセル群に含める ) することが望ましい。さらに、膨張処理により各ボクセル群の外縁を数ボクセル程度膨張させて、例えば胎児の顔などの対象物の外縁を確実に包含する各ボクセル群を得るようにしてもよい。

30

## 【 0 0 6 9 】

ボクセル群特定部 5 0 により 1 つ又は複数のボクセル群が特定されると、例えば、基準点を含むボクセル群のみが表示対象とされる。例えば、胎児に対応したボクセルに基準点が設定されていれば、胎児に対応したボクセル群のみが表示対象とされる。

## 【 0 0 7 0 】

また、表示対象判定部 6 0 が、各ボクセル群ごとにそのボクセル群が表示対象か否かを判定してもよい。表示対象判定部 6 0 は、例えば、ユーザからの指示に基づいて表示対象となる 1 つ又は複数のボクセル群を判定する。そして、参照データ記憶部 7 0 には、各ボクセル群ごとにそのボクセル群が表示対象か否かを示す参照データが記憶される。

40

## 【 0 0 7 1 】

図 7 は、参照データの具体例を示す図である。図 7 には、三次元データ記憶部 3 0 に記憶されるボリュームデータ 3 2 と、そのボリュームデータ 3 2 に対応した参照データの具体例であり参照データ記憶部 7 0 に記憶される参照ボリュームデータ 7 2 が図示されている。

## 【 0 0 7 2 】

参照ボリュームデータ 7 2 は、ボリュームデータ 3 2 を構成する複数ボクセルの各ボクセルごとに、そのボクセルが表示対象か否かを示すマークデータで構成される。つまり、ボリュームデータ 3 2 は、 $x y z$  直交座標系において三次元的にアドレスを付された複数ボクセルのボクセルデータ ( ボクセル値 ) で構成されているのに対し、参照ボリュームデ

50

ータ72は、例えば、ボリュームデータ32と同じアドレスを付された複数ボクセルのマークデータで構成される。各ボクセルのマークデータは、例えば、そのボクセルが表示対象であれば「H」とされ、そのボクセルが表示対象でなければ（表示対象外であれば）「L」とされる。

【0073】

図7に示す具体例では、ボリュームデータ32内において領域1のボクセル群と領域2のボクセル群が特定され、参照ボリュームデータ72内において、領域1のボクセル群に対応した複数ボクセルのマークデータが「L」つまり表示対象外とされ、領域2のボクセル群に対応した複数ボクセルのマークデータが「H」つまり表示対象とされている。

【0074】

なお、参照ボリュームデータ72内において各ボクセル群に含まれていない複数ボクセルのマークデータは全て「L」（表示対象外）とされてもよいし、全て「H」（表示対象）とされてもよい。例えば、子宮内のボリュームデータ32であれば、各ボクセル群に含まれていない羊水に対応した複数ボクセルは輝度値（ボクセルデータ）が小さく、表示対象である胎児の画像を妨げる可能性が低いため、羊水に対応した各ボクセルのマークデータが全て「H」（表示対象）とされてもよい。

【0075】

また、子宮内のボリュームデータ32であれば、参照ボリュームデータ72内において胎盤に対応した複数ボクセルのマークデータが「L」（表示対象外）とされることが望ましい。図7に示す具体例において、胎盤に対応した領域（胎盤側の領域）は、参照ボリュームデータ72内のクリッピング面CSによって特定される。

【0076】

クリッピング面CSは、例えば特許文献4（特開2011-83439号公報）に記載された公知の技術により特定することができる。特許文献4に記載された技術によれば、胎児と胎盤との間の隙間の方向にクリッピング面CSを適切に設定することができる。例えば、特許文献4の技術によれば、ユーザからの指示に応じてそのユーザが所望するクリッピング面CSを設定することができる。もちろん、特許文献4の技術とは異なる手法により、例えば、ボリュームデータ32を構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、胎児と胎盤の間にある羊水のボクセル部分を特定することにより、装置がクリッピング面CSを自動設定してもよい。

【0077】

なお、クリッピング面CSが設定されている場合に、基準点設定部40が、ボリュームデータ32（参照ボリュームデータ72）内においてクリッピング面CSから胎児側に胎児のボクセルを探索して基準点を自動設定するようにしてもよい。

【0078】

表示対象となる1つ又は複数のボクセル群が決定されると、画像形成部80は、表示対象とされた1つ又は複数のボクセル群に対応した画像部分を明示した超音波画像を形成する。画像形成部80は、三次元データ記憶部30に記憶されたボリュームデータ32のうち、参照ボリュームデータ72内において表示対象とされた各ボクセル群に対応した複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、その表示対象を立体的に映し出した三次元超音波画像を形成する。

【0079】

例えば、表示対象とされた各ボクセル群に対応した複数ボクセルのボクセルデータのみを対象としたレンダリング処理により、表示対象とされた各ボクセル群の画像部分のみを立体的に示したレンダリング画像が形成される。

【0080】

図8は、三次元画像の具体例を示す図である。図8には、胎児と浮遊物が含まれるボリュームデータ32（図2）に基づいて得られる三次元画像（レンダリング画像）の具体例が図示されている。

【0081】

10

20

30

40

50

図 8 において、浮遊物が含まれる（浮遊物有）の三次元画像は、例えばポリウムデータ 3 2 内の全ボクセル（胎盤に対応したボクセルは除去されてもよい）のボクセルデータに基づいて得られる三次元画像である。この三次元画像内では、胎児よりも視点側にある浮遊物により胎児の顔の部分が妨げられている。

【 0 0 8 2 】

これに対し、図 8 において胎児を明示した三次元画像は、参照ポリウムデータ 7 2 内において胎児に対応したボクセル群のみが表示対象とされ、ポリウムデータ 3 2 内の胎児に対応した複数ボクセルのボクセルデータに基づいて得られる三次元画像である。胎児を明示した三次元画像には、浮遊物に妨げられずに胎児の顔の部分が明示されている。

【 0 0 8 3 】

なお、表示対象以外の（表示対象外の）画像部分を透かすように表示させて、表示対象の画像部分を明示するようにしてもよい。例えば、図 8 の具体例において、胎児の画像部分の妨げとならないように、浮遊物の画像部分が透けるような表示処理を施すようにしてもよい。

【 0 0 8 4 】

このように、図 1 の超音波診断装置によれば、例えば、表示対象の画像部分（胎児など）が他の画像部分（浮遊物など）によって妨げられないように、三次元画像を形成することができる。なお、いくつかのボクセル群が表示対象とされてもよいし、逆に、いくつかのボクセル群が表示対象外（非表示対象）とされてもよい。

【 0 0 8 5 】

図 9 は、表示対象と表示対象外の指定例 1 を示す図である。図 9（1）には、表示対象を指定する具体例が図示されている。図 9（1）では、参照ポリウムデータ 7 2 内において特定された領域 1 のボクセル群が表示対象とされ、領域 1 のボクセル群に属する複数ボクセルのマークデータが「H」とされ、それら以外の複数ボクセルのマークデータが「L」（表示対象外）とされている。

【 0 0 8 6 】

一方、図 9（2）には、表示対象外を指定する具体例が図示されている。図 9（2）では、参照ポリウムデータ 7 2 内において特定された領域 1 のボクセル群が表示対象外とされ、領域 1 のボクセル群に属する複数ボクセルのマークデータが「L」とされている。なお、子宮内のポリウムデータ 3 2 に関する参照ポリウムデータ 7 2 の場合には、胎盤側の領域に対応した複数ボクセルのマークデータが「L」（表示対象外）とされることが望ましい。例えば、図 7 に示した具体例のように、胎盤に対応した領域（胎盤側の領域）は、参照ポリウムデータ 7 2 内のクリッピング面 CS によって特定される。そして、図 9（2）の具体例では、領域 1 と胎盤側の領域が表示対象外とされ、それら以外の領域における複数ボクセルのマークデータが「H」（表示対象）とされている。

【 0 0 8 7 】

図 10 は、表示対象と表示対象外の指定例 2 を示す図である。図 10 には、図 9（1）の状態から表示対象と表示対象外を追加で指定する具体例が図示されている。

【 0 0 8 8 】

図 10（1）には、表示対象を追加する具体例が図示されている。図 10（1）は、領域 1 のボクセル群が表示対象とされた参照ポリウムデータ 7 2 内において、さらに、領域 2 のボクセル群が表示対象とされた具体例を示している。図 10（1）の参照ポリウムデータ 7 2 内において、領域 1 と領域 2 のボクセル群に属する複数ボクセルのマークデータが「H」とされ、それら以外の複数ボクセルのマークデータが「L」（表示対象外）とされている。

【 0 0 8 9 】

なお、領域 2 の一部が、クリッピング面 CS（図 7）を突き抜けて胎盤側の領域にはみ出している場合には、そのはみ出している部分も表示対象とすることが望ましい。これにより、例えば胎児の顔の一部または手などがクリッピング面 CS からはみ出している場合にも、そのはみ出している部分を表示対象に変更することが可能になる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 9 0 】

図 1 0 ( 2 ) には、表示対象外を追加する具体例が図示されている。図 1 0 ( 2 ) は、領域 1 のボクセル群が表示対象とされた参照ポリウムデータ 7 2 内において、領域 1 内を部分的に表示対象外とする具体例を示している。

## 【 0 0 9 1 】

例えば、胎児の顔と腕を含む領域 1 のボクセル群が特定された場合に、胎児の顔に設定された基準点からのボクセル上限数または距離によりボクセル群の大きさを制限することにより、領域 1 内において胎児の顔のみの（顔が支配的な）ボクセル群を得ることができる（図 5 の説明参照）。そして、領域 1 内において、胎児の顔に対応したボクセル群以外を表示対象外とすることにより、例えば、胎児の顔をその胎児の腕に妨げられないように表示させることができる。また、胎児と胎盤、胎児と子宮壁が繋がって領域 1 とされている場合にも、胎児の顔を残しつつ胎盤や子宮壁を表示対象外とすることができる。

10

## 【 0 0 9 2 】

図 1 0 を利用して説明したように、参照ポリウムデータ 7 2 に対して表示対象または表示対象外のボクセル群を追加的に指定すると、指定の度に参照ポリウムデータ 7 2 を構成するマークデータがその指定に応じて更新される。そこで、参照ポリウムデータ 7 2 に関する更新履歴を参照データ記憶部 7 0 に記憶することが望ましい。例えば、参照ポリウムデータ 7 2 を構成する複数ボクセルの各ボクセルごとに、そのボクセルのマークデータに関する履歴データが記憶される。つまり、各ボクセルごとにそのマークデータの「H（表示対象）」、「L（表示対象外）」の変更履歴が記憶される。これにより、例えばユーザが表示対象と表示対象外の指定を元に戻すことを望む場合に、ユーザからの操作（アンドゥ操作）に応じて各ボクセルのマークデータの変更履歴を遡ることにより、過去の参照ポリウムデータ 7 2 を再現することが可能になる。さらに、例えばユーザからの操作に応じて、過去の参照ポリウムデータ 7 2 からそれ以後に形成された参照ポリウムデータ 7 2 が再現されてもよい。

20

## 【 0 0 9 3 】

図 1 1 は、図 1 の超音波診断装置により実行される処理の具体例を示す図（フローチャート）である。まず、これから特定されるボクセル群を表示対象とするか表示対象外とするのが設定される（S 1 1 0 1）。例えば、ユーザから操作デバイス 9 2 を介して入力される指定に応じて、表示対象が表示対象外かが決定される。

30

## 【 0 0 9 4 】

次に、ユーザからの指示に基づいて基準点が設定される（S 1 1 0 2：図 3，図 4 参照）。例えば、表示対象として胎児の顔を特定したい場合に、ユーザは、断層画像内または三次元画像内において胎児の顔に対応した画像部分に基準点を設定する。また、例えば、表示対象外として浮遊物を特定したい場合に、ユーザは、断層画像内または三次元画像内において浮遊物に対応した画像部分に基準点を設定する。

## 【 0 0 9 5 】

基準点が設定されると、基準点のボクセルを起点としてボクセルデータが連結の条件を満たす複数ボクセルで構成される 1 つのボクセル群が特定される（S 1 1 0 3：図 5，図 6 参照）。

40

## 【 0 0 9 6 】

次に、特定された 1 つのボクセル群が参照ポリウムデータ 7 2 内に反映される（S 1 1 0 4：図 7，図 9，図 1 0 参照）。例えば、S 1 1 0 1 において表示対象とされていれば、S 1 1 0 3 において特定されたボクセル群が表示対象となるように、参照ポリウムデータ 7 2 が更新される。一方、S 1 1 0 1 において表示対象外と設定されていれば、S 1 1 0 3 において特定されたボクセル群が表示対象外となるように、参照ポリウムデータ 7 2 が更新される。

## 【 0 0 9 7 】

そして、ボクセル群の設定が終了したか否かが確認される（S 1 1 0 5）。例えば、ユーザが複数ボクセル群の設定を望む場合には、各ボクセル群ごとに S 1 1 0 1 から S 1 1

50

04までの処理が実行され、S1101からS1104までの処理を繰り返すことにより複数ボクセル群の設定が行われる。

【0098】

こうして、ボクセル群の設定が終了すると(S1105)、表示対象とされた1つ又は複数のボクセル群に対応した画像部分を明示した三次元画像が形成される(S1106:図8参照)。例えば、胎児の顔が表示対象とされ、浮遊物等が表示対象外とされている場合には、胎児の顔を明示したレンダリング画像が形成される。

【0099】

このように、図1の超音波診断装置によれば、例えば胎児を含む三次元空間のボリュームデータ32内において、例えば胎児の顔のみの(又は胎児の顔が支配的な)三次元画像を形成することができる。但し、例えば胎児の顔のみが三次元画像内に明示され、他の組織が全く又は殆ど表示されていないと、胎児の顔だけが映し出された不自然で違和感のある画像になってしまう場合がある。そこで、図1の超音波診断装置は、その違和感や不自然さを解消又は軽減するために、表示対象に背景を追加する画像処理を実行してもよい。

【0100】

図12は、表示対象に背景を追加する画像処理例を示す図である。図12(1)に示す参照ボリュームデータ72内には、表示対象となるボクセル群(表示対象ボクセル群)が1つだけ設定されている。例えば胎児の顔に対応したボクセル群が表示対象とされる。

【0101】

次に、表示対象ボクセル群の代表点、例えば表示対象ボクセル群の重心点が導出され、三次元画像の視点VP側から見て重心点(代表点)よりも奥にある複数ボクセルが背景ボクセル群とされる。例えば、図12(2)に示すように、表示ボクセル群の重心点(代表点)を含み、視線に対して直交するように背景基準面が設定され、視点VP側から背景基準面よりも奥にある全ボクセルが背景ボクセル群とされる。

【0102】

そして、図12(3)に示すように、表示対象に対応したボクセル群(表示対象ボクセル群)と背景ボクセル群に対応した複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、視点VPから見た三次元画像(レンダリング画像)が形成される。

【0103】

背景ボクセルは、視点VPから見て表示対象ボクセルよりも奥にあるため、三次元画像内において、表示対象ボクセルの画像部分が背景ボクセルの画像部分に妨げられることがない。また、背景ボクセルの画像部分も表示されるため、表示対象ボクセルの画像部分のみが表示される場合に比べて、例えば胎児の顔のみが表示される場合に比べて、背景のある自然な三次元画像を得ることが可能になる。例えば、胎児の顔に加えて、その顔の背景にある子宮壁や浮遊物などが表示され、胎児の顔を明示しつつ、違和感のない自然な画像を形成することが可能になる。

【0104】

なお、背景基準面の位置や傾きや形状を例えばユーザが調整できるようにしてもよい。例えば、表示対象ボクセルと背景ボクセルに基づいて得られる三次元画像が表示部82に表示され、ユーザが表示部82に表示される三次元画像を視覚的に確認しつつ、操作デバイス92を操作して、背景基準面の位置や傾きや形状を調整できるようにしてもよい。

【0105】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、図1に示す構成(符号を付された各部)のうち、送受信部12, ビームデータ処理部20, 基準点設定部40, ボクセル群特定部50, 表示対象判定部60, 画像形成部80の各部は、例えば、電気電子回路やプロセッサ等のハードウェア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、上記各部に対応した機能の少なくとも一部がコンピュータにより実現されてもよい。つまり、上記各部に対応した機能の少なくとも一部が、CPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア(プログラム)との協働により実現されてもよい。

10

20

30

40

50

【0106】

三次元データ記憶部30と参照データ記憶部70は、各々が例えば半導体デバイスやハードディスクドライブなどの記憶デバイスにより実現することができる。もちろん三次元データ記憶部30と参照データ記憶部70が一つの記憶デバイス内に構成されてもよい。表示部82の好適な具体例は液晶ディスプレイ等であり、操作デバイス92は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。

【0107】

制御部90は、図1の超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部90による全体的な制御には、操作デバイス92を介して、ユーザから受け付けた指示も反映される。そして、制御部90は、例えば、CPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア(プログラム)との協働により実現することができる。

10

【0108】

なお、以上に説明した本発明の好適な実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

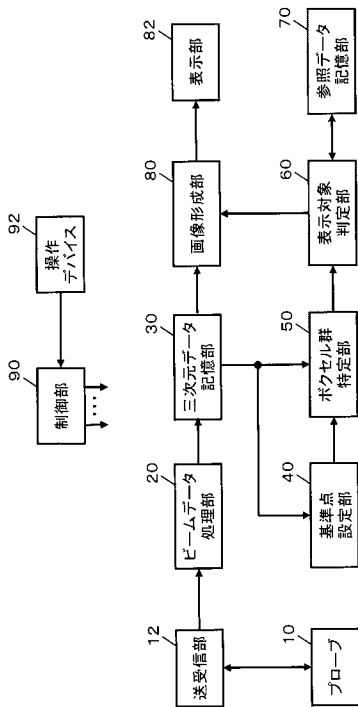
【符号の説明】

【0109】

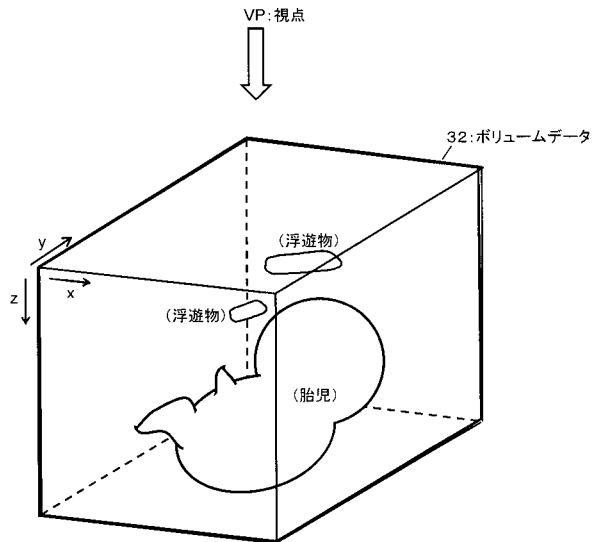
10 プローブ、12 送受信部、20 ビームデータ処理部、30 三次元データ記憶部、40 基準点設定部、50 ボクセル群特定部、60 表示対象判定部、70 参照データ記憶部、80 画像形成部、90 制御部、92 操作デバイス。

20

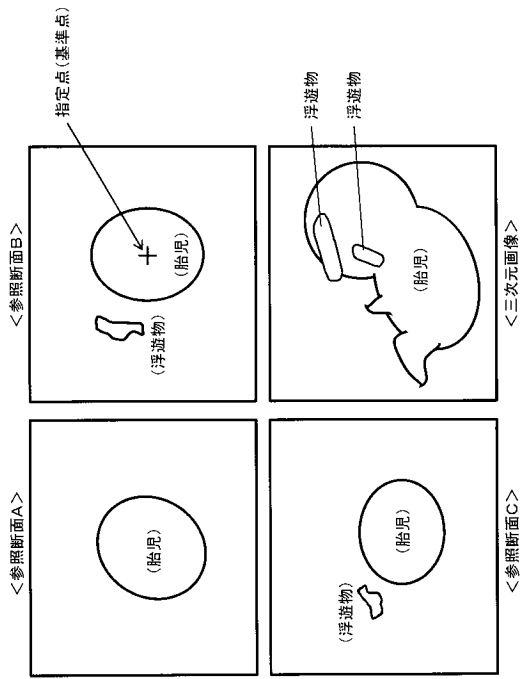
【図1】



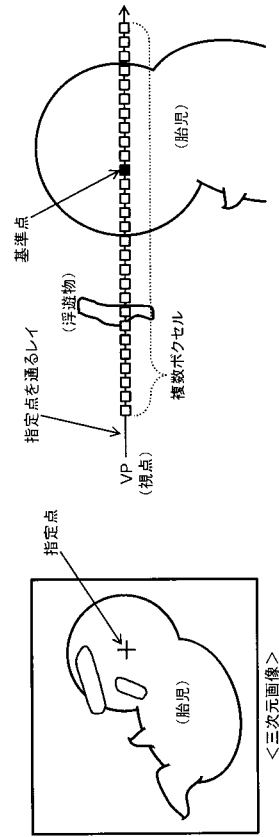
【図2】



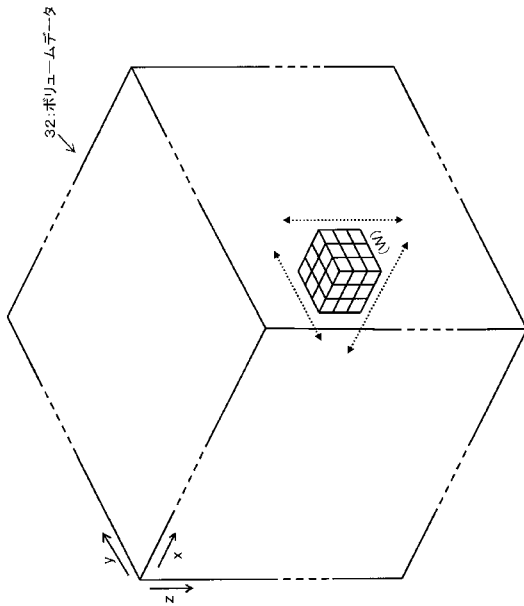
【 図 3 】



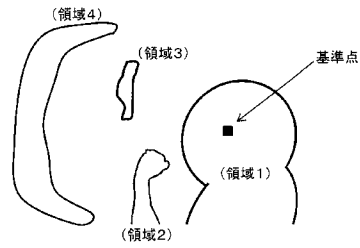
【 図 4 】



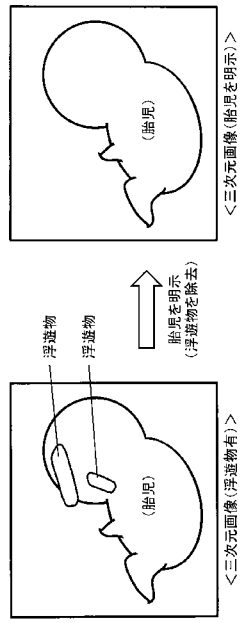
【 図 5 】



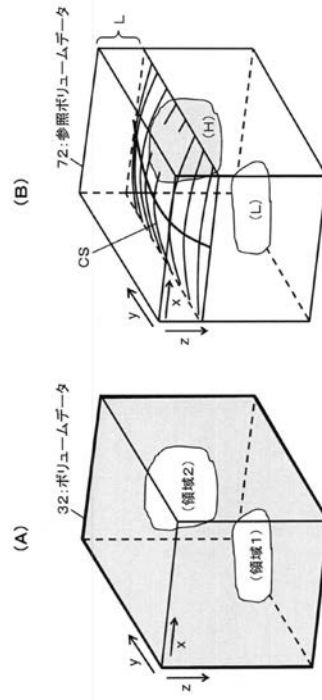
【 図 6 】



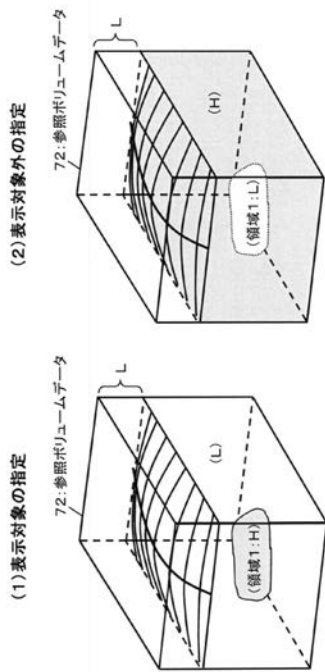
【 図 8 】



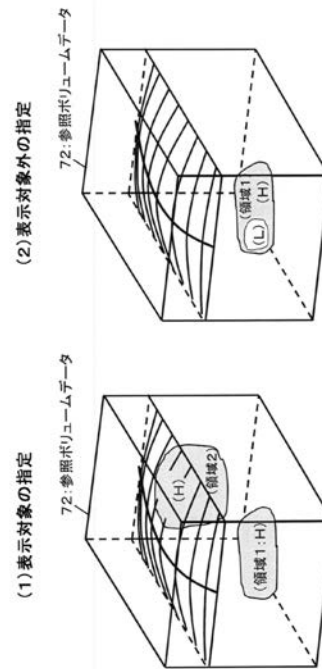
【 図 7 】



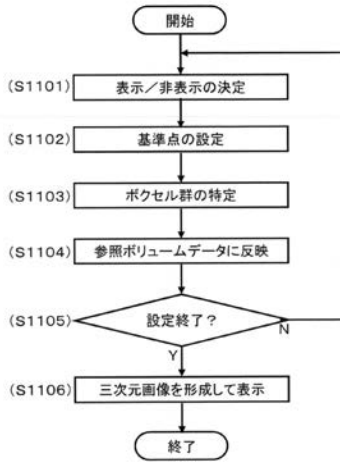
【 図 9 】



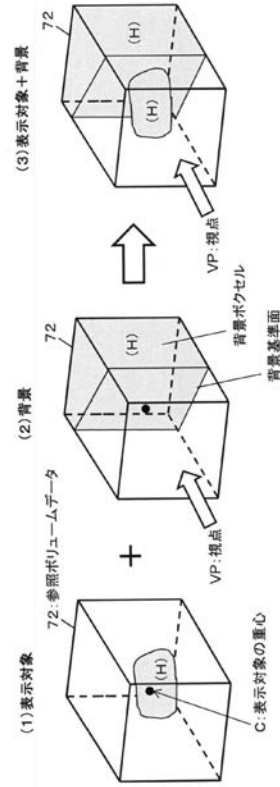
【 図 10 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】平成28年2月9日 (2016.2.9)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】明細書

【 補正対象項目名 】0060

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 0060 】

なお、ボクセル群特定部50は、ボリュームデータ32内において広域的にウィンドウWを移動させ、例えばボリュームデータ32内の全域を網羅するようにウィンドウWを移動させて、胎児以外のボクセル群を決定するようにしてもよい。例えば、ボリュームデータ32内において、ボクセル値が閾値よりも大きな（閾値以上の）複数ボクセルのうち、胎児のボクセル群とは異なるボクセルを最初の注目ボクセルとして上述したステップ1からステップ4を実行する。

【 手続補正 2 】

【 補正対象書類名 】明細書

【 補正対象項目名 】0061

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 0061 】

そして、例えば、ボリュームデータ32内において、ボクセル値が閾値よりも大きな（閾値以上の）全ボクセルを領域拡張法の処理対象とすることにより、ボリュームデータ32内にある全てのボクセル群を決定することが可能になる。なお、領域条件に適合する適合ボクセルのボクセル数が少ない（基準個数以下の）場合には、ボクセル群から除外するようにしてもよい。

## 【手続補正書】

【提出日】平成28年4月14日(2016.4.14)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波のボリュームデータ内において、当該ボリュームデータを構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、ボクセルデータが連結の条件を満たす複数ボクセルで構成される1つ又は複数のボクセル群を特定する特定部と、

特定された1つ又は複数のボクセル群のうちの表示対象である各ボクセル群に対応した複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、当該表示対象を選択的に明示した超音波画像を形成する画像形成部と、

ユーザからの指示に基づいて、前記特定部により特定された前記各ボクセル群ごとにそのボクセル群が表示対象か否かを判定する判定部と、

前記各ボクセル群ごとにそのボクセル群が表示対象か否かを示す参照データを記憶する記憶部と、

を有し、

前記記憶部には、前記参照データとして、前記ボリュームデータを構成する複数ボクセルの各ボクセルごとに当該ボクセルが表示対象か否かを示すマークデータで構成される参照ボリュームデータが記憶され、

前記判定部は、表示対象と判定した各ボクセル群に属する複数ボクセルの前記マークデータが表示対象を示すように前記参照ボリュームデータを更新する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

超音波のボリュームデータ内において、当該ボリュームデータを構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、ボクセルデータが連結の条件を満たす複数ボクセルで構成される1つ又は複数のボクセル群を特定する特定部と、

特定された1つ又は複数のボクセル群のうちの表示対象である各ボクセル群に対応した複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、当該表示対象を選択的に明示した超音波画像を形成する画像形成部と、

ユーザからの指示に基づいて前記ボリュームデータ内に基準点を設定する設定部と、

を有し、

前記特定部は、前記基準点に対応したボクセルを起点として前記連結の条件を満たす複数ボクセルで構成される各ボクセル群を特定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項2に記載の超音波診断装置において、

前記設定部は、前記ボリュームデータ内の断面に対応した断層画像内にユーザが設定した指定点を前記基準点とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

請求項2に記載の超音波診断装置において、

前記ボリュームデータ内を通る複数のレイの各々から得られる画素データに基づいて、

当該ボリュームデータ内を立体的に示した三次元画像が形成され、

前記設定部は、前記三次元画像内にユーザが設定した指定点の画素データに対応したレイ上に前記基準点を設定する、

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、

前記設定部は、前記指定点に対応したレイを構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて胎児の顔に対応したボクセル領域を探索し、当該ボクセル領域内に前記基準点を設定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 2 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記特定部は、前記基準点に対応したボクセルを起点として前記連結の条件を満たし、且つ、当該基準点から指定距離内にある複数ボクセルを前記各ボクセル群とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 2 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記特定部は、前記基準点に対応したボクセルを起点として前記連結の条件を満たし、且つ、指定個数以下の複数ボクセルを前記各ボクセル群とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記特定部により特定される 1 つ又は複数のボクセル群には、表示対象である胎児の顔に対応したボクセル群が含まれ、

前記画像形成部は、前記胎児の顔に対応したボクセル群を構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、当該胎児の顔を選択的に明示した超音波画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

超音波のボリュームデータ内において、当該ボリュームデータを構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、ボクセルデータが連結の条件を満たす複数ボクセルで構成される 1 つ又は複数のボクセル群を特定する特定部と、

特定された 1 つ又は複数のボクセル群のうちの表示対象である各ボクセル群に対応した複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、当該表示対象を選択的に明示した超音波画像を形成する画像形成部と、

を有し、

前記特定部により特定される 1 つ又は複数のボクセル群には、表示対象である胎児の顔に対応したボクセル群が含まれ、

前記画像形成部は、前記胎児の顔に対応したボクセル群を構成する複数ボクセルのボクセルデータに基づいて、当該胎児の顔を選択的に明示した超音波画像を形成するにあたり

、前記ボリュームデータ内の胎児の顔に対応した複数ボクセルのボクセルデータと、背景組織としての条件を満たす複数ボクセルのボクセルデータと、に基づいて、当該胎児の顔と当該背景組織を映し出した超音波画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

---

フロントページの続き

(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 前田 俊徳

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 田中 由紀

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 BB03 DD09 EE04 JC11 JC12 JC29 JC33 KK22 KK25

5B057 AA07 BA05 CA08 CA13 CA16 CB08 CB13 CB16 CF04 CH11

DA07 DA08 DA12 DA16 DB03 DB09 DC04

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016152854A</a>	公开(公告)日	2016-08-25
申请号	JP2015031587	申请日	2015-02-20
[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	小林正樹 井上信康 村下賢 永瀬優子 前田俊徳 田中由紀		
发明人	小林 正樹 井上 信康 村下 賢 永瀬 優子 前田 俊徳 田中 由紀		
IPC分类号	A61B8/14 G06T1/00		
CPC分类号	G06T5/002 A61B8/0866 A61B8/14 A61B8/466 A61B8/5207 A61B8/523 G06K9/00275 G06K9/4638 G06K9/4661 G06T1/00 G06T7/0012 G06T2207/10136 G06T2207/20182 G06T2207/30044		
FI分类号	A61B8/14 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/EE04 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/KK22 4C601/KK25 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CF04 5B057/CH11 5B057/DA07 5B057/DA08 5B057/DA12 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC04 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA24 5L096/DA01 5L096/FA54 5L096/GA07 5L096/GA51 5L096/GA59		
其他公开文献	JP5957109B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于选择性地指示超声图像中的显示目标的技术。体素组确定单元(50)基于形成体数据的多个体素的体素数据，在超声波的体数据中包括由多个体素构成的一个体素。可替代地，指定多个体素基团。图像形成单元80基于与作为被识别的一个或多个体素组的显示目标的每个体素组相对应的多个体素的体素数据，选择性地指示显示目标的超声图像。形成。结果，可以形成三维图像，使得诸如胎儿的图像部分不会被诸如羊水里的悬浮物之类的图像部分遮挡。[选型图]图1

