

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6063525号
(P6063525)

(45) 発行日 平成29年1月18日(2017.1.18)

(24) 登録日 平成28年12月22日(2016.12.22)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
G 0 6 T 1/00 (2006.01) G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 4 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2015-134260 (P2015-134260)
 (22) 出願日 平成27年7月3日(2015.7.3)
 審査請求日 平成28年3月22日(2016.3.22)

(73) 特許権者 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 西浦 朋史
 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立
 アロカメディカル株式会社内
 審査官 山口 裕之

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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内の三次元空間に対する超音波の送受波により順次取得された複数のボリュームデータのそれぞれに対して注目部位を含む部分を抽出する処理を適用し、これにより複数の部分ボリュームデータを生成する部分ボリュームデータ生成手段と、

前記複数の部分ボリュームデータをそれらの間で前記注目部位が揃うように空間的に合成し、これにより合成部分ボリュームデータを生成する合成手段と、

前記合成部分ボリュームデータに対してレンダリング処理を適用し、これにより三次元超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

を含み、

前記合成手段は、

前記部分ボリュームデータ毎にボクセル単位で法線ベクトルを演算し、これにより前記部分ボリュームデータ毎に法線ベクトル群を得る法線ベクトル演算手段と、

前記部分ボリュームデータ毎に前記法線ベクトル群に基づいて前記注目部位についての代表位置を演算する代表位置演算手段と、

前記部分ボリュームデータ毎に前記法線ベクトル群に基づいて前記注目部位についての代表方位を演算する代表方位演算手段と、

を含み、前記複数の部分ボリュームデータの間で前記注目部位についての前記代表位置及び前記代表方位が揃うように前記複数の部分ボリュームデータの位置及び向きを調整して前記複数の部分ボリュームデータを合成する、

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、

前記代表方位演算手段は、前記代表位置を中心とする近似図形を前記部分ボリュームデータ毎にフィッティングさせ、前記近似図形の表面からの距離が閾値以上となるボクセルと当該ボクセルの法線ベクトルを除去し、残存する法線ベクトル群に基づいて前記代表方位を演算する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記近似図形は中空楕円体である、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

コンピュータを、

被検体内の三次元空間に対する超音波の送受波により順次取得された複数のボリュームデータのそれぞれに対して注目部位を含む部分を抽出する処理を適用し、これにより複数の部分ボリュームデータを生成する部分ボリュームデータ生成手段と、

前記複数の部分ボリュームデータをそれらの間で前記注目部位が揃うように空間的に合成し、これにより合成部分ボリュームデータを生成する合成手段と、

前記合成部分ボリュームデータに対してレンダリング処理を適用し、これにより三次元超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、

として機能させ、

前記合成手段は、

前記部分ボリュームデータ毎にボクセル単位で法線ベクトルを演算し、これにより前記部分ボリュームデータ毎に法線ベクトル群を得る法線ベクトル演算手段と、

前記部分ボリュームデータ毎に前記法線ベクトル群に基づいて前記注目部位についての代表位置を演算する代表位置演算手段と、

前記部分ボリュームデータ毎に前記法線ベクトル群に基づいて前記注目部位についての代表方位を演算する代表方位演算手段と、

を含み、前記複数の部分ボリュームデータの間で前記注目部位についての前記代表位置及び前記代表方位が揃うように前記複数の部分ボリュームデータの位置及び向きを調整して前記複数の部分ボリュームデータを合成する、

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】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、注目部位の三次元画像を生成する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、三次元超音波診断が普及しつつある。例えば、産科においては、母体内の胎児を包含する三次元空間に対して超音波が送受波され、これにより、ボリュームデータが取得される。一般的に、ボリュームデータに対して三次元関心領域（3D-ROI）が設定され、三次元関心領域内のデータに対するレンダリング処理により、胎児の三次元画像が生成される（特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2008 - 18224 号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】**【0004】**

ところで、注目部位の動きや超音波プローブの位置ずれ等に起因して、注目部位を表すデータが部分的に欠落する場合がある。この場合、三次元画像において注目部位の視認性が低下するという問題が生じる。例えば、胎児、母体、超音波プローブ等が動くことによって、胎児の顔を表すデータが部分的に欠落する場合があり、この場合、三次元画像において胎児の顔が適切に表されないという問題が生じる。

【0005】

本発明の目的は、超音波診断装置において、注目部位の視認性が良好な三次元超音波画像が生成されるようにすることである。

【課題を解決するための手段】**【0006】**

本発明に係る超音波診断装置は、被検体内の三次元空間に対する超音波の送受波により順次取得された複数のポリウムデータのそれぞれに対して注目部位を含む部分を抽出する処理を適用し、これにより複数の部分ポリウムデータを生成する部分ポリウムデータ生成手段と、前記複数の部分ポリウムデータをそれらの間で前記注目部位が揃うように空間的に合成し、これにより合成部分ポリウムデータを生成する合成手段と、前記合成部分ポリウムデータに対してレンダリング処理を適用し、これにより三次元超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、を含むことを特徴とする。

【0007】

上記の構成によると、複数の部分ポリウムデータの間で注目部位が揃うように、複数の部分ポリウムデータが空間的に合成される。例えば、複数の部分ポリウムデータの間で注目部位の位置と向きが揃えられた状態で合成部分ポリウムデータが生成される。上記の合成処理によると、部分ポリウムデータにおいてデータが部分的に欠落している場合であっても、複数の部分ポリウムデータの間で注目部位を揃えた状態で、そのデータ欠落部分を他の部分ポリウムデータによって補うことが可能となる。これにより、三次元超音波画像において注目部位像の部分的な欠落を防止又は低減することが可能となり、注目部位を適切に表す三次元超音波画像を生成することが可能となる。注目部位は、例えば胎児の顔である。もちろん、他の部位が注目部位であってもよい。例えば、注目部位の動きや超音波プローブの位置ずれ等に起因して、部分ポリウムデータにデータ欠落部分が発生した場合であっても、そのデータ欠落部分を他の部分ポリウムデータによって補うことが可能となり、その結果、注目部位が適切に表された三次元超音波画像を生成することが可能となる。なお、部分ポリウムデータを平滑化してから合成処理を適用してもよい。

【0008】

望ましくは、前記合成手段は、前記複数の部分ポリウムデータの間で前記注目部位についての代表位置及び代表方位が揃うように前記複数の部分ポリウムデータの位置及び向きを調整して前記複数の部分ポリウムデータを合成する。

【0009】

上記の構成において、代表位置は注目部位の位置を代表的に示す位置であり、代表方位は注目部位の方位（向き）を代表的に示す方位である。複数の部分ポリウムデータの間で代表位置と代表方位を揃えるように複数の部分ポリウムデータの位置と向きを調整することにより、複数の部分ポリウムデータの間で注目部位の位置と方位を揃えることが可能となる。その状態で複数の部分ポリウムデータを合成することにより、合成による注目部位の位置ずれや向きのずれを防止又は低減することが可能となる。

【0010】

望ましくは、前記合成手段は、前記部分ポリウムデータ毎にボクセル単位で法線ベクトルを演算し、これにより前記部分ポリウムデータ毎に法線ベクトル群を得る法線ベクトル演算手段と、前記部分ポリウムデータ毎に前記法線ベクトル群に基づいて前記代表位置を演算する代表位置演算手段と、前記部分ポリウムデータ毎に前記法線ベクトル群

10

20

30

40

50

に基づいて前記代表方位を演算する代表方位演算手段と、を含む。

【0011】

上記の構成によると、ボクセル単位で法線ベクトルを演算することにより、個々のボクセルの向きが求められる。法線ベクトル群は、個々のボクセルについて演算された法線ベクトルの束であり、その法線ベクトル群に基づいて代表位置と代表方位が演算される。例えば、法線ベクトル群に含まれる各ベクトルを仮想的に延長し、各延長線が交差する交点群に基づいて代表位置を求めてもよい。その交点群の重心位置や平均位置等が代表位置として用いられてもよい。また、法線ベクトル群を平均化し、その平均化されたベクトルの向きが代表方位として用いられてもよい。

【0012】

望ましくは、前記代表位置演算手段は、近似図形を前記部分ボリュームデータにフィッティングさせることにより前記代表位置を演算し、前記代表方位演算手段は、前記近似図形を前記部分ボリュームデータにフィッティングさせることにより前記代表方位を演算する。近似図形は注目部位に近似する図形である。例えば、注目部位の表面又は表面近傍に対して近似図形がフィッティングされる。

【0013】

望ましくは、前記近似図形は中空楕円体である。例えば、胎児の頭等のように楕円体とみなせる注目部位に、楕円体がフィッティングされて、これにより、代表位置と代表方位が演算される。

【0014】

本発明に係るプログラムは、コンピュータを、被検体内の三次元空間に対する超音波の送受波により順次取得された複数のボリュームデータのそれぞれに対して注目部位を含む部分を抽出する処理を適用し、これにより複数の部分ボリュームデータを生成する部分ボリュームデータ生成手段と、前記複数の部分ボリュームデータをそれらの間で前記注目部位が揃うように空間的に合成し、これにより合成部分ボリュームデータを生成する合成手段と、前記合成部分ボリュームデータに対してレンダリング処理を適用し、これにより三次元超音波画像を生成する超音波画像生成手段と、として機能させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によると、超音波診断装置において、注目部位の視認性が良好な三次元超音波画像を生成することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の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】3Dメモリと三次元画像生成部の構成を示すブロック図である。

【図3】時間軸上に沿って取得された複数のボリュームデータを示す模式図である。

【図4】断面画像の一例を示す模式図である。

【図5】ボリュームデータの一例を示す模式図である。

【図6】断面画像の一例を示す模式図である。

【図7】調整情報演算部による処理の一例を示すフローチャートである。

【図8】部分ボリュームデータの一例を示す模式図である。

【図9】部分ボリュームデータの一例を示す模式図である。

【図10】部分ボリュームデータの一例を示す模式図である。

【図11】ボクセルと中空楕円体との位置関係を説明するための図である。

【図12】部分ボリュームデータの一例を示す模式図である。

【図13】部分ボリュームデータの一例を示す模式図である。

【図14】部分ボリュームデータ調整部による処理の一例を示すフローチャートである。

【図15】部分ボリュームデータ調整部による処理の一例を説明するための図である。

【図16】部分ボリュームデータ調整部による処理の一例を説明するための図である。

【図17】部分ボリュームデータ調整部による処理の一例を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図18】部分ボリュームデータ合成部による処理の一例を示すフローチャートである。

【図19】部分ボリュームデータ合成部による処理の一例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の実施形態が示されている。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三次元画像を生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。

【0018】

プローブ10は超音波を送受波する送受波器である。本実施形態においては、プローブ10は2Dアレイ振動子を有している。2Dアレイ振動子は、複数の振動素子が二次元的に配列されて形成されたものである。この2Dアレイ振動子によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームは二次元的に走査される。これにより、三次元エコーデータ取込空間としての三次元空間12が形成される。または、プローブ10は、1Dアレイ振動子とそれを機械的に走査する走査機構とを内蔵していてもよい。1Dアレイ振動子による超音波ビームの電子走査により走査面が形成され、その走査面を機械的に走査してもよい。このような方式によっても、三次元空間12が形成される。電子走査方式としては、電子セクタ走査、電子リニア走査等が知られている。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。

【0019】

送受信部14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14は、プローブ10の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において受波され、これによりプローブ10から送受信部14へ複数の受信信号が出力される。送受信部14では、複数の受信信号に対する整相加算処理が実行され、これにより整相加算後の受信信号としてビームデータが出力される。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。

【0020】

ビームデータに対しては、信号処理部16によって、検波、対数圧縮、座標変換、等の信号処理が適用される。信号処理後のビームデータは、3Dメモリ18に格納される。もちろん、そのような処理が行われないビームデータが3Dメモリ18に格納されてもよい。ビームデータの読み出し時に、上記の処理が行われてもよい。

【0021】

3Dメモリ18は、送受波空間としての三次元空間に対応する記憶空間を有している。3Dメモリ18には、三次元空間12から取得されたエコーデータ集合体としてのボリュームデータが格納される。ボリュームデータは、実際には、複数本のビームデータに対する座標変換及び補間処理により構成されるデータである。もちろん、そのような処理が行われないデータが3Dメモリ18に格納されてもよい。データの読み出し時に、上記の処理が行われてもよい。

【0022】

三次元画像生成部20は、3Dメモリ18からボリュームデータを読み出し、制御部30から与えられたレンダリング条件に従って、三次元関心領域(3D-ROI)内の部分ボリュームデータに対してレンダリング処理を実行する。これにより、三次元画像が生成される。その画像データは表示処理部26に出力される。レンダリング処理としては各種の手法が知られており、様々な手法を採用することができる。例えば、ボリュームレンダリング法等の画像処理法が適用される。本実施形態では、三次元画像生成部20は、時間軸上に沿って順次取得された複数のボリュームデータのそれぞれから部分ボリュームデータを抽出する。そして、三次元画像生成部20は、複数の部分ボリュームデータをそれらの間で注目部位が揃うように空間的に合成し、これにより、合成部分ボリュームデータを

10

20

30

40

50

生成する。この合成部分ボリュームデータに対してレンダリング処理が適用され、これにより、三次元画像が生成される。三次元画像生成部 20 については、図 2 以降の図面を参照して詳しく説明する。

【0023】

断面画像生成部 22 は、二次元の断面画像（Bモード断層画像）を生成する機能を備えている。例えば、断面画像生成部 22 は、ユーザによって任意に設定された断面における断面画像を生成する機能を備えている。具体的には、制御部 30 から断面画像生成部 22 に対して任意断面の座標情報等が与えられると、断面画像生成部 22 は、その任意断面に対応するデータを 3Dメモリ 18 から読み出す。断面画像生成部 22 は、読み出したデータに基づいて二次元の断面画像を生成する。この画像データは表示処理部 26 に出力される。なお、断面画像生成部 22 は、ユーザによって指定された任意の数の断面画像を生成してもよい。断面画像生成部 22 は、二次元の走査面に対する超音波の送受波により取得されたビームデータに基づいて、Bモード断層画像を生成してもよい。

10

【0024】

グラフィック画像生成部 24 は、制御部 30 から供給されるグラフィック作成用のパラメータに従って、断面画像や三次元画像に対してオーバーレイ表示されるグラフィックデータを生成する。例えば、グラフィック画像生成部 24 は、三次元関心領域の断面を表すグラフィックデータやカットラインを表すグラフィックデータ等のデータを生成する。このように生成されたグラフィックデータは表示処理部 26 に出力される。

【0025】

表示処理部 26 は、三次元画像や断面画像等の画像に対して、必要なグラフィックデータをオーバーレイ処理し、これによって表示画像データを生成する。表示画像データは表示部 28 に出力され、表示モードに従った表示態様で 1 又は複数の画像が表示される。例えば、三次元画像や断面画像等の画像がリアルタイムで動画像として表示される。表示部 28 は、例えば液晶ディスプレイ等の表示デバイスによって構成されている。

20

【0026】

制御部 30 は、超音波診断装置の各部の制御を行う機能を備えている。また、制御部 30 は関心領域設定部 32 を含む。

【0027】

関心領域設定部 32 は、カット面を含む三次元関心領域をボリュームデータに対して設定する。カット面は、例えば、ボリュームデータに対して設定される変形可能な面である。カット面はレンダリング処理の開始面に相当し、画像化対象組織と非対象組織とを分離する機能を有する。カット面を基準にして、手前側の組織（レンダリング処理における投影視点側の組織）は画像化の非対象組織に相当し、奥側の組織（投影視点とは反対側の組織）は画像化の対象組織に相当する。カット面は、ユーザのマニュアル操作によって指定されてもよいし、自動的に設定されてもよい。マニュアル設定においては、例えば、ボリュームデータの代表断面を表す画像が表示部 28 に表示され、その画像上に、三次元関心領域の断面を表すボックスが表示される。そして、ボックスの上辺の形状がユーザによって操作される。ボックスの上辺がカットラインに相当し、そのカットラインに基づいてカット面が形成される。カットラインは、例えば、少なくとも 3 点に基づいて形成されるスプライン曲線であってもよいし、任意の形状のラインであってもよい。例えば、ユーザが入力部 34 を利用して断面画像上において少なくとも 3 点を指定すると、関心領域設定部 32 は、それらの点に基づいて、カットラインとしてのスプライン曲線を形成する。もちろん、別の手法によってカットラインが形成されてもよい。関心領域設定部 32 は、例えば、カットラインを通る複数のスプライン曲線を生成し、これにより、カット面が形成される。自動設定においては、例えば、ボリュームデータ中の胎児データと子宮壁データとの間の羊水データが検出され、その羊水データの中にカット面が設定される。もちろん、別の手法によってカット面が設定されてもよい。三次元画像生成部 20 は、三次元関心領域内の部分ボリュームデータに対してレンダリング処理を適用する。

30

40

【0028】

50

制御部 30 には入力部 34 が接続されている。入力部 34 は例えば操作パネルによって構成され、その操作パネルはキーボードやトラックボール等を有するデバイスである。ユーザは入力部 34 を用いて、三次元関心領域の設定にあたって必要な数値や任意断面の座標等の情報を入力することが可能である。

【0029】

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 Array) 等によって実現されてもよい。

10

【0030】

以下、本実施形態に係る超音波診断装置の構成について詳しく説明する。

【0031】

図 2 には、3Dメモリ 18 と三次元画像生成部 20 の詳細な構成が示されている。

【0032】

ボリュームデータ記憶部 36 には、三次元空間 12 から取得されたボリュームデータが記憶される。超音波ビームの送受波によって、時間軸上に並ぶ複数のボリュームデータが順次取得され、複数のボリュームデータがボリュームデータ記憶部 36 に記憶される。

20

【0033】

部分ボリュームデータ抽出部 38 は、複数のボリュームデータをボリュームデータ記憶部 36 から取得し、複数のボリュームデータのそれぞれに対して三次元関心領域内のデータを抽出する処理を適用し、これにより、複数の部分ボリュームデータを生成する。三次元関心領域は、例えば注目部位を含む領域である。注目部位は、例えば胎児又はその顔面である。この場合、胎児像又は胎児の顔面像を含む複数の部分ボリュームデータが生成される。なお、部分ボリュームデータ抽出部 38 は、ユーザによって指定された期間内に取得された複数のボリュームデータをボリュームデータ記憶部 36 から取得してもよいし、自動的に設定された期間内に取得された複数のボリュームデータをボリュームデータ記憶部 36 から取得されてもよい。

30

【0034】

調整情報演算部 40 は、部分ボリュームデータ毎に、注目部位の代表位置（代表座標）と代表方位を演算する機能を備えている。代表位置と代表方位は、調整情報として用いられる。例えば、調整情報演算部 40 は、部分ボリュームデータ毎にそこに含まれるボクセル単位で法線ベクトルを演算し、これにより、部分ボリュームデータ毎に、複数の法線ベクトルを含む法線ベクトル群を得る機能を備えている。つまり、各ボリュームデータにおいて、個々のボクセルの法線ベクトルが演算され、これにより、部分ボリュームデータ毎に法線ベクトル群が得られる。調整情報演算部 40 は、部分ボリュームデータ毎に、法線ベクトル群に基づいて代表位置と代表方位を演算する。

40

【0035】

部分ボリュームデータ調整部 42 は、複数の部分ボリュームデータの間で注目部位についての代表位置と代表方位が揃うように、複数の部分ボリュームデータの位置と向きを調整する。これより、複数の調整部分ボリュームデータが生成され、これらは調整部分ボリュームデータ記憶部 44 に記憶される。

【0036】

部分ボリュームデータ合成部 46 は、複数の調整部分ボリュームデータを調整部分ボリュームデータ記憶部 44 から取得し、複数の調整部分ボリュームデータを合成する。これ

50

により、合成部分ポリウムデータが生成される。合成部分ポリウムデータは、合成部分ポリウムデータ記憶部48に記憶される。

【0037】

レンダリング部50は、合成部分ポリウムデータ記憶部48から合成部分ポリウムデータを取得し、合成部分ポリウムデータに対してレンダリング処理を適用する。これにより、三次元画像が生成される。この三次元画像のデータは表示処理部26に出力される。

【0038】

図3には、超音波ビームの送受波によって生成されたポリウムデータ列が示されている。ポリウムデータ列は、時間軸上に並ぶ複数のポリウムデータ(ポリウムデータ52a, 52b, . . . , 52n, . . .)を含む。各ポリウムデータは、ポリウムデータ記憶部36に記憶される。

10

【0039】

図4には、断面画像の一例が示されている。断面画像54は、ポリウムデータの代表断面を表す画像であり、例えば、三次元空間12の中央の走査面における画像である。もちろん、断面画像54は、別の面における画像であってもよい。断面画像54には、一例として、胎児像56、子宮壁像58及び羊水像60が含まれる。

【0040】

断面画像54は、例えばXY断面を表す画像である。断面画像54内には図示しないグラフィックイメージとしてのボックスが含まれる。このボックスは、三次元関心領域のXY断面を表している。ボックスの上辺はカットラインである。マニュアルで関心領域を設定する場合、断面画像54が表示部28に表示され、ユーザは断面画像54を観察しながら入力部34を利用することにより、カットラインの位置、回転角度、曲率、形状及び長さ等のパラメータを変更することができる。また、ユーザは、ボックスのX方向の長さ(幅)とY方向の長さ(高さ)のそれぞれを変更することができる。これにより、三次元関心領域の幅及び高さが変更される。関心領域設定部32は、カットラインのパラメータに基づいてカット面を形成する。カットラインのパラメータが変更されると、関心領域設定部32は、その変更に応じてカット面の形状、位置及びサイズ等を変更する。カット面の形状等が変更されると、関心領域設定部32は、変更後のカット面を有する三次元関心領域を設定する。このように、ユーザの操作によって、三次元関心領域の形状、位置及びサイズ等を変更することができる。

20

30

【0041】

別の例として、カット面と三次元関心領域が自動的に設定されてもよい。例えば、関心領域設定部32は、ポリウムデータの各ボクセルのボクセル値(輝度値)に基づいて、生体内の組織の境界を検出する。例えば、胎児像、子宮壁像及び羊水像が判別され、胎児像と他の組織像との境界が検出される。関心領域設定部32は、その境界に基づいてカット面を自動的に設定し、そのカット面を有する三次元関心領域を自動的に設定する。

【0042】

図5には、ポリウムデータの一例が示されている。ポリウムデータ62にはカット面64が設定されており、そのカット面を有する三次元関心領域66が設定されている。部分ポリウムデータ抽出部38によって、ポリウムデータ62から三次元関心領域66内のデータ(部分ポリウムデータ)が抽出される。カット面64がレンダリング開始面に相当し、カット面64を基準にして投影視点側の組織(手前側の組織)は画像化されず、投影視点とは反対側の組織(三次元関心領域66内の組織)が画像化される。つまり、部分ポリウムデータに対してレンダリング処理が適用され、これにより、三次元関心領域66内の組織を表す三次元画像が生成される。

40

【0043】

図6には、関心領域内の組織を表す断面画像の一例が示されている。断面画像68には、関心領域内の組織像としての胎児像56が含まれている。関心領域を設定することにより、子宮壁像58が除去された状態で画像が生成される。また、ポリウムデータからは

50

、関心領域内のデータとしての部分ボリュームデータが抽出される。

【 0 0 4 4 】

以下、調整情報演算部 4 0 による処理について詳しく説明する。図 7 には、調整情報演算部 4 0 による処理を説明するためのフローチャートが示されている。

【 0 0 4 5 】

まず、超音波の送受波を繰り返すことにより、時間軸上に並んだ複数のボリュームデータが順次取得される (S 0 1)。複数のボリュームデータは、ボリュームデータ記憶部 3 6 に記憶される。次に、部分ボリュームデータ抽出部 3 8 は、複数のボリュームデータのそれぞれに対して三次元関心領域内のデータを抽出する処理を適用し、これにより、複数の部分ボリュームデータを生成する (S 0 2)。例えば、胎児像又は胎児の顔面像を含む複数の部分ボリュームデータが生成される。

10

【 0 0 4 6 】

次に、調整情報演算部 4 0 は、部分ボリュームデータ毎にそこに含まれるボクセル単位で法線ベクトルを演算し、これにより、部分ボリュームデータ毎に、複数の法線ベクトルを含む法線ベクトル群を得る (S 0 3)。この法線ベクトルは、公知技術を適用することにより演算することができる。

【 0 0 4 7 】

例えば、ボクセルにおける輝度勾配を演算することにより、当該ボクセルの法線ベクトルが演算される。位置 (x , y , z) におけるボクセルの輝度値を I (x , y , z) とし、法線ベクトルを g (x , y , z) とすると、法線ベクトルは以下の式 (1) によって定義される。

20

【 数 1 】

$$g(x, y, z) = \begin{pmatrix} I(x+1, y, z) - I(x-1, y, z) \\ I(x, y+1, z) - I(x, y-1, z) \\ I(x, y, z+1) - I(x, y, z-1) \end{pmatrix} \cdots (1)$$

【 0 0 4 8 】

調整情報演算部 4 0 は、部分ボリュームデータから胎児の顔の表面を表す表面データを抽出し、その表面データを構成する各ボクセルの法線ベクトルを演算してもよい。例えば、エッジ検出処理を適用することにより、表面データが抽出される。もちろん、表面データを抽出せずに、部分ボリュームデータに含まれる全ボクセルについて法線ベクトルを演算してもよい。この場合、胎児の顔画像内のボクセルについても法線ベクトルが演算される。

30

【 0 0 4 9 】

次に、調整情報演算部 4 0 は、部分ボリュームデータ毎に、法線ベクトル群に基づいて注目部位 (胎児の顔) の代表位置を演算する (S 0 4)。例えば、調整情報演算部 4 0 は、部分ボリュームデータ毎に、複数のベクトルを延長し、延長された複数のベクトルが交差する位置に基づいて代表位置を演算する。複数のベクトルを延長することにより複数の交点が形成される場合、複数の交点の重心位置や平均位置が代表位置として用いられる。また、調整情報演算部 4 0 は、複数の交点に対してクラスタリング処理を適用することにより、一部の交点群を除外して代表位置を演算してもよい。例えば、交点群の分布が疎となる領域に含まれる交点群を除外し、交点群の分布が密となる領域に含まれる交点群の重心位置や平均位置を代表位置として演算してもよい。これにより、代表位置を演算する上で適切ではない交点が除外され、より適切な代表位置が演算される。

40

【 0 0 5 0 】

次に、調整情報演算部 4 0 は、部分ボリュームデータ毎に、代表位置を中心点として有する中空楕円体 (三次元の楕円体) を部分ボリュームデータにフィッティングさせる (S 0 5)。なお、楕円体は球を含む概念である。胎児の頭は楕円体に近似しているため、楕円体としての近似図形を部分ボリュームデータにフィッティングさせる。例えば、公知技術 (例えば最小二乗法) を適用することにより、楕円体を部分ボリュームデータにフィ

50

ッティングさせることができる。以下、このフィッティング処理について詳しく説明する。

【 0 0 5 1 】

三次元の楕円体は、以下の式 (2) によって定義される。

【 数 2 】

$$\frac{(x-x_0)^2}{a^2} + \frac{(y-y_0)^2}{b^2} + \frac{(z-z_0)^2}{c^2} = 1 \quad \dots(2)$$

【 0 0 5 2 】

ここで、(x_0 , y_0 , z_0) は代表位置の座標であり、 a , b , c は未知数である。10
なお、楕円体の回転は考慮しないものとする。

【 0 0 5 3 】

閾値以上の輝度値をもつボクセル群 (x_i , y_i , z_i) に式 (2) で定義される楕円体をフィッティングさせるために、最小二乗法を用いて未知数 a , b , c を求める。すなわち、フィッティング対象のボクセル群 (x_i , y_i , z_i) に対して、以下の式 (3) で定義される値 J を最小にするための未知数 a , b , c を求める。

【 数 3 】

$$J = \sum_i \left(\frac{(x_i - x_0)^2}{a^2} + \frac{(y_i - y_0)^2}{b^2} + \frac{(z_i - z_0)^2}{c^2} - 1 \right)^2 \quad \dots(3)$$

20

【 0 0 5 4 】

そのために、未知数 $A = 1 / a^2$ 、 $B = 1 / b^2$ 、 $C = 1 / c^2$ 、を導入し、以下の式 (4) を解く。

【 数 4 】

$$\frac{\partial J}{\partial A} = 0, \frac{\partial J}{\partial B} = 0, \frac{\partial J}{\partial C} = 0 \quad \dots(4)$$

【 0 0 5 5 】

すなわち、以下の式 (5) を解いて未知数 a , b , c を得る。30

【 数 5 】

$$\begin{pmatrix} \sum_i (x_i - x_0)^4 & \sum_i (x_i - x_0)^2 (y_i - y_0)^2 & \sum_i (x_i - x_0)^2 (z_i - z_0)^2 \\ \sum_i (x_i - x_0)^2 (y_i - y_0)^2 & \sum_i (y_i - y_0)^4 & \sum_i (y_i - y_0)^2 (z_i - z_0)^2 \\ \sum_i (x_i - x_0)^2 (z_i - z_0)^2 & \sum_i (y_i - y_0)^2 (z_i - z_0)^2 & \sum_i (z_i - z_0)^4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} A \\ B \\ C \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_i (x_i - x_0)^2 \\ \sum_i (y_i - y_0)^2 \\ \sum_i (z_i - z_0)^2 \end{pmatrix} \quad \dots(5)$$

【 0 0 5 6 】

以上のようにして、部分ポリウムデータ毎に、代表位置を中心点として有し、部分ポリウムデータにフィッティングする中空楕円体が求められる。40

【 0 0 5 7 】

次に、調整情報演算部 40 は、部分ポリウムデータ毎に、中空楕円体から外れるデータと法線ベクトルを除去する (S 0 6)。例えば、調整情報演算部 40 は、各ボクセルから中空楕円体の表面までの距離を演算し、その距離が閾値以上となるボクセルと当該ボクセルの法線ベクトルを除去する。つまり、中空楕円体に近いボクセルほど顔表面上のボクセルである可能性が高いボクセルであり、中空楕円体から遠いボクセルほど顔表面上のボクセルである可能性が低いボクセルである。この処理により、胎児の顔面像以外の像 (例えば手等の像) が、部分ポリウムデータから除外される。

【 0 0 5 8 】

次に、調整情報演算部 40 は、部分ポリウムデータ毎に、残存する法線ベクトル群に 50

基づいて代表ベクトル（代表方位）を演算する（S07）。例えば、残存する法線ベクトル群の平均ベクトルが、代表ベクトルとして求められる。また、ベクトルの大きさに応じた重み付け処理が適用されてもよい。例えば、大きな法線ベクトルほど大きな重み係数が法線ベクトルに乘算され、重み係数が乘算された後の法線ベクトル群の平均ベクトルが、代表ベクトルとして求められる。この代表ベクトルは、胎児の顔の向きを表していると言える。

【0059】

以下、図8から図13を参照して、調整情報演算部40の処理について更に詳しく説明する。図8から図10、図12及び図13には、部分ポリウムデータの一例が模式的に示されている。これらの図においては、説明の便宜上、部分ポリウムデータが二次元的に表現されているが、調整情報演算部40による処理は3次元の部分ポリウムデータに適用される。

10

【0060】

図8には、部分ポリウムデータ抽出部38によって抽出された部分ポリウムデータ70が示されている。この部分ポリウムデータ70には、三次元関心領域内の組織像としての胎児像56が含まれている。三次元関心領域を設定することにより、子宮壁像等が除去された状態の部分ポリウムデータが生成される。上記のステップS03の処理が適用されることにより、複数の法線ベクトル72が演算される。部分ポリウムデータ70から胎児の顔の表面を表す表面データを抽出し、その表面データを構成する各ボクセルの法線ベクトル72が演算されてもよいし、表面データを抽出せずに、部分ポリウムデータに含まれる全ボクセルについて法線ベクトルが演算されてもよい。図8に示す例では、表面近傍におけるボクセルの法線ベクトルが図示されている。全ボクセルの法線ベクトルが演算される場合、胎児像56の内部におけるボクセルについても法線ベクトルが演算される。

20

【0061】

図9には、部分ポリウムデータ70において、延長された複数の法線ベクトル74が示されている。上記のステップS04においては、これら複数の法線ベクトル74が交差する位置に基づいて、顔画像の代表位置が演算される。例えば、複数の交点の重心位置や平均位置が代表位置として演算される。図9に示す例では、符号76で示す領域内において、交点群の分布密度が高くなっているため、この領域内の位置が代表位置として演算される。また、交点群の分布密度が低くなっている領域に含まれる交点を除去してもよい。例えば、符号76で示す領域の外側に分布している交点を除去し、符号76で示す領域内に含まれる交点群に基づいて代表位置を演算してもよい。これにより、代表位置を演算する上で適切ではない交点が除外され、顔画像の代表位置としてより適切な代表位置が演算される。

30

【0062】

図10には、代表位置78と楕円体80が示されている。代表位置78は、上記のように、延長された複数の法線ベクトル74に基づいて演算された位置である。楕円体80は、上記のステップS05において、代表位置78を中心点として有する三次元の楕円体であって、部分ポリウムデータ70に対してフィッティングされた楕円体である。胎児の頭は楕円体としてみなすことができ、胎児像56において、顔の表面の像にフィッティングするような楕円体80が演算される。

40

【0063】

上記のステップS06においては、楕円体80から外れるデータと法線ベクトルが除去される。図11には、その処理の詳細が示されている。例えば、調整情報演算部40は、部分ポリウムデータを構成するボクセル82と代表位置78とを直線で結び、その直線上においてボクセル82から楕円体80の表面まで距離Lを演算する。その距離Lが閾値以上となる場合、ボクセル82とそのボクセル82について求められた法線ベクトル84が、除去される。一方、距離Lが閾値未満となる場合、ボクセル82と法線ベクトル84は除去されない。

50

【 0 0 6 4 】

図 1 2 には、除去後の残存部分ポリウムデータ 8 6 が示されている。楕円体 8 0 から外れるボクセルと法線ベクトルが除去されており、残存部分ポリウムデータ 8 6 には、除去されなかった残存データ 8 8 が含まれている。残存データ 8 8 は、楕円体 8 0 の表面付近のボクセル群のデータによって構成されている。残存データ 8 8 におけるボクセル群の法線ベクトル群、つまり除去されずに残存するベクトル群に基づいて、代表ベクトルが演算される。

【 0 0 6 5 】

図 1 3 には、代表ベクトル 9 2 が示されている。この代表ベクトル 9 2 は、残存データ 8 8 におけるボクセル群の法線ベクトル群に基づいて、代表位置 7 8 を通るように演算されたベクトルである。例えば、残存する法線ベクトル群の平均ベクトルであって代表位置 7 8 を通るベクトルが、代表ベクトル 9 2 として演算される。これにより、顔画像の代表方位（向き）が演算される。

10

【 0 0 6 6 】

以上のように、調整情報としての顔画像の代表位置と代表ベクトル（代表方位）が、調整情報演算部 4 0 によって演算される。個々の部分ポリウムデータ毎に、代表位置と代表ベクトルが演算される。残存部分ポリウムデータ、代表位置を示す情報、及び、代表ベクトルを示す情報は、部分ポリウムデータ調整部 4 2 に出力される。

【 0 0 6 7 】

以下、部分ポリウムデータ調整部 4 2 による処理について詳しく説明する。図 1 4 には、部分ポリウムデータ調整部 4 2 による処理を説明するためのフローチャートが示されている。部分ポリウムデータ調整部 4 2 は、残存部分ポリウムデータ毎に、各ボクセルについて以下の演算を実行する。

20

【 0 0 6 8 】

まず、部分ポリウムデータ調整部 4 2 は、基準位置と代表位置との差に基づいて、残存部分ポリウムデータにおけるボクセルの位置を平行移動させる（S 1 0）。つまり、部分ポリウムデータ調整部 4 2 は、残存部分ポリウムデータの代表位置が基準位置に一致するように、残存部分ポリウムデータにおける各ボクセルの位置を平行移動させる。基準位置は、三次元空間上の位置であって予め設定された仮定の位置であってもよいし、複数の残存部分ポリウムデータの中の 1 つの残存部分ポリウムデータにおける代表位置であってもよい。例えば、最新の残存部分ポリウムデータにおける代表位置が基準位置として用いられてもよい。この場合、部分ポリウムデータ調整部 4 2 は、各残存部分ポリウムデータにおける代表位置を、最新の残存部分ポリウムデータにおける代表位置に一致させるように、各残存部分ポリウムデータにおける各ボクセルを平行移動させることになる。

30

【 0 0 6 9 】

次に、部分ポリウムデータ調整部 4 2 は、基準ベクトル（基準方位）と代表ベクトル（代表方位）との角度差に基づいて、残存部分ポリウムデータにおけるボクセルの向き（法線ベクトルの向き）を調整する（S 1 1）。つまり、部分ポリウムデータ調整部 4 2 は、残存部分ポリウムデータの代表ベクトルが基準ベクトルに一致するように、残存部分ポリウムデータにおける各ボクセルの向き（各法線ベクトルの向き）を調整する。例えば、三次元直交座標系を構成する各軸周りの回転補正を行うことにより、各ボクセルの向きを調整する。基準ベクトルは、三次元空間上のベクトルであって予め設定されたベクトルであってもよいし、複数の残存部分ポリウムデータの中の 1 つの残存部分ポリウムデータにおける代表ベクトルであってもよい。例えば、最新の残存部分ポリウムデータにおける代表位置が基準ベクトルとして用いられる。この場合、部分ポリウムデータ調整部 4 2 は、各残存部分ポリウムデータにおける代表ベクトルを、最新の残存部分ポリウムデータにおける代表ベクトルに一致させるように、各残存部分ポリウムデータにおける各ボクセルの法線ベクトルに対して回転補正を適用することになる。

40

【 0 0 7 0 】

50

各残存部分ポリウムデータに対して平行移動処理と回転補正処理が適用され、これにより、複数の調整部分ポリウムデータが生成される。複数の残存部分ポリウムデータの間で、代表位置と代表ベクトルが揃うように平行移動処理と回転補正処理が適用されるので、複数の残存部分ポリウムデータの間で、注目部位（胎児の顔）の位置と向きが揃うようになる。複数の調整部分ポリウムデータは調整部分ポリウムデータ記憶部44に記憶される。

【0071】

以下、図15から図17を参照して、部分ポリウムデータ調整部42による処理について更に詳しく説明する。

【0072】

まず、図15を参照して、平行移動処理と回転補正処理の概略について説明する。図15の(A)には、残存部分ポリウムデータ86が示されている。代表位置78と代表ベクトル92が求められている。この残存部分ポリウムデータ86に平行移動処理と回転補正処理が適用され、これにより、調整部分ポリウムデータが生成される。図15の(B)には、調整部分ポリウムデータ96が示されている。上記のように、代表位置78が基準位置と一致するように、ボクセル94の位置が平行移動させられる。また、代表ベクトル92が基準ベクトルに一致するように、ボクセル94の向き（法線ベクトルの向き）が調整される。代表位置98は平行移動後の代表位置、つまり、基準位置に一致する位置である。代表ベクトル100は平行移動及び回転補正後の代表ベクトルである。ボクセル102は、平行移動及び回転補正後のボクセル94の位置であり、そのボクセル102に、ボクセル94のボクセル値（輝度値）が割り当てられる。残存データ88に含まれる全ボクセルを対象にして平行移動処理と回転補正処理が適用される。図15の(C)には、その処理後の調整部分ポリウムデータ96が示されている。この調整部分ポリウムデータ96は、平行移動処理と回転補正処理が適用された複数のボクセル102によって構成されている。

【0073】

次に、図16を参照して、平行移動処理と回転補正処理について詳しく説明する。図16の(A)には、残存部分ポリウムデータ86が示されている。代表位置78と代表ベクトル92が求められている。平行移動処理と回転補正処理は、2つのステップに分けて実施される。まず、第1ステップに係る処理として、残存部分ポリウムデータ86に平行移動処理が適用され、更に、X軸及びZ軸周りの回転補正処理が適用される。図16の(B)には、これらの処理が適用された後の残存部分ポリウムデータ104が示されている。上記のように、代表位置78が基準位置と一致するように、各ボクセルの位置が平行移動させられる。また、X軸及びZ軸周りにおいて、代表ベクトル92と基準ベクトルとが一致するように、各ボクセルの向き（法線ベクトルの向き）が調整される。代表位置106は平行移動後の代表位置、つまり、基準位置に一致する位置である。代表ベクトル108は、平行移動後のベクトルであって、更に、X軸及びZ軸周りに回転補正された後のベクトルである。次に、第2ステップに係る処理として、残存部分ポリウムデータ104に対してY軸周りの回転補正処理が適用される。これにより、調整部分ポリウムデータが生成される。図16の(C)には、その処理が適用された後の調整部分ポリウムデータ110が示されている。Y軸周りにおいて、代表ベクトル108と基準ベクトルとが一致するように、各ボクセルの向き（法線ベクトルの向き）が調整される。代表ベクトル112は、Y軸周りに回転補正された後のベクトルである。以上のように、残存部分ポリウムデータから調整部分ポリウムデータが生成される。

【0074】

以下、第1ステップに係る処理（平行移動処理と、X軸及びZ軸周りの回転補正処理）と第2ステップに係る処理（Y軸周りの回転補正処理）について詳しく説明する。

【0075】

まず、第1ステップに係る処理について説明する。

【0076】

10

20

30

40

50

複数のボクセルの法線ベクトルの平均（代表ベクトル）を $(n_x, n_y, n_z)^t$ と定義し、代表位置の座標を (x_0, y_0, z_0) と定義する。残存部分ボリュームデータにおける各ボクセル (x, y, z) に対して、以下の式（6）によって定義される座標変換を適用する。

【数6】

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = R_x(\theta_2)R_z(\theta_1) \begin{pmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \end{pmatrix} \quad \dots(6)$$

【0077】

ここで、 $R_x(\theta)$ は X 軸周りの回転行列であり、 $R_z(\theta)$ は Z 軸周りの回転行列である。 $R_x(\theta)$ と $R_z(\theta)$ は以下の式（7）によって定義される。

【数7】

$$R_x(\theta) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix}, R_z(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad \dots(7)$$

【0078】

θ_1 は、代表ベクトルを Z 軸周りに X 軸から Y 軸に向かう方向に回転させ、代表ベクトルの X 成分を 0（ゼロ）にするための回転角である。つまり、 θ_1 は、代表ベクトルを Y Z 平面に平行にするための回転角である。この回転角 θ_1 は、以下の式（8）によって定義される。

【数8】

$$\theta_1 = \arctan\left(\frac{n_x}{n_y}\right) \quad \dots(8)$$

【0079】

θ_2 は、代表ベクトルを X 軸周りに Z 軸から Y 軸に向かう方向に回転させ、代表ベクトルの Z 成分を 0（ゼロ）にするための回転角である。つまり、 θ_2 は、代表ベクトルを X Y 平面に平行にするための回転角である。この回転角 θ_2 は、以下の式（9）によって定義される。

【数9】

$$\theta_2 = \arctan\left(-\frac{n_z}{n_y}\right) \quad \dots(9)$$

【0080】

なお、基準ベクトルの向きが Y 軸の正方向である場合、 $n_y > 0$ となる場合のみ、上記の処理が適用され、基準ベクトルの向きが Y 軸の負方向である場合、 $n_y < 0$ となる場合のみ、上記の処理が適用される。

【0081】

次に、第2ステップに係る処理について説明する。

【0082】

上記の第1ステップに係る処理が適用された後の残存部分ボリュームデータにおける各ボクセル (x, y, z) に対して、以下の式（10）によって定義される座標変換を適用する。

10

20

30

40

【数 1 0】

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = R_y(\theta_0) \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad \dots(10)$$

【0083】

ここで、 $R_y(\theta)$ は Y 軸周りの回転行列であり、以下の式 (11) によって定義される行列である。

【数 1 1】

$$R_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix} \quad \dots(11)$$

【0084】

θ_0 は、Y 軸周りの回転角である。回転角 θ_0 は以下の算出方法によって算出される。以下、図 17 を参照して、回転角 θ_0 を算出するための処理について説明する。

【0085】

図 17 の (A) には、第 1 ステップに係る処理 (平行移動処理と、X 軸及び Z 軸周りの回転補正処理) が適用された後の残存部分ポリウムデータ 104 が示されている。まず、この残存部分ポリウムデータ 104 に含まれるボクセル群 (x_i, y_i, z_i) を XZ 平面に投影する。例えば、位置 (x, y, z) のボクセル 114 を XZ 平面に投影する。これにより、XZ 平面上の位置 (x, y) に投影点 116 が形成される。例えば、ボクセル 114 のボクセル値 (輝度値) が「K」である場合、位置 (x, y) に K 個分のデータが重複して存在しているとみなして投影処理を適用する。そして、各ボクセルについて XZ 平面上への投影処理を行う。

【0086】

図 17 の (B) には、XZ 平面上の投影点 116 の分布が示されている。この分布に対して、直線 118 ($z = ax + b$) をフィッティングさせ、X 軸に平行な基準線 120 に対する直線 118 の傾きを求める。

【0087】

投影処理後の投影点群 (x_i, z_i) について、下記の式 (12) によって定義されている値 J を最小にする未知数 a, b を求める。

【数 1 2】

$$J = \sum_i (ax_i + b - z_i)^2 \quad \dots(12)$$

【0088】

つまり、以下の式 (13) を解いて未知数 a, b を求める。

【数 1 3】

$$\frac{\partial J}{\partial a} = 0, \frac{\partial J}{\partial b} = 0 \quad \dots(13)$$

【0089】

すなわち、以下の式 (14) を解いて未知数 a, b を求める。

10

20

30

40

【数 1 4】

$$\begin{pmatrix} \sum_i x_i^2 & \sum_i x_i \\ \sum_i x_i & \sum_i 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a \\ b \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sum_i x_i z_i \\ \sum_i z_i \end{pmatrix} \quad \dots(14)$$

【0090】

回転角 θ_0 は、以下の式(15)によって得られる。

【数 1 5】

$$\theta_0 = \arctan(a) \quad \dots(15)$$

【0091】

以上のように、平行移動処理と回転補正処理が部分ポリウムデータ調整部42によって実行される。個々の残存部分ポリウムデータ毎に、平行移動処理と回転補正処理が適用され、これにより、複数の調整部分ポリウムデータが生成される。複数の調整部分ポリウムデータは、調整部分ポリウムデータ記憶部44に記憶される。

【0092】

以下、部分ポリウムデータ合成部46による合成処理について詳しく説明する。図18には、その合成処理を説明するためのフローチャートが示されている。

【0093】

まず、部分ポリウムデータ合成部46は、調整部分ポリウムデータ記憶部44から複数の調整部分ポリウムデータを取得し(S20)、各ボクセル(i, j, k)について以下の演算を実行する。

【0094】

部分ポリウムデータ合成部46は、取得したすべての調整部分ポリウムデータから、ボクセル(i, j, k)のボクセル値(輝度値)を取得し(S21)、ボクセル(i, j, k)のボクセル値の平均値を求める(S22)。このとき、ボクセル値が存在しないボクセルについては、平均値算出対象のボクセル群に含めない。別の例として、ボクセル値が閾値未満となるボクセルについては、平均値算出対象のボクセル群に含めなくてもよい。更に別の例として、部分ポリウムデータ合成部46は、平均値を求める代わりに、すべての調整部分ポリウムデータの中で最高のボクセル値(最高輝度値)を、当該ボクセル(i, j, k)の値として採用してもよいし、ボクセル値の中央値を、当該ボクセル(i, j, k)の値として採用してもよい。または、ボクセル(i, j, k)のボクセル値が存在する調整部分ポリウムデータと、当該ボクセル(i, j, k)のボクセル値が存在しない調整部分ポリウムデータと、が混在する場合、調整部分ポリウムデータについての多数決によって、当該ボクセル(i, j, k)にボクセル値が存在するか否かが決定されてもよい。

【0095】

各ボクセル(i, j, k)を対象にしてステップS21, S22の処理が実行され、これにより、合成部分ポリウムデータが生成される。その合成部分ポリウムデータは、合成部分ポリウムデータ記憶部48に記憶される(S23)。

【0096】

以下、図19を参照して、部分ポリウムデータ合成部46による合成処理について更に詳しく説明する。

【0097】

図19の(A)には、複数の調整部分ポリウムデータ(例えば調整部分ポリウムデータ122a, 122b, 122c, 122d)が示されている。個々の調整部分ポリウムデータ毎に、代表位置124a, 124b, 124c, 124dと代表ベクトル12

10

20

30

40

50

6 a , 1 2 6 b , 1 2 6 c , 1 2 6 d が求められている。また、上記の部分ポリウムデータ調整部 4 2 による平行移動処理と回転補正処理が適用されることにより、代表位置 1 2 4 a , 1 2 4 b , 1 2 4 c , 1 2 4 d が揃えられ、代表ベクトル 1 2 6 a , 1 2 6 b , 1 2 6 c , 1 2 6 d の向きが揃えられている。そして、個々の調整部分ポリウムデータには、平行移動処理と回転補正処理が適用されたボクセル群 1 2 8 a , 1 2 8 b , 1 2 8 c , 1 2 8 d が含まれている。

【 0 0 9 8 】

調整部分ポリウムデータ 1 2 2 a , 1 2 2 b , 1 2 2 c , 1 2 2 d には、部分的にデータが欠落している部分が存在している。例えば、調整部分ポリウムデータ 1 2 2 a においては、ボクセル群 1 2 8 a の中にデータ欠落部分 1 3 0 a が存在する。同様に、調整部分ポリウムデータ 1 2 2 b においては、ボクセル群 1 2 8 b の中にデータ欠落部分 1 3 0 b が存在し、調整部分ポリウムデータ 1 2 2 c においては、ボクセル群 1 2 8 c の中にデータ欠落部分 1 3 0 c が存在し、調整部分ポリウムデータ 1 2 2 d においては、ボクセル群 1 2 8 d の中にデータ欠落部分 1 3 0 d が存在する。これらのデータ欠落部分 1 3 0 a , 1 3 0 b , 1 3 0 c , 1 3 0 d は、胎児の動きやプローブ 1 0 の位置ずれ等に起因してデータの欠落が発生している部分であり、ボクセル値（輝度値）が存在していない部分である。

【 0 0 9 9 】

部分ポリウムデータ合成部 4 6 は、調整部分ポリウムデータ 1 2 2 a , 1 2 2 b , 1 2 2 c , 1 2 2 d を合成する。これにより、合成部分ポリウムデータが生成される。例えば、図 1 8 に示されている合成処理を適用することにより、合成部分ポリウムデータが生成される。

【 0 1 0 0 】

図 1 9 の (B) には、合成処理によって生成された合成部分ポリウムデータ 1 3 2 が示されている。代表位置 1 3 4 は、平行移動処理と回転補正処理が適用された後の代表位置と同じ位置であり、代表ベクトル 1 3 6 は、平行移動処理と回転補正処理が適用された後の代表ベクトルと同じベクトルである。合成部分ポリウムデータ 1 3 2 には、ボクセル群 1 3 8 が含まれている。このボクセル群 1 3 8 は、ボクセル群 1 2 8 a , 1 2 8 b , 1 2 8 c , 1 2 8 d に対する合成処理によって得られる。ボクセル群 1 3 8 においては、データの欠落部分が補われている。つまり、調整部分ポリウムデータ 1 2 2 a には、データ欠落部分 1 3 0 a が存在するが、その部分は、他の調整部分ポリウムデータ 1 2 2 b , 1 2 2 c , 1 2 2 d によって補われている。他のデータ欠落部分 1 3 0 b , 1 3 0 c , 1 3 0 d についても同様である。そして、合成部分ポリウムデータ 1 3 2 に対してレンダリング処理が適用され、これにより、三次元画像が生成される。

【 0 1 0 1 】

以上のように、本実施形態によると、複数の部分ポリウムデータの間で注目部位（例えば胎児の顔）の位置と向きが揃うように、複数の部分ポリウムデータ（調整部分ポリウムデータ）が空間的に合成される。これにより、部分ポリウムデータにデータ欠落部分が存在している場合であっても、複数の部分ポリウムデータの間で注目部位の位置と向きを揃えた状態で、データ欠落部分を他の部分ポリウムデータによって補うことが可能となる。それ故、データの欠落が低減された三次元画像を生成することが可能となる。例えば、調整部分ポリウムデータ 1 2 2 a に対してレンダリング処理を適用すると、これによって得られた三次元画像には、データ欠落部分 1 3 0 a に相当する画像欠落部分が含まれることが想定される。これに対して本実施形態によると、そのデータ欠落部分 1 3 0 a は他のデータによって補われるため、画像の欠落を防止又は低減することが可能となる。また、平行移動処理と回転補正処理を適用することにより、複数の部分ポリウムデータの間で注目部位の位置と向きを揃えた状態で、複数の部分ポリウムデータを合成することが可能となる。これにより、合成による位置ずれや向きのずれを防止又は低減することが可能となる。

【 0 1 0 2 】

なお、本実施形態に係る処理は、3Dメモリ18に格納された複数のボリュームデータに適用されてもよいし、リアルタイムに取得されるボリュームデータに対して順次適用されてもよい。3Dメモリ18に格納された複数のボリュームデータに本実施形態に係る処理が適用される場合、例えば、ユーザによって指定された期間内に取得された複数のボリュームデータ、又は、自動的に設定された期間内に取得された複数のボリュームデータに対して処理が適用される。リアルタイムに取得されるボリュームデータに本実施形態に係る処理が適用される場合、ボリュームデータが取得される度に本実施形態に係る処理が適用される。これにより、合成部分ボリュームデータが順次生成されて、三次元画像が順次生成される。

【符号の説明】

【0103】

18 3Dメモリ、20 三次元画像生成部、32 関心領域設定部、38 部分ボリュームデータ抽出部、40 調整情報演算部、42 部分ボリュームデータ調整部、46 部分ボリュームデータ合成部、50 レンダリング部。

【要約】

【課題】超音波診断装置において、注目部位の視認性が良好な三次元超音波画像が生成されるようにする。

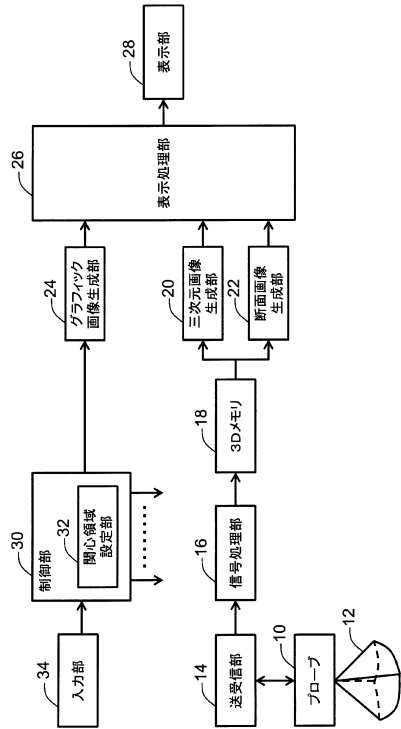
【解決手段】超音波の送受波により順次取得された複数のボリュームデータのそれぞれに対して注目部位を含む部分を抽出する処理が適用され、これにより、複数の部分ボリュームデータ（例えば部分ボリュームデータ122a～122d）が生成される。複数の部分ボリュームデータの間で注目部位についての代表位置（例えば代表位置124a～124d）と代表ベクトル（例えば代表ベクトル126a～126d）が揃うように、複数の部分ボリュームデータの位置及び向きが調整される。調整後の部分ボリュームデータが合成され、これにより、合成部分ボリュームデータ132が生成される。合成部分ボリュームデータ132に対してレンダリング処理が適用され、これにより、三次元画像が生成される。

【選択図】図19

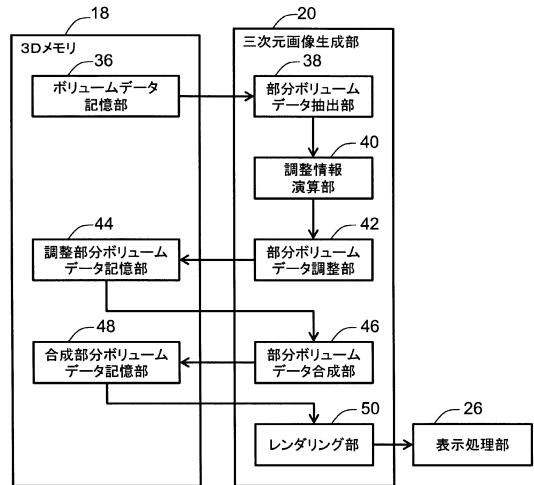
10

20

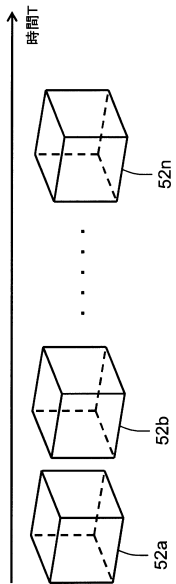
【図1】



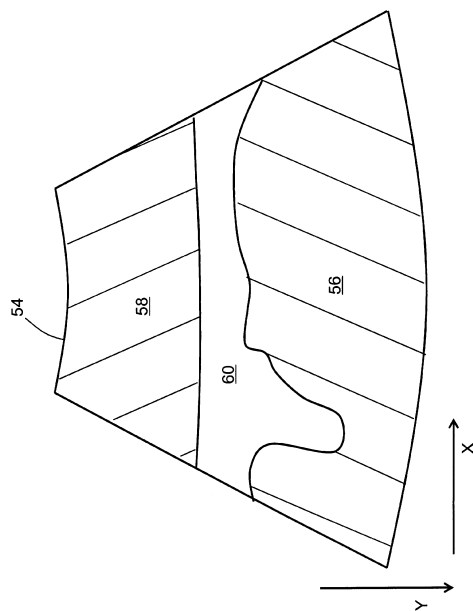
【図2】



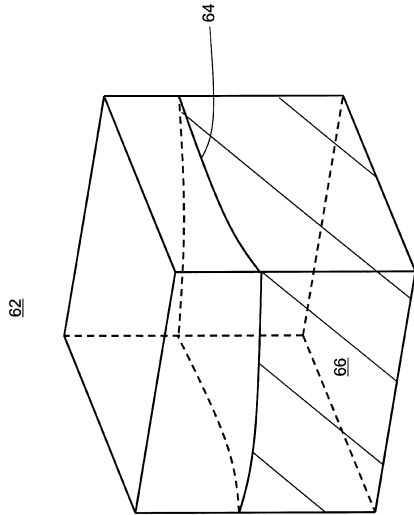
【図3】



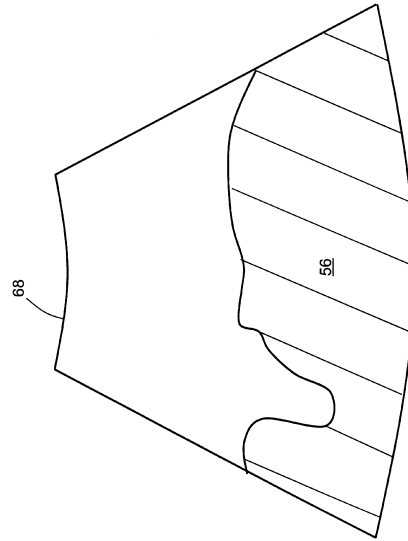
【図4】



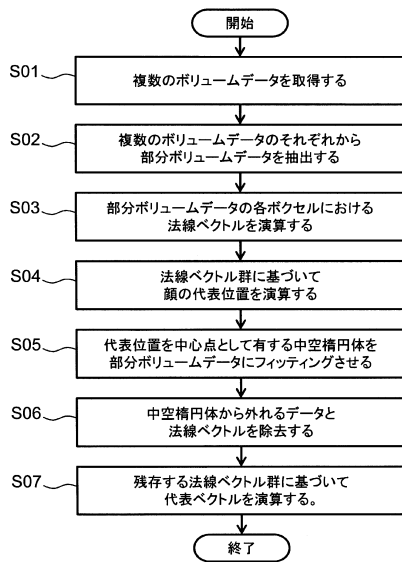
【図5】



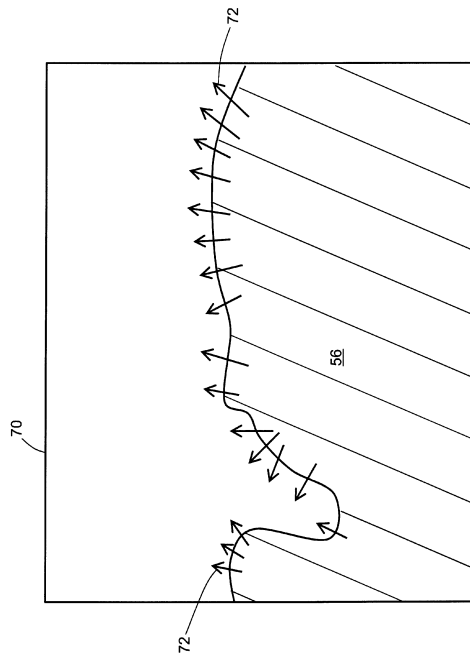
【図6】



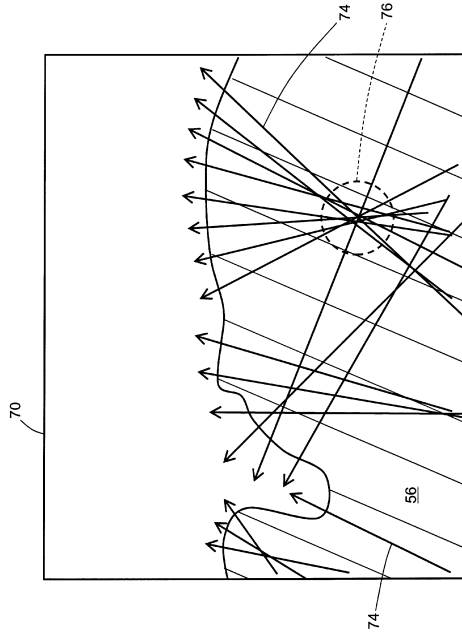
【図7】



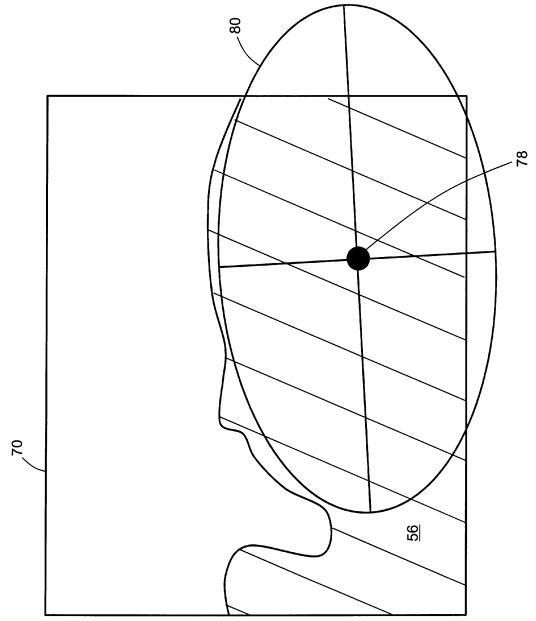
【図8】



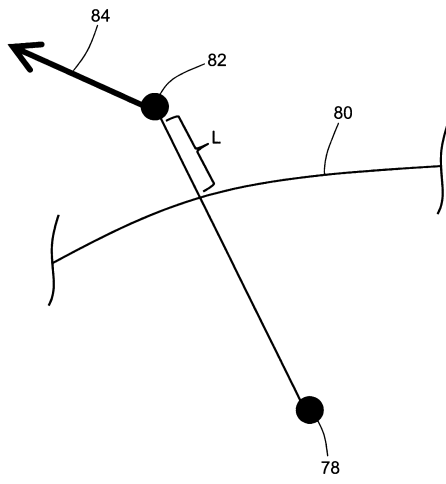
【図 9】



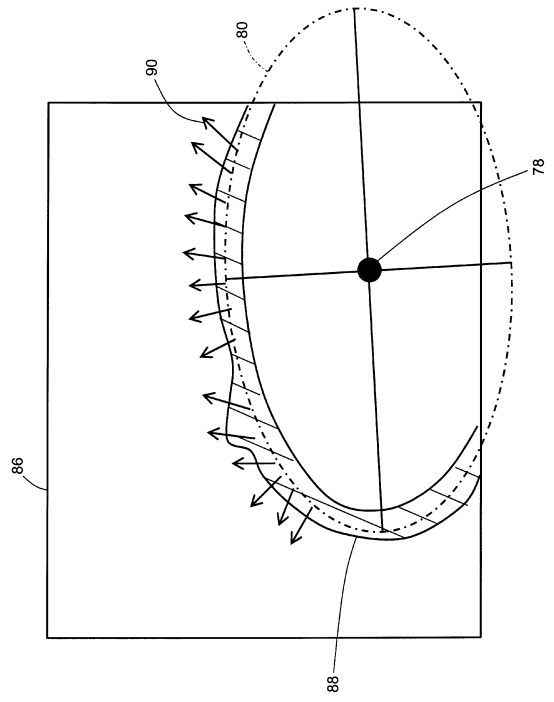
【図 10】



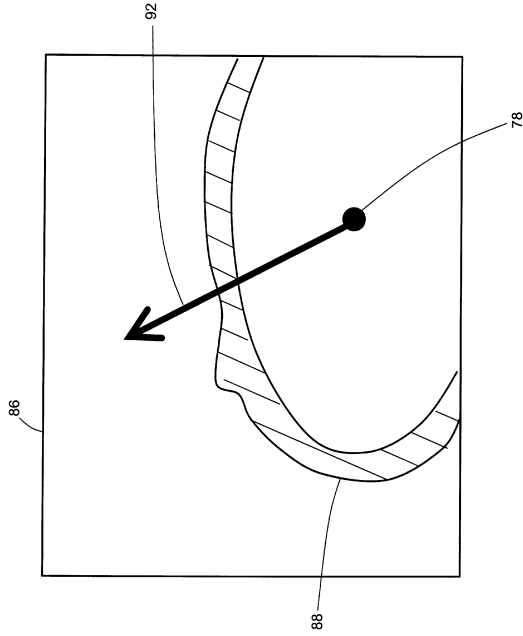
【図 11】



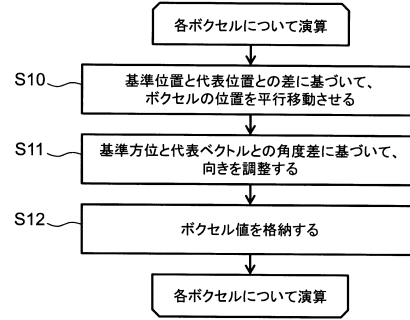
【図 12】



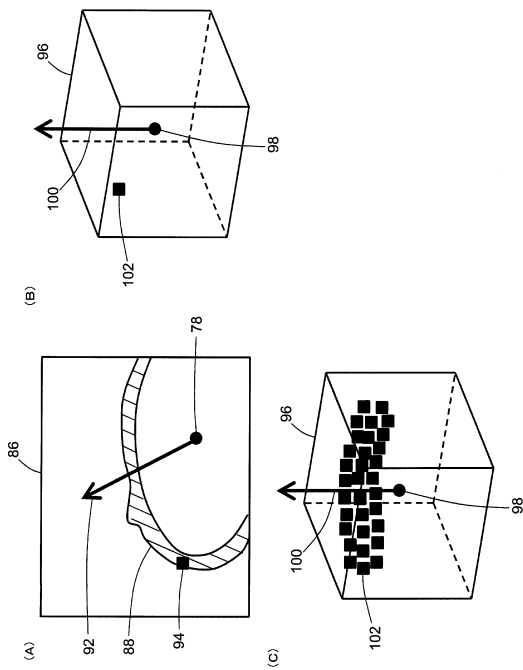
【図13】



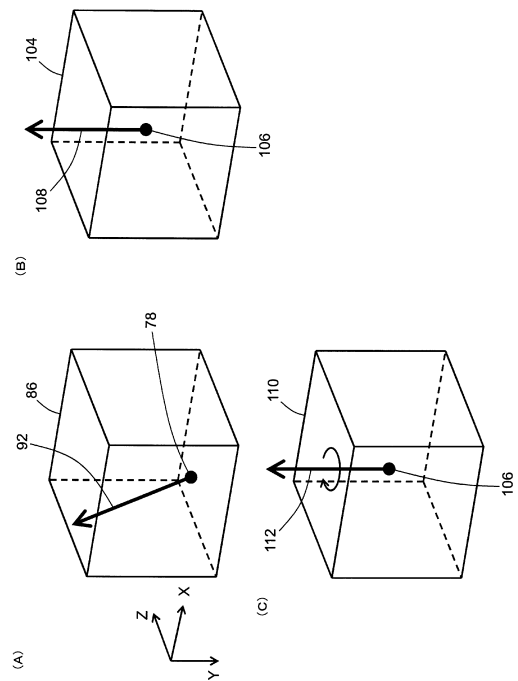
【図14】



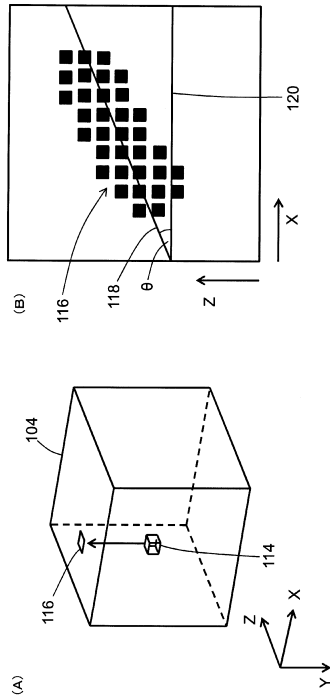
【図15】



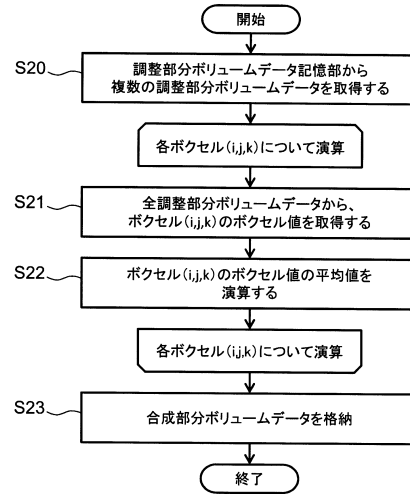
【図16】



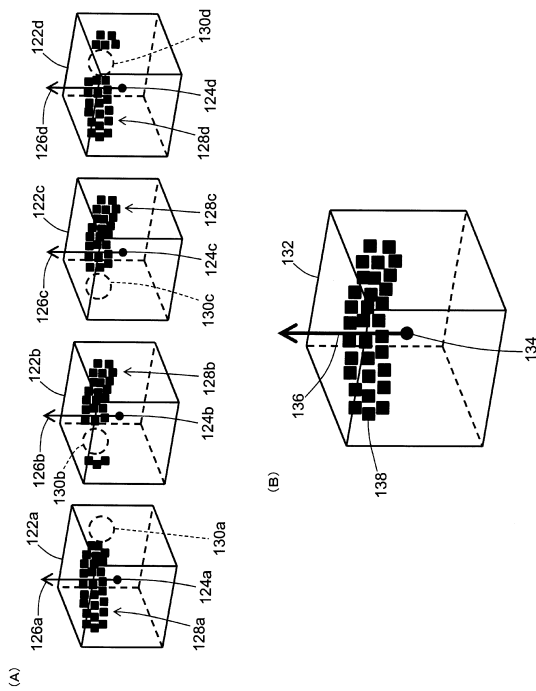
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-195028(JP,A)
特開2007-330764(JP,A)
特開2008-073301(JP,A)
特開2009-131420(JP,A)
国際公開第2012/140984(WO,A1)
特開2012-239576(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP6063525B1	公开(公告)日	2017-01-18
申请号	JP2015134260	申请日	2015-07-03
[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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	西浦 朋史		
发明人	西浦 朋史		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/08 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD09 4C601/EE30 4C601/JC09 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK22 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD03 5B057/CE08 5B057/DA07 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DC06 5B057/DC08 5B057/DC09 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/FA67 5L096/FA69		
审查员(译)	山口博之		
其他公开文献	JP2017012587A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)
 通过应用处理来生成多组部分体数据 (122a-d) , 以通过发送和接收超声波来顺序地获取的多组体数据中的每一组提取包括感兴趣部位的部分。调整多组部分体数据 (122a-d) 的位置和方向, 使得代表性位置 (124a-d) 和代表性矢量 (126a-d) 在多组部分体数据中是均匀的 (122a-d) 在感兴趣的地点。通过组合调整的部分体数据生成复合部分体数据。通过将渲染处理应用于复合部分体数据来生成三维图像。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B1)	(11) 特許番号 特許第6063525号 (P6063525)
(45) 発行日 平成29年1月18日 (2017. 1. 18)	(24) 登録日 平成28年12月22日 (2016. 12. 22)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 8 / 1 4 (2 0 0 6 . 0 1)	A 6 1 B 8 / 1 4	
A 6 1 B 8 / 0 8 (2 0 0 6 . 0 1)	A 6 1 B 8 / 0 8	
G 0 6 T 1 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1)	G 0 6 T 1 / 0 0 2 9 0 D	
請求項の数 4 (全 24 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-134260 (P2015-134260)	(73) 特許権者 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	
(22) 出願日 平成27年7月3日 (2015. 7. 3)	(74) 代理人 110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所	
審査請求日 平成28年3月22日 (2016. 3. 22)	(72) 発明者 西浦 朋史 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	
	審査官 山口 裕之	
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		