

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012 年 10 月 18 日(18.10.2012)



(10) 国際公開番号

WO 2012/140984 A1

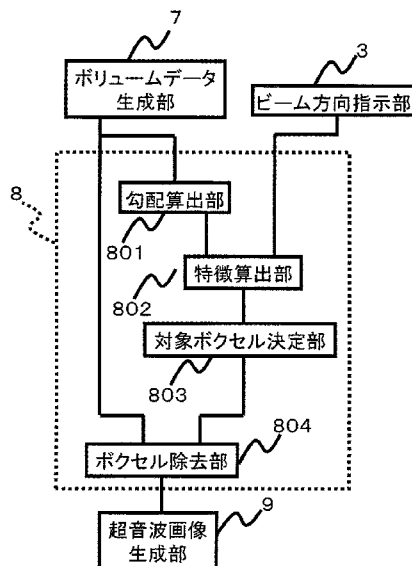
- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/056618
- (22) 国際出願日: 2012 年 3 月 15 日(15.03.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-090131 2011 年 4 月 14 日(14.04.2011) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 馬場 博隆 (BABA, Hirotaka) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目 1 4 番 1 号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ユーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: ULTRASOUND DIAGNOSTIC APPARATUS AND ULTRASOUND IMAGE-RENDERING METHOD

(54) 発明の名称: 超音波診断装置と超音波画像描出方法

[図2]



- 3... BEAM DIRECTION-INDICATING UNIT
7... VOLUME DATA-GENERATING UNIT
9... ULTRASOUND IMAGE-GENERATING UNIT
801... GRADIENT-CALCULATING UNIT
802... FEATURE-CALCULATING UNIT
803... OBJECT VOXEL-DETERMINING UNIT
804... VOXEL-REMOVING UNIT

(57) Abstract: This ultrasound diagnostic apparatus is equipped with: a gradient-calculating unit that calculates gradients of the volume data voxel values; a feature-calculating unit that calculates the feature values of said voxels on the basis of said gradients and the direction of the ultrasound beam and calculates the feature space on the basis of said feature values; an object voxel-determining unit that determines the voxels that correspond to the object on the basis of the feature space; a voxel-removing unit that removes voxels that are closer to the probe than the object; and an ultrasound image-generating unit that generates ultrasound images that correspond to the object from said volume data from which voxels closer to the probe have been removed.

(57) 要約: 本発明の超音波診断装置は、ボリュームデータのボクセルの値の勾配を算出する勾配算出部と、前記勾配及び超音波ビームの向きに基づいて前記ボクセルの特徴量を算出し、前記特徴量に基づいて特徴空間を算出する特徴算出部と、前記特徴空間に基づいて、対象物に対応する前記ボクセルを決定する対象ボクセル決定部と、前記対象物から探触子側に位置するボクセルを除去するボクセル除去部と、前記探触子側に位置するボクセルが除去された前記ボリュームデータから、前記対象物に対応する超音波画像を生成する超音波画像生成部と、を備える。

WO 2012/140984 A1



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：超音波診断装置と超音波画像描出方法

技術分野

[0001] 本発明は、超音波診断装置に関し、特に、対象物の画像を描出する超音波診断装置と超音波画像描出方法に関する。

背景技術

[0002] 従来の超音波診断装置において胎児を描出する場合、胎児より深度が浅い部分(胎児より探触子側に位置する部分)を描出画像から取り除くために、胎児の深度や胎児を含む関心領域を手動で設定している。また、従来の超音波診断装置では、胎児を描出するために、ボリュームデータを用いて関心領域の境界を検出し、互いに連結された複数の境界の複数のボクセルを検出して標識化(ラベリング)し、ラベリングされたボクセルグループを比較して、最も多いボクセル数を有するボクセルグループに含まれるボクセルを関心領域の境界として設定している(例えば、特許文献1参照)。

[0003] また、従来の超音波診断装置では、3次元データから選択した2次元画像の輝度勾配が最大である位置を基に観察対象物と観察対象物以外の境界点を決定している(例えば、特許文献2参照)。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2010-221018号公報

特許文献2：特開2006-288471号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、従来の超音波診断装置では、関心領域の境界を検出して、境界内の最も多いボクセル数を有するボクセルグループに基づいて、関心領域の境界を設定するため、対象物(例えば、胎児)の表面画像を描出するための演算量が多いという問題があった。

[0006] 本発明の目的は、対象物の表面画像を少ない演算量で描出する超音波診断装置と超音波画像描出方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の超音波診断装置は、ボリュームデータのボクセルの値の勾配を算出する勾配算出部と、前記勾配及び超音波ビームの向きに基づいて前記ボクセルの特徴量を算出し、前記特徴量に基づいて特徴空間を算出する特徴算出部と、前記特徴空間に基づいて、対象物に対応する前記ボクセルを決定する対象ボクセル決定部と、前記対象物から探触子側に位置するボクセルを除去するボクセル除去部とを具備するボリュームデータ処理部と、探触子側に位置するボクセルが除去された前記ボリュームデータから、前記対象物に対応する超音波画像を生成する超音波画像生成部と、を備える。

発明の効果

[0008] 本発明によれば、対象物の表面画像を少ない演算量で描出する超音波診断装置と超音波画像描出方法を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]第1の実施の形態にかかる超音波診断装置の構成を概念的に示した図
[図2]第1の実施の形態にかかるボリュームデータ処理部8の構成を示した図
[図3]第1の実施の形態にかかる対象ボクセル決定部803の構成を示した図
[図4]第1の実施の形態にかかる超音波診断装置の動作を示したフロー図
[図5](a)3次元構造で表されるボリュームデータを表した図(b)ボリュームデータ生成部により生成されたボリュームデータを表した図(c) $r\theta\phi$ 空間の断面を表した図
[図6]子宮内の胎児のボリュームデータを表わした図
[図7]ボリュームデータ処理部が胎児表面を識別する動作を示したフロー図
[図8](a)注目ボクセルを中心とした、演算子の演算対象範囲を示した図(b)各ボクセル値に乘じる演算子係数を示した図
[図9]胎児正中断面像に勾配ベクトルを矢印で示した図
[図10](a)特徴量を表す3次元の特徴空間を示した図(b)勾配ベクトルのベクトル

ル向きの分布を表した図(c)勾配ベクトルのベクトル長さの分布を表した図(d)フィルタリング後の勾配ベクトルのベクトル向きの分布を表した図(e)フィルタリング後の勾配ベクトルのベクトル長さの分布を表した図

[図11](a)フィルタ部により選択された分布領域の分布を表した図(b)ボクセルの深度を階級とした分布領域の度数分布を表した図(c)クラスタ選択部によりクラスタ毎の分散値が算出されることを表した図

[図12]胎児表面よりも探触子側に位置するボクセルが除去された状態の胎児正中断面像

[図13]第2の実施の形態にかかる対象ボクセル決定部の構成を示した図

[図14](a)特徴空間におけるベクトル長さ及びベクトル向きの分布を示した図(b)ベクトル向きを階級としたベクトル長さの度数分布を示した図(c)ベクトル長さを階級としたベクトル向きの度数分布を示した図

[図15]第3の実施の形態のボリュームデータ処理部を示す図

[図16]操作部によって調整された演算子の演算対象範囲を示す図

[図17]演算子の演算対象範囲が可変であることを示した図

発明を実施するための形態

[0010] 本実施形態に係る超音波診断装置は、探触子から超音波ビームを送受信することにより、対象物のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部と、ボリュームデータ生成部に生成された対象物の超音波画像を生成するボリュームデータ処理部と、前記対象物に対応する前記超音波画像を生成する超音波画像生成部を備えた超音波診断装置であって、前記ボリュームデータ処理部は、前記ボリュームデータのボクセルの値の勾配を算出する勾配算出部と、前記勾配及び前記超音波ビームの向きに基づいて前記ボクセルの特徴量を算出し、前記特徴量に基づいて特徴空間を算出する特徴算出部と、前記特徴空間に基づいて、前記対象物に対応する前記ボクセルを決定する対象ボクセル決定部と、前記対象物から前記探触子側に位置するボクセルを除去するボクセル除去部とを具備したことを特徴とする。

[0011] この構成によれば、超音波ビームの向き及びボクセル値の勾配に基づいて

決定されたボクセルから超音波画像を生成することにより、超音波ビームの向きによってボクセル値の勾配を特徴づけて、ボクセルの特徴を表す特徴量を算出し、特徴量の特徴空間に基づいて対象物のボクセルを決定するため、対象物の表面画像を描出することができる。

[0012] また、従来の超音波診断装置では、関心領域の境界を検出して、境界内の最も多いボクセル数を有するボクセルグループに基づいて、関心領域の境界を設定するが、脂肪と子宮との境界や胎児脳腔と胎児より深度が深い部位との境界など、互いに連結された境界が大きくなると、関心領域の境界を区別することが困難になるという問題を解消することができる。

[0013] また、従来の超音波診断装置であった、2次元画像である断層像の輝度勾配が最大である位置を基に境界点を設定するが、3次元画像から抜き出された断層像の輝度勾配が最大である位置を基にするだけでは、胎児表面よりも輝度勾配が大きい場合、例えば多重エコーが発生する場合や脂肪と子宮との境界が存在する場合は、胎児表面以外の部分を胎児表面と誤認するという問題を解消することができる。

[0014] また、対象物の画像を描出するために、ボクセル値の重心を用いる平均法などによって、対象物に相当するボクセルをクラスタリングする手法があるが、このようなクラスタリング手法では演算量が多く、リアルタイムに対象物の画像を描出することが困難であるという問題を解消することができる。

[0015] また、前記対象ボクセル決定部は、前記特徴空間における前記勾配のベクトル長さ及びベクトル向きの少なくとも1つの分布に基づいて、前記対象物を含む前記ボクセルを決定するクラスタ選択部を備えたことを特徴とする。

[0016] この構成によれば、特徴空間における勾配のベクトル長さ又はベクトル向きの分布から、対象物に対応するボクセルを決定するため、対象物の表面画像を少ない演算量で描出することができる。

[0017] また、前記クラスタ選択部の前記ベクトル向きは、前記超音波ビームの正規化ベクトルと前記ボリュームデータのボクセルの値の勾配の正規化ベクトルとの内積で表されることを特徴とする。

- [0018] この構成によれば、超音波ビームの正規化ベクトルと勾配の正規化ベクトルとの内積により、ボクセルの特徴を表す特徴量を算出するため、対象物の表面画像を少ない演算量で描出することができる。
- [0019] また、前記クラスタ選択部の前記分布は、前記深度を階級とする前記ベクトル長さ又は前記ベクトル向きの度数分布であって、前記分布の指標は、前記度数分布に基づく分散値、標準偏差、及び平均偏差の少なくとも1つで表されることを特徴とする。
- [0020] この構成によれば、ベクトル長さ又はベクトル向きの度数分布に基づく分散値、標準偏差、又は平均偏差により、対象物を含むボクセルを決定するため、対象物の表面画像を少ない演算量で描出することができる。
- [0021] また、前記対象ボクセル決定部は、予め設定された閾値と前記特徴量とを比較することにより、前記対象物を含む前記ボクセルを決定することを特徴とする。
- [0022] この構成によれば、特徴量を閾値によって簡便に峻別することができ、対象物の表面画像を少ない演算量で描出することができる。
- [0023] また、前記対象ボクセル決定部は、前記特徴空間における前記ベクトルの長さ及び向きの少なくとも1つの分布を算出する分布算出部と、前記分布に基づいて前記閾値を決定する閾値決定部とを備えたことを特徴とする。
- [0024] この構成によれば、特徴空間におけるベクトル長さ又はベクトル向きの分布に基づいて、フィルタ部で用いる閾値を決定することができる。
- [0025] また、前記特徴算出部は、前記ボリュームデータのボクセルの値の勾配のベクトルの長さ、向き、及び前記ボクセルの深度の少なくとも1つを前記特徴量とする特徴空間を算出することを特徴とする。
- [0026] この構成によれば、勾配のベクトル長さ、勾配のベクトル向き、及び深度の少なくとも1つから、ボクセルの特徴を表す特徴量を算出し、これらの特徴量をそれぞれ軸とする特徴空間に基づいて対象物を識別するため、対象物の表面画像を描出することができる。
- [0027] また、前記ボクセル除去部は、前記探触子側に位置するボクセルのボクセ

ル値を所定値とすることを特徴とする。

[0028] この構成によれば、対象物よりも探触子側に位置するボクセルのボクセル値を所定値に設定することにより、探触子側に位置するボクセルを除去することができ、対象物の表面画像を描出することができる。

[0029] また、前記ボクセル除去部は、前記探触子側に位置するボクセルの透明度を設定することを特徴とする。

[0030] この構成によれば、対象物よりも探触子側に位置するボクセルの透明度を設定することにより、探触子側に位置するボクセルを除去することができ、対象物の表面画像を描出することができる。

[0031] また、前記勾配算出部は、演算子に基づいて3次元の前記勾配を算出し、前記演算子の演算対象範囲が可変であることを特徴とする。

[0032] また、3次元の前記勾配の演算対象範囲を設定する手段を備え、前記勾配算出部は、前記設定された演算対象範囲に基づき、前記3次元の前記勾配を算出することを特徴とする。

[0033] これらの何れかの構成によれば、演算対象範囲を可変設定にすることにより、対象物表面のノイズを除去することができ、滑らかな対象物の表面画像を少ない演算量で描出することができる。

[0034] 本実施形態に係る超音波画像描出方法は、探触子を有する超音波診断装置により取得されたボリュームデータから対象物の超音波画像を生成する超音波画像描出方法であって、前記ボリュームデータのボクセル値の勾配を算出するステップと、前記勾配のベクトル向き及び前記ボクセル値の前記勾配に基づいて、ボクセルの特徴量を算出し、前記特徴量に基づいて特徴空間を算出するステップと、前記特徴空間に基づいて、前記対象物に対応する前記ボクセルを決定するステップと、前記対象物よりも前記探触子側に位置するボクセルを除去するステップと、前記探触子側に位置するボクセルが除去された前記ボリュームデータから、前記対象物に対応する超音波画像を生成するステップと、を含むことを特徴とする。

[0035] また、前記ボクセルを決定するステップは、前記特徴空間における前記勾

配のベクトル長さ及びベクトル向きの少なくとも1つの分布に基づいて、前記対象物を含む前記ボクセルを決定するクラスタ選択ステップを備えることを特徴とする。

[0036] また、前記ボクセルを決定するステップは、予め設定された閾値と前記特徴量とを比較することにより、前記対象物を含む前記ボクセルを決定することを特徴とする。

[0037] また、前記特徴空間を算出するステップは、前記ボリュームデータのボクセルの値の勾配のベクトルの長さ、向き、及び前記ボクセルの深度の少なくとも1つを前記特徴量とする特徴空間を算出することを特徴とする。

[0038] これらの何れかの構成によれば、超音波ビームの向き及びボクセル値の勾配に基づいて決定されたボクセルから超音波画像を生成することにより、超音波ビームの向きによってボクセル値の勾配を特徴づけて、ボクセルの特徴を表す特徴量を算出し、特徴量の特徴空間に基づいて対象物のボクセルを決定するため、対象物の表面画像を描出することができる。

[0039] (第1の実施の形態)

以下、本発明の第1の実施の形態にかかる超音波診断装置について、図面を用いて説明する。図1は、本実施の形態にかかる超音波診断装置の構成を概念的に示した図である。

超音波診断装置1は、操作部2、ビーム方向指示部3、送受信部4、探触子5、ボリュームデータ生成部7、ボリュームデータ処理部8、超音波画像生成部9、及び表示部10を備える。

[0040] 操作部2は、超音波診断装置1の操作を行い、対象物の3次元画像を描画するための各種設定を行い、対象物の3次元画像の描画を指示する。また、操作部2は、超音波ビームの向きを超音波ビーム方向指示部に指示する。超音波ビームの向きは、データとしてボリュームデータ生成部7及びボリュームデータ処理部8に送信される。

[0041] 送受信部4は、操作部2によって指示された超音波ビームの向きに射出される超音波ビームの送波信号を生成する。送受信部4は、生成された送波信号を

探触子5に送信し、探触子5から受波信号を受信する。また、送受信部4は、特開2001-252276号公報に開示されているように、送波回路、送波遅延回路、受波回路、及び受波遅延回路等を備える。

[0042] 探触子5は、送受信部4から送信された送波信号を音響信号に変換して、媒質を介して被検体に超音波ビームを射出する。また、探触子5は、被検体内で反射した反射エコー信号を受波信号に変換して、送受信部4に送信する。

[0043] ボリュームデータ生成部7は、探触子5が受信した受波信号を送受信部4から受信し、受波信号に基づいて被検体のボリュームデータを生成する。また、ボリュームデータ生成部7は、超音波ビームの向きとボクセル値を関連付けてボリュームデータを生成する。

[0044] ボリュームデータ処理部8は、ボリュームデータ生成部7により生成されたボリュームデータを処理して、2次元平面に投影された画像として、被検体の対象物の3次元画像データを超音波画像生成部9に送信する。

[0045] 超音波画像生成部9は、ボリュームデータ処理部8から受信した画像データに基づいて、超音波画像を生成する。表示部10は、超音波画像生成部9により生成された超音波画像を表示する。

[0046] 図2は、本実施の形態にかかるボリュームデータ処理部8の構成を示した図である。図2に示すように、ボリュームデータ処理部8は、勾配算出部801、特徴算出部802、対象ボクセル決定部803、及びボクセル除去部804を備える。

[0047] 勾配算出部801は、ボリュームデータ生成部7により生成されたボリュームデータのボクセル値の勾配を算出する。勾配算出部801は、3次元座標の各軸方向におけるボクセル値の勾配をそれぞれ算出し、3次元の勾配ベクトル(3次元勾配)を算出する。

[0048] 特徴算出部802は、ビーム方向指示部3から超音波ビームの向きを受信する。特徴算出部802は、勾配算出部801から3次元勾配を受信し、3次元座標の各軸方向における勾配を基に、勾配ベクトルの長さ及び向きを算出する。

[0049] また、特徴算出部802は、勾配ベクトル長さが1である正規化勾配ベクトル(勾配の正規化ベクトル)を、各ボクセルについて算出する。特徴算出部802は

、超音波ビームのビームベクトル長さが1である正規化ビームベクトル(超音波ビームの正規化ベクトル)を、各ボクセルについて算出する。特徴算出部802は、超音波ビームの正規化ベクトルと勾配の正規化ベクトルとの内積を算出する。

[0050] すなわち、特徴算出部802は、超音波ビームの向き及びボクセル値の勾配に基づいて、ボクセル値を有するボクセルの特徴量を算出し、ボクセルの深度とともに特徴空間を算出する。

[0051] 対象ボクセル決定部803は、特徴算出部802から、勾配ベクトル長さ、勾配ベクトル向き、及びボクセルの深度の少なくとも1つを特徴量とする特徴空間を受信する。対象ボクセル決定部803は、特徴空間に基づいて、対象物(例えば、胎児の表面)を識別し、対象物に対応するボクセルを決定する。対象ボクセル決定部803は、決定されたボクセルの座標をボクセル除去部804に送信する。

[0052] ボクセル除去部804は、対象物のボクセル座標値よりも浅い座標値のボクセル(対象物よりも探触子側に位置するボクセル)をボリュームデータから除去し、当該ボクセルを除去したボリュームデータを超音波画像生成部9に送信する。

[0053] 図3は、本実施の形態にかかる対象ボクセル決定部803の構成を示した図である。図3に示すように、対象ボクセル決定部803は、フィルタ部805及びクラスタ選択部806を備える。対象ボクセル決定部803は、フィルタ部805を用いて、予め設定された閾値と特徴量とを比較することにより、対象物に対応するボクセルを決定する。例えば、フィルタ部805は、閾値より大きい特徴量を、対象物の特徴量として選択し、クラスタ選択部806に送信する。

[0054] クラスタ選択部806は、特徴空間に基づいて、ボクセルの深度に対する勾配ベクトル長さ又は勾配ベクトル向きの分布を算出する。分布の指標(ばらつき等)は、分散値で表される。例えば、クラスタ選択部806は、ボクセルの深度を階級とする勾配ベクトル長さ又は勾配ベクトル向きの度数を計数し、度数分布に基づいて複数のクラスタに分離し、各クラスタの分散値を算出する。

[0055] クラスタ選択部806は、予め設定された閾値と分布の指標とを比較することにより、対象物に対応するボクセルを決定する。例えば、クラスタ選択部806は、所定の閾値より大きい分散値を有するクラスタを選択する。クラスタ選択部806は、ボクセルの深度に基づいて対象物に対応するボクセルを決定する。例えば、クラスタ選択部806は、所定の閾値より大きい分散値を有するクラスタのうち、クラスタの深度の平均値が最も浅いボクセルを対象物に対応するボクセルとして決定し、決定されたボクセルの座標をボクセル除去部804に送信する。

[0056] 次に、本実施の形態にかかる超音波診断装置の動作について説明する。図4は、本実施の形態にかかる超音波診断装置の動作を示したフロー図である。本実施の形態では、子宮内の胎児表面を対象物として表示させる場合について説明する。

[0057] 超音波診断装置の操作者は、探触子5を被検者に当接し、2次元超音波走査によって、子宮内の胎児の正中断面像(サジタル像)を描出する。そして、正中断面像に基づいて、3次元走査のための探触子5の方向を定め、操作部2の3次元キーが押下げられる(ステップS101)。

[0058] この場合、3次元キーが押下げられたことがビーム方向指示部3に送信され、ビーム方向指示部3は、3次元走査のための超音波ビームの向きを、送受信部4、ボリュームデータ生成部7、ボリュームデータ処理部8、及び超音波画像生成部9に送信する(ステップS102)。

[0059] 送受信部4は、超音波ビームの向きを受信し、指示された超音波ビームの向きに射出される超音波ビームの送波信号を生成する。生成された送波信号に基づいて、探触子5は、被検体の3次元走査を開始する(ステップS103)。

[0060] 探触子5は、送受信部4を介して受波信号をボリュームデータ生成部7に送信し、ボリュームデータ生成部7は、超音波ビームの受波信号(受信エコー)をボクセル値として、指示された超音波ビーム方向に配置して、被検者のボリュームデータを生成する(ステップS104)。

[0061] 生成されたボリュームデータに基づいて、ボリュームデータ処理部8は、胎

児の表面を識別し、胎児の表面よりも探触子側に位置するボクセルをボリュームデータから除去し、当該ボクセルが除去されたボリュームデータを超音波画像生成部9に送信する(ステップS105)。

[0062] 超音波画像生成部9は、胎児の表面よりも探触子側に位置するボクセルが除去されたボリュームデータに基づいて、2次元平面に投影された胎児表面の画像を生成し、胎児表面の画像を表示部10に送信する(ステップS106)。表示部10は、胎児表面の画像を表示する(ステップS107)。

[0063] 次に、図4のステップS104において、ボリュームデータ生成部7により生成されるボリュームデータについて、図5を用いて説明する。図5(a)に示すように、ボリュームデータ生成部7は、3次元構造で表されるボリュームデータを生成する。探触子5を走査することで、超音波ビームb1、b2、及びb3がそれぞれ射出され、ボリュームデータ生成部7は、超音波ビームの深度方向をr軸とし、超音波ビームの走査方向を θ 軸及び ϕ 軸として、ボリュームデータを生成する。ボリュームデータ生成部7は、超音波ビームの受波信号をデータとして走査方向 θ 軸及び ϕ 軸に応じてr軸方向(超音波ビーム方向)に配置し、図5(a)に示すような $r\theta\phi$ 空間70を形成する。また、図5(b)に示すように、ボリュームデータ生成部7により生成されたボリュームデータに基づいて、 $r\theta\phi$ 空間70から任意の断面71のボリュームデータが抽出され、図5(c)に示すように、 $r\theta\phi$ 空間70の断面71の一部の領域(実線部)が表示部10に表示される。

[0064] 次に、ステップS105において、ボリュームデータ処理部8が、胎児の表面を識別し、胎児の表面よりも探触子側に位置するボクセルをボリュームデータから除去する動作について説明する。図6は、子宮内の胎児のボリュームデータを表わした図である。通常は、3次元データであるボリュームデータに基づいて、2次元平面に投影された3次元画像が表されるが、説明の便宜のため、ここでは子宮内の胎児の正中断面像を表す。

[0065] 図6に示すように、超音波ビームbの深度方向に沿って、探触子表面60、脂肪層61、子宮62、羊水63、胎児表面64、胎児前部高エコー領域65、胎児低エコー領域66、及び胎児後部高エコー領域67が、ボリュームデータ生成部7によ

リボリュームデータとして生成される。図6の斜線で示した領域Fは、反射エコー信号が弱く、低輝度で暗く表示される領域(低エコー領域)であり、斜線のない領域は、反射エコー信号が強く、高輝度で明るく表示される領域(高エコー領域)である。子宮62、胎児前部高エコー領域65、及び胎児後部高エコー領域67は高エコー領域であり、脂肪層61、羊水63、及び胎児低エコー領域66は低エコー領域である。ボリュームデータ処理部8は、羊水63と胎児前部高エコー領域65の境界である胎児表面64を識別し、胎児表面64に対応するボクセルをボリュームデータから決定する。

[0066] 図7は、ボリュームデータ処理部8が胎児表面64を識別する動作を示したフロー図である。勾配算出部801は、演算子(オペレータ)を使用して、ボリュームデータのボクセル値の勾配を算出する(ステップS201)。勾配を算出するための演算子は、PrewittやSobelなど公知のものを利用すればよい。ここでは、説明の便宜のため、簡単な演算子を用いて説明する。

[0067] 図8(a)は、ボリューム80内の所定の注目ボクセルを中心とした、演算子の演算対象範囲を示した図である。図8(b)は、各ボクセル値に乘じる演算子係数を示した図である。図8(b)に示すように、勾配算出部801は、各座標軸方向(前後左右上下)の3つのボクセルを演算対象範囲として、注目ボクセルの勾配を演算する。勾配算出部801は、各演算対象のボクセル値に演算子係数を乗じて座標軸毎に合計し、合計された値を各座標軸の勾配として算出する。例えば、図8(b)において、垂直座標軸の勾配を算出する場合、注目ボクセル81のボクセル値に演算子係数「0」を乗じ、ボクセル82のボクセル値に演算子係数「1」を乗じ、ボクセル83のボクセル値に演算子係数「-1」を乗じ、これらを合計した値が垂直座標軸の勾配として記録される。同様に、その他の2つの座標軸の勾配が算出される。そして、注目ボクセルを隣接ボクセルに移して同様の計算を繰り返すことで、ボリューム全体の勾配が座標軸毎に算出される。このように、勾配算出部801によって、ボリュームデータの各ボクセルの勾配が算出され、勾配は各座標軸方向の成分を持つベクトル(3次元勾配)となる。

[0068] 図8(b)に示す演算子で注目ボクセルの勾配を算出する場合、注目ボクセルの隣接ボクセル値が全て同じ値であるとする、勾配の各座標軸方向成分は全て「0」となる。一方、所定の座標軸方向(例えば、垂直座標軸方向)に沿って、注目ボクセルの隣接ボクセル値が異なり、且つその他の座標軸方向の隣接ボクセル値が全て同じであれば、当該所定の座標軸方向(垂直座標軸方向)にだけ成分を持つベクトルとなる。このように、勾配算出部801は、3次元勾配を勾配ベクトルとして算出する。

[0069] 次に、特徴算出部802は、勾配算出部801から受信した3次元勾配を基に、勾配ベクトルの長さ、勾配ベクトルの向き、及び超音波ビームの正規化ベクトルと勾配の正規化ベクトルとの内積を、ボクセルの特徴量として算出する(ステップS202)。

[0070] 対象ボクセル決定部803は、特徴算出部802により算出された特徴量に基づいて、胎児の表面を識別し、胎児の表面に対応するボクセルを決定する(ステップS203)。

図9～図12を用いて、対象ボクセル決定部803の動作を説明する。図9は、胎児正中断面像に勾配ベクトルを矢印で示した図である。通常は、ボリューム内の全てのボクセルについて勾配を算出するが、説明の便宜のため、ベクトル長さが長い勾配ベクトルを主に図示している。矢印の長さは勾配ベクトル長さを表し、矢印の向きは勾配ベクトル向きを表している。

[0071] 図9に示すように、勾配ベクトルが長い部分は、脂肪層61と子宮62の境界A、子宮62と羊水63の境界B、羊水63と胎児前部高エコー領域65の境界C、胎児前部高エコー領域65と胎児低エコー領域66の境界D、及び胎児低エコー領域66と胎児後部高エコー領域67の境界Eである。境界Aと境界Bのベクトルは、超音波ビームbの方向とほぼ同じであるが(すなわち、ばらつきが比較的小さい)、ベクトル向きが逆である。境界Aのベクトル向きは深度方向である。境界Bのベクトル向きは深度方向と逆方向である。境界Cと境界Eの勾配ベクトルのベクトル向きは、超音波ビームbの方向(深度方向)と概ね同じであるが、方向にばらつきがある(すなわち、ばらつきが比較的大きい)。境界Dの勾配ベクトル

のベクトル向きは、探触子側(深度方向と逆方向)であるが、方向にばらつきがある(すなわち、ばらつきが比較的大きい)。境界A~E以外の領域Fの勾配ベクトル(図示せず)は、境界A~Eの勾配ベクトルと比べて、ベクトル長さが短く、ベクトル向きのばらつきが大きい。

[0072] 図10は、ボクセル深度に対する勾配ベクトルのベクトル長さ及びベクトル向きの分布を表した図である。図10(a)は、特徴量(ベクトル長さ $|v|$ 、ベクトル向き $w \cdot u$ 、ボクセル深度 r)を表す3次元の特徴空間である。ベクトル向きは、超音波ビーム b の向きに対するベクトル向きで表わされ、具体的には、超音波ビーム b の正規化ベクトルと勾配の正規化ベクトルとの内積 $w \cdot u$ で表される。 w は、超音波ビーム b の単位ベクトル(正規化ビームベクトル)である。 u は、勾配ベクトル v を勾配ベクトルの長さ $|v|$ で除して正規化された正規化勾配ベクトルである。

[0073] 図10(b)は、ボクセル深度 r に対する勾配ベクトルのベクトル向き $w \cdot u$ の分布を表した図である。図10(c)は、ボクセル深度 r に対する勾配ベクトルのベクトル長さ $|v|$ の分布を表した図である。特徴量は、ベクトル長さ $|v|$ 、ベクトル向き $w \cdot u$ 、及び深度 r の3次元特徴空間で表されるが、説明の便宜のため、ボクセル深度 r に対するベクトル向き $w \cdot u$ 及びベクトル長さ $|v|$ に分けて説明する。図10(b)に示すように、ボクセル深度 r に対するベクトル向き $w \cdot u$ が分布し、図9に示す境界A~E及び領域Fのベクトル向き $w \cdot u$ が、分布領域A~Fにそれぞれ分布する。図9に示す領域Fは、境界A~Eと比べてベクトル向き $w \cdot u$ のばらつきが大きいため、図10(b)に示すように、分布領域Fは全体的に分布する。一方、図10(c)に示すように、ボクセル深度 r に対するベクトル長さ $|v|$ が分布し、図9に示す境界A~E及び領域Fのベクトル長さ $|v|$ が、分布領域A~Fにそれぞれ分布する。図9に示す領域Fは、境界A~Eと比べて反射エコー信号が弱く低輝度であるため、図10(c)に示すように、分布領域Fは小さい値で分布する。

[0074] 対象ボクセル決定部803は、特徴量に基づいて、胎児表面64(境界C)を識別し、境界Cの分布領域のボクセルを決定する。境界の分布領域を特定するため

に、クラスタリングと呼ばれる従来技術がある。但し、従来技術の手法を用いて3次元特徴空間のボリュームデータをクラスタリングすると、クラスタリング処理に膨大な時間がかかる。そこで、少ない演算量で境界C(対象物の表面画像)を描出するために、本実施の形態では、対象ボクセル決定部803が、予め設定された閾値と特徴量とを比較することにより、対象物に対応するボクセルを決定する手法、及び予め設定された閾値と分布の指標(ばらつき)とを比較することにより、対象物に対応するボクセルを決定する手法を用いる。

[0075] 対象ボクセル決定部803は、フィルタ部805を用いて、予め設定された閾値と特徴量とを比較することにより、対象物に対応するボクセルを決定する(ステップS203)。図10(b)に示すように、予め設定されたベクトル向き $w \cdot u$ の閾値をT1とすると、フィルタ部805は、閾値T1より大きいベクトル向き $w \cdot u$ の領域にある分布をフィルタリングして選択する。閾値T1に基づいてフィルタリングした結果、分布領域Fの一部及び分布領域A、C、Eが選択される。また、図10(c)に示すように、予め設定されたベクトルの長さ $|v|$ の閾値をT2とすると、フィルタ部805は、閾値T2より大きいベクトルの長さ $|v|$ の領域にある分布をフィルタリングして選択する。閾値T2に基づいてフィルタリングした結果、分布領域A、C、Eが選択される。つまり、フィルタ部805が、閾値T1及び閾値T2に基づいてフィルタリングすると、図10(d)及び(e)に示すように、分布領域A、C、Eが選択され、境界の特徴量を利用して不要な境界B、D、及び領域Fが除去される。

[0076] 対象ボクセル決定部803に含まれるクラスタ選択部806は、ボクセル深度に対するベクトル長さ $|v|$ 又はベクトル向き $w \cdot u$ の分布の指標(ばらつき)を算出する(ステップS204)。図11(a)は、フィルタ部805により選択された分布領域A、C、Eの分布を表した図である。図11(b)は、ボクセルの深度を階級とした分布領域A、C、Eの度数分布である。度数分布は、ボクセル深度に対するベクトル長さ $|v|$ 又はベクトル向き $w \cdot u$ の何れか1つを用いればよい。

[0077] 図11(b)に示すように、クラスタ選択部806は、分布領域A、C、Eそれぞれの

度数分布を区別する。分布領域の度数分布をそれぞれ区別するためには、度数分布の曲線の傾きを一階微分等で算出し、傾きが負から正に転じる箇所を境界として用いればよい。

度数分布の傾きは、階級毎の度数を直線で結んで、直線の傾きを用いてもよいし、直線で結ばれた度数分布にスムージング処理を施した曲線の傾きを用いてもよい。

[0078] 図11(c)に示すように、クラスタ選択部806は、分布領域A、C、Eそれぞれの度数分布を区別することで度数分布を複数のクラスタ(分布領域A、C、Eのクラスタ)に分離し、各クラスタの度数分布に基づいて分散値を算出する。図9に示す脂肪層61と子宮62の境界Aは、境界C、Eと比べ、超音波ビーム方向の深度 r がほぼ一定であるため、境界Aに対応する分布領域Aの分散値は、その他の分布領域C、Eと比べ、小さい値となる。したがって、図11(c)に示すように、予め設定された閾値 $T3$ とすれば、クラスタ選択部806は、閾値 $T3$ より大きい分散値を有するクラスタ(分布領域C、E)を選択する。さらに、クラスタ選択部806は、選択されたクラスタのうち、クラスタの深度 r の平均値が最も浅いクラスタ(分布領域C)を、胎児表面64(境界C)に対応するボクセルとして決定する(ステップS205)。つまり、クラスタ選択部806が、閾値 $T3$ 及び深度 r に基づいて分布領域Cを選択し、不要な境界A、Eを除去する。

[0079] 図12は、境界Cが選択され、境界Cのボクセル(胎児表面よりも探触子側に位置するボクセル)が除去された状態の胎児正中断面像である。図12に示すように、ボクセル除去部804は、選択された分布領域Cに対応する境界Cのボクセル座標値よりも浅い座標値のボクセルをボリュームデータから除去する(ステップS206)。なお、当該ボクセルをボリュームデータから除去する方法は、超音波画像生成部9の動作に適したものであればよい。例えば、超音波画像生成部9が最大値投影法を用いている場合は、ボクセルのボクセル値を0とすることで、ボクセルを除去することができる。また、超音波画像生成部9がレイ・トレーシング法やボリューム・レイ・キャスティング法と呼ばれる画像形成方法を用いている場合は、ボクセル毎の透明度を扱えるので、ボクセルの透明

度を設定することで、ボクセルを除去することができる。

[0080] 超音波画像生成部9は、当該ボクセルが除去されたボリュームデータを2次元に投影して胎児表面64の画像を形成し、表示部10は、形成された胎児表面64の画像を表示する。

[0081] 以上のように、本実施の形態にかかる超音波診断装置によれば、超音波ビームの向き及びボクセル値の勾配に基づいて、決定されたボクセルから超音波画像を生成することにより、超音波ビームの向きによってボクセル値の勾配を特徴づけて、ボクセルの特徴を表す特徴量を算出するため、胎児表面64の画像を少ない演算量で描出することができる。

[0082] また、妊娠週数が増えるにつれ胎児が子宮内で育ち、胎児表面64(境界C)と子宮内膜(境界B)とが接触し始める。このような場合であっても、本実施の形態にかかる超音波診断装置によれば、胎児表面64を識別することができる。つまり、本実施の形態にかかる超音波診断装置は、胎児表面64(境界C)と子宮内膜(境界B)が接触した領域も適切に除去できるため、胎児表面64の画像を描出することができる。

[0083] 具体的には、胎児表面64(境界C)と子宮内膜(境界B)が接触した領域からの超音波反射信号は、羊水を挟まないことから微弱となるため、勾配算出部801で算出された勾配の絶対値(ベクトル長さ) $|v|$ が小さい値となり、図10(c)に示される分布領域Fに含まれるようになる。一方、胎児表面64と子宮内膜とが接触しても、胎児表面64に相当する胎児頭蓋で反射する超音波反射信号は、周辺組織で反射する超音波反射信号よりも強いため、胎児頭蓋のボクセル値は周辺組織のボクセル値よりも大きい値となり、勾配算出部801で算出された胎児頭蓋の勾配の絶対値 $|v|$ は、周辺組織よりも大きい値となる。この胎児頭蓋のベクトル長さ $|v|$ は、図10(c)に示される分布領域Cに含まれるため、胎児表面64に相当する胎児頭蓋表面が識別される。したがって、胎児表面64(境界C)と子宮内膜(境界B)が接触した場合であっても、胎児表面64を適切に識別することができる。

[0084] また、操作部2が、閾値T1～T3をそれぞれ調整する可変ダイヤルを備えたり

、GUIを備えたりすることで、胎児表面64の識別精度を調整することができる。

[0085] (第2の実施の形態)

以下、本発明の第2の実施の形態にかかる超音波診断装置について、図面を用いて説明する。特に言及しない場合は、他の構成は、第1の実施の形態にかかる超音波診断装置と同様である。

[0086] 図13は、本実施の形態にかかる対象ボクセル決定部803の構成を示した図である。

対象ボクセル決定部803は、分布算出部807及び閾値決定部808を備える。分布算出部807は、特徴算出部802により算出された特徴量に基づいて、特徴空間における勾配ベクトルのベクトル長さ及びベクトル向きを算出する。本実施の形態では、度数分布算出部807は、勾配ベクトルのベクトル長さ $|v|$ を階級とした度数分布とベクトル向き $w \cdot u$ を階級とした度数分布を算出する。閾値決定部808は、分布算出部807により算出されたベクトル長さ及びベクトル向きの分布に基づいて、フィルタ部805で用いられる閾値T1及びT2を決定する。閾値決定部808は、決定された閾値T1及びT2をフィルタ部805へ送信する。

[0087] 次に、図14を用いて、分布算出部807及び閾値決定部808の動作を説明する。図14(a)は、特徴空間におけるベクトル長さ $|v|$ 及びベクトル向き $w \cdot u$ の分布を示した図である。図14(b)は、ベクトル向き $w \cdot u$ を階級としたベクトル長さ $|v|$ の度数分布を示した図である。図14(c)は、ベクトル長さ $|v|$ を階級としたベクトル向き $w \cdot u$ の度数分布を示した図である。

[0088] 分布算出部807は、図14(a)に示すような特徴空間におけるベクトル長さ $|v|$ 及びベクトル向き $w \cdot u$ の分布を算出する。図14(a)では、図9に示す境界A、C、Eの勾配のベクトル向きは、超音波ビームbの方向(深度方向)であるため、境界A、C、Eのベクトル向き $w \cdot u$ は0以上の分布領域に主に分布する。また、境界B、Dは、超音波ビームbの方向(深度方向)と逆方向であるため、境界B、Dのベクトル向き $w \cdot u$ は0以下の分布領域に主に分布する。さらに、領域Fの勾

配ベクトルは、境界A～Eと比べて、ベクトル長さ $|v|$ が短く、ベクトル向き $w \cdot u$ のばらつきが大きいため、領域Fは図14(a)に示すように分布する。

[0089] 閾値決定部808は、図14(a)に示すように、分布領域A、C、Eと分布領域B、Dとを区別する閾値T1を決定し、分布領域A～Eと分布領域Fとを区別する閾値T2を決定する。閾値T1、T2を決定する手法としては、例えば、二値化処理がある。図14(b)及び(c)に示すように、特徴空間におけるベクトル長さ $|v|$ 及びベクトル向き $w \cdot u$ の度数分布は、それぞれ2つのピークを有する二峰性の分布を示すため、クラス間分散とクラス内分散の比が最大になる値をそれぞれ閾値T1、T2と決定することができる。また、図14(b)及び(c)に示すような度数分布の曲線の傾きを一階微分等で算出し、2つのピーク間の傾きが負から正に転じる箇所を閾値T1、T2と決定してもよい。

[0090] 決定された閾値T1、T2はフィルタ部805に送信され、図10(b)及び(c)に示すように、フィルタ部805は、ベクトル長さ $|v|$ 、ベクトル向き $w \cdot u$ 、及び深度rの特徴空間の分布に基づいて、ベクトル向き $w \cdot u$ が閾値T1よりも大きく、且つベクトルの長さ $|v|$ が閾値T2より大きい分布領域にあるボクセルを選択する。

[0091] このように、分布算出部807及び閾値決定部808を設けることによって、閾値T1及びT2を決定することができる。

[0092] (第3の実施の形態)

以下、本発明の第3の実施の形態にかかる超音波診断装置について、図面を用いて説明する。特に言及しない場合は、他の構成は、第1及び第2の実施の形態にかかる超音波診断装置と同様である。本実施の形態にかかる超音波診断装置は、3次元の勾配の演算対象範囲を設定する手段(演算対象範囲設定部)を備え、勾配算出部801は、設定された演算対象範囲に基づき、3次元の勾配を算出する。

[0093] 図15は、本実施の形態のボリュームデータ処理部8を示す図である。ボリュームデータ処理部8の勾配算出部801は、操作部2に接続されている。操作部2は、勾配算出部801が勾配を算出するために用いられる演算子の演算対象範囲

を変化させる。

[0094] 次に、操作部2が演算子の演算対象範囲を変化させる動作について説明する。ボリウムデータから胎児表面の画像を生成する場合、胎児表面付近にノイズが現れることがある。ここで、ノイズとは、音響ノイズ又はスペックルといわれる斑紋状の音響的干渉縞、多重エコー、及び羊水内浮遊物等、胎児表面の一部のように表示されてしまう構造物をいう。ノイズは、胎児表面付近にあって超音波反射信号が強いため、ノイズが存在する箇所の勾配は、主に図10(b)及び(c)に示される特徴空間の分布領域Cに含まれる。そして、ノイズは、胎児表面よりも小さな領域に局在している。このノイズが局在するという性質を利用して、勾配算出部801は、ノイズが図10(b)及び(c)に示される特徴空間の分布領域Cに含まれないように勾配を算出する。

[0095] 分布領域Cに含まれないように勾配を算出するためには、操作部2によって演算子の演算対象範囲を変化させる。これにより、局在するノイズの勾配ベクトル長さ $|v|$ が小さくなり、且つ胎児表面の勾配ベクトル長さ $|v|$ が小さくなくにくい性質を持つ演算子を用いて、勾配が算出される。

[0096] 図16は、操作部2によって調整された演算子の演算対象範囲を示す図である。図16の演算子の演算対象範囲は、図8(b)に示された演算対象範囲より広い。つまり、図8(b)と比べ、各座標軸の演算対象範囲が2ボクセルずつ広い領域までを演算対象としている。このような演算子を用いて注目ボクセルの勾配を演算すると、局在しているノイズに対しては勾配のベクトル長さ $|v|$ が減少し、ノイズのベクトル長さ $|v|$ の減少率と比べて胎児表面のベクトル長さ $|v|$ の減少率を小さくすることができ、胎児表面等の大きな構造物を選択的にとらえることができる。すなわち、ノイズの勾配を図8(b)の演算子で算出すると図10(b)及び(c)に示される特徴空間の分布領域Cにノイズが含まれるが、図16の演算子で算出すると図10(b)及び(c)に示される特徴空間の分布領域Fにノイズが含まれるようになるため、分布領域Fを除去することでノイズが除去される。

[0097] 図17は、演算子の演算対象範囲が可変であることを示した図である。dは、

演算子の演算対象範囲を示している。演算対象範囲 d は、勾配算出部801に接続された操作部2から送信される。図8(b)に示された演算子は、 d を1としたものであり、図16に示された演算子は、 d を2としたものである。 d を1より大きな値に変化させることで、演算子の作用する演算対象範囲を座標軸の前後左右上下にそれぞれ d ずつ離れた領域までに広げることができる。このように、 d を変化させることによって、胎児表面等大きな構造物を選択的にとらえることができ、胎児表面よりも小さな構造物(ノイズ等)を除去することができるため、胎児表面画像の滑らかさを損なうノイズを除去できる。

[0098] 以上、本発明にかかる実施の形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、請求項に記載された範囲内において変更・変形することが可能である。

[0099] 例えば、上述の実施の形態では、勾配のベクトル長さ $|v|$ 、勾配のベクトル向き $w \cdot u$ 、及びボクセル深度 r を特徴量として用いたが、特徴量は、ベクトル長さ $|v|$ 、ベクトル向き $w \cdot u$ 、及びボクセル深度 r の少なくとも1つを用いればよい。

[0100] 勾配のベクトル向き $w \cdot u$ 及びボクセル深度 r を特徴量とする場合を、図10を用いて説明する。図10(b)に示すように、ベクトル向き $w \cdot u$ 及びボクセル深度 r の特徴空間に、分布領域A～Fが分布する場合、フィルタ部805により、分布領域A、C、E、及び分布領域Fの一部が選択される。この場合、図14(b)に示すように、特徴空間におけるベクトル向き $w \cdot u$ の分布から決定された閾値 $T1$ を用いてもよい。

[0101] そして、図11に示すように、ボクセル深度 r を階級とした分布領域の度数分布(ベクトル向き $w \cdot u$ の度数分布)に基づいて、クラスタ選択部806は、クラスタ(分布領域C)を、胎児表面64(境界C)に対応するボクセルとして決定する。なお、ベクトル向き $w \cdot u$ 及びボクセル深度 r を特徴量とする場合、クラスタ選択部806により選択されたクラスタには、分布領域Cの他に分布領域Fの一部が含まれるが、勾配を算出する演算子の演算対象範囲 d を調整することで、分布領域Fを除去し、ベクトル向き $w \cdot u$ 及びボクセル深度 r の特徴空間に基づいて

、胎児表面64(境界C)に対応するボクセルを決定することができる。この場合、演算対象範囲dを2以上にすることが望ましい。

[0102] 勾配のベクトル長さ $|v|$ 及びボクセル深度rを特徴量とする場合を、図10を用いて説明する。図10(c)に示すように、ベクトル長さ $|v|$ 及びボクセル深度rの特徴空間に、分布領域A～Fが分布する場合、フィルタ部805により、分布領域A、B、C、D、Eが選択される。この場合、図14(c)に示すように、特徴空間におけるベクトル長さ $|v|$ の分布から決定された閾値T2を用いてもよい。

[0103] そして、図11に示すように、ボクセル深度rを階級とした分布領域の度数分布(ベクトル長さ $|v|$ の度数分布)に基づいて、クラスタ選択部806は、閾値T3より小さい分散値を有するクラスタ(分布領域A、B)を除去し、閾値T3より大きい分散値を有するクラスタ(分布領域C、D、E)を選択する。ここで、上述のように、境界Aと境界Bのベクトルは、超音波ビームbの方向とほぼ同じであり、ばらつきが比較的小さいため、分布領域A、Bのクラスタの分散値も比較的小さくなるため、閾値T3より小さい分散値となり、クラスタ選択部806により除去される。

[0104] そして、クラスタ選択部806により選択された分布領域C、D、Eのうち、視線方向の最も手前の面を描画することで、胎児表面64(境界C)を描出することができる。なお、視線方向の最も手前の面を描画するためには、公知の描画方法を適用することができ、例えば、ボリューム・レイ・キャスティング法やレイ・トレーシング法等が適用される。

[0105] 勾配のベクトル向き $w \cdot u$ 及びベクトル長さ $|v|$ を特徴量とする場合を、図14を用いて説明する。図14に示すように、閾値T1及びT2が決定され、フィルタ部805は、閾値T1及びT2に基づいて、分布領域A、C、Eを選択する。そして、胎児と推定される領域に関心領域(ROI)を設定し、比較的浅い領域である分布領域Aを除去する。

[0106] この場合、胎児表面64(境界C)に近接する境界Bの分布領域Bは既に除去されているので、容易に胎児と推定される領域にROIを設定することができる。分

布領域Aが除去されて残った分布領域C、Eのうち、視線方向の最も手前の面を描画することで、胎児表面64(境界C)を描出することができる。

[0107] また、境界Aと境界Bのベクトル向き $w \cdot u$ のばらつきが比較的小さいこと、及び境界Aと境界Bのベクトル長さ $|v|$ が均一であること等の特性を利用すれば、ベクトル向き $w \cdot u$ 及びベクトル長さ $|v|$ の少なくとも1つを特徴量として用いることで、適切に分布領域A、Bを除去して残った分布領域のうち、視線方向の最も手前の面を描画し、胎児表面64(境界C)を描出することができる。

[0108] このように、ベクトル長さ $|v|$ 、ベクトル向き $w \cdot u$ 、及びボクセル深度 r の少なくとも1つ乃至2つを特徴量として用いてもよい。

[0109] また、上述の実施の形態では、分布領域の度数分布を区別するために、一階微分や二値化処理を用いるが、度数分布のピーク間が最小値となる箇所を用いる等、分布領域の度数分布を区別する他の手法が用いられてもよい。また、上述の実施の形態では、分布の指標は、分散値で表されるが、標準偏差又は平均偏差等で表されてもよい。

[0110] また、上述の実施の形態では、度数分布を用いたが、特徴空間における特徴量の分布を区別する他の手法が用いられてもよい。

産業上の利用可能性

[0111] 本発明にかかる超音波診断装置は、超音波ビームの向き及びボクセル値の勾配に基づいて、決定されたボクセルから超音波画像を生成することにより、超音波ビームの向きによってボクセル値の勾配を特徴づけて、ボクセルの特徴を表す特徴量を算出し、特徴量の特徴空間に基づいて対象物のボクセルを決定するため、対象物の表面画像を少ない演算量で描出することができるという効果を有し、特に、胎児表面の画像を描出する超音波診断装置等として有用である。

符号の説明

[0112] 1 超音波診断装置、2 操作部、3 ビーム方向指示部、4 送受信部、5 探触子、7 ボリュームデータ生成部、8 ボリュームデータ処理部、9 超音

波画像生成部、10 表示部、801 勾配算出部、802 特徴算出部、803 対象ボクセル決定部、804 ボクセル除去部、805 フィルタ部、806 クラスタ選択部、807 分布算出部、808 閾値決定部

請求の範囲

- [請求項1] 探触子から超音波ビームを送受信することにより、対象物のボリュームデータを生成するボリュームデータ生成部と、ボリュームデータ生成部に生成された対象物の超音波画像を生成するボリュームデータ処理部と、前記対象物に対応する前記超音波画像を生成する超音波画像生成部を備えた超音波診断装置であって、
- 前記ボリュームデータ処理部は、
- 前記ボリュームデータのボクセルの値の勾配を算出する勾配算出部と、
- 前記勾配及び前記超音波ビームの向きに基づいて前記ボクセルの特微量を算出し、前記特微量に基づいて特徴空間を算出する特徴算出部と、
- 前記特徴空間に基づいて、前記対象物に対応する前記ボクセルを決定する対象ボクセル決定部と、
- 前記対象物から前記探触子側に位置するボクセルを除去するボクセル除去部とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。
- [請求項2] 前記対象ボクセル決定部は、前記特徴空間における前記勾配のベクトル長さ及びベクトル向きの少なくとも1つの分布に基づいて、前記対象物を含む前記ボクセルを決定するクラスタ選択部を備えたことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項3] 前記クラスタ選択部の前記ベクトル向きは、前記超音波ビームの正規化ベクトルと前記ボリュームデータのボクセルの値の勾配の正規化ベクトルとの内積で表されることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。
- [請求項4] 前記クラスタ選択部の前記分布は、深度を階級とする前記ベクトル長さ又は前記ベクトル向きの度数分布であって、前記分布の指標は、前記度数分布に基づく分散値、標準偏差、及び平均偏差の少なくとも1つで表されることを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

- [請求項5] 前記対象ボクセル決定部は、予め設定された閾値と前記特徴量とを比較することにより、前記対象物を含む前記ボクセルを決定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項6] 前記対象ボクセル決定部は、
前記特徴空間における前記勾配のベクトルの長さ及び向きの少なくとも1つの分布を算出する分布算出部と、
前記分布に基づいて前記閾値を決定する閾値決定部と
を備えたことを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。
- [請求項7] 前記特徴算出部は、前記ボリュームデータのボクセルの値の勾配のベクトルの長さ、向き、及び前記ボクセルの深度の少なくとも1つを前記特徴量とする特徴空間を算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項8] 前記ボクセル除去部は、前記探触子側に位置するボクセルのボクセル値を所定値とすることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項9] 前記ボクセル除去部は、前記探触子側に位置するボクセルの透明度を設定することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項10] 前記勾配算出部は、演算子に基づいて3次元の前記勾配を算出し、
前記演算子の演算対象範囲が可変であることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項11] 3次元の前記勾配の演算対象範囲を設定する手段を備え、
前記勾配算出部は、前記設定された演算対象範囲に基づき、前記3次元の前記勾配を算出することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項12] 探触子を有する超音波診断装置により取得されたボリュームデータから対象物の超音波画像を生成する超音波画像描出方法であって、
前記ボリュームデータのボクセル値の勾配を算出するステップと、
前記勾配のベクトル向き及び前記ボクセル値の前記勾配に基づいて

、ボクセルの特徴量を算出し、前記特徴量に基づいて特徴空間を算出するステップと、

前記特徴空間に基づいて、前記対象物に対応する前記ボクセルを決定するステップと、

前記対象物よりも前記探触子側に位置するボクセルを除去するステップと、

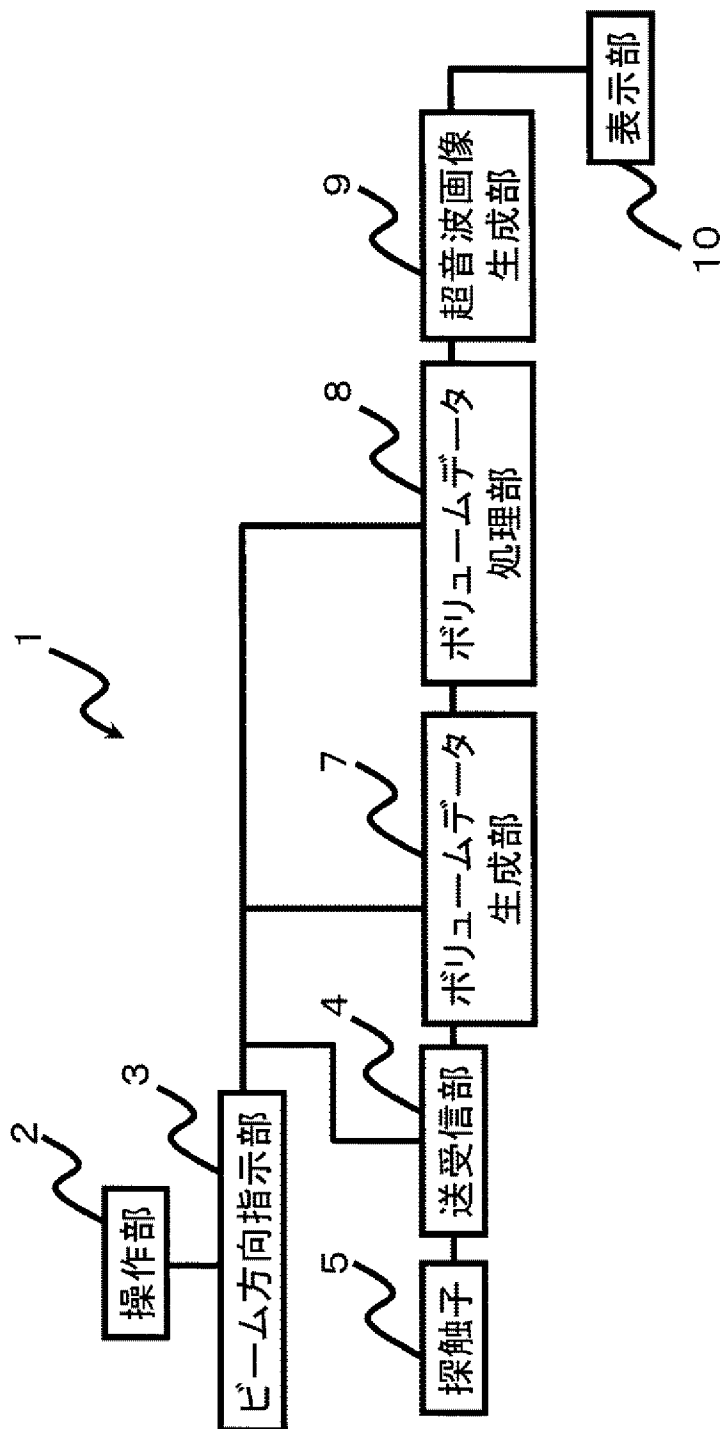
前記探触子側に位置するボクセルが除去された前記ボリュームデータから、前記対象物に対応する超音波画像を生成するステップと、を含むことを特徴とする超音波画像描出方法。

[請求項13] 前記ボクセルを決定するステップは、前記特徴空間における前記勾配のベクトル長さ及びベクトル向きの少なくとも1つの分布に基づいて、前記対象物を含む前記ボクセルを決定するクラスタ選択ステップを備えることを特徴とする請求項12に記載の超音波画像描出方法。

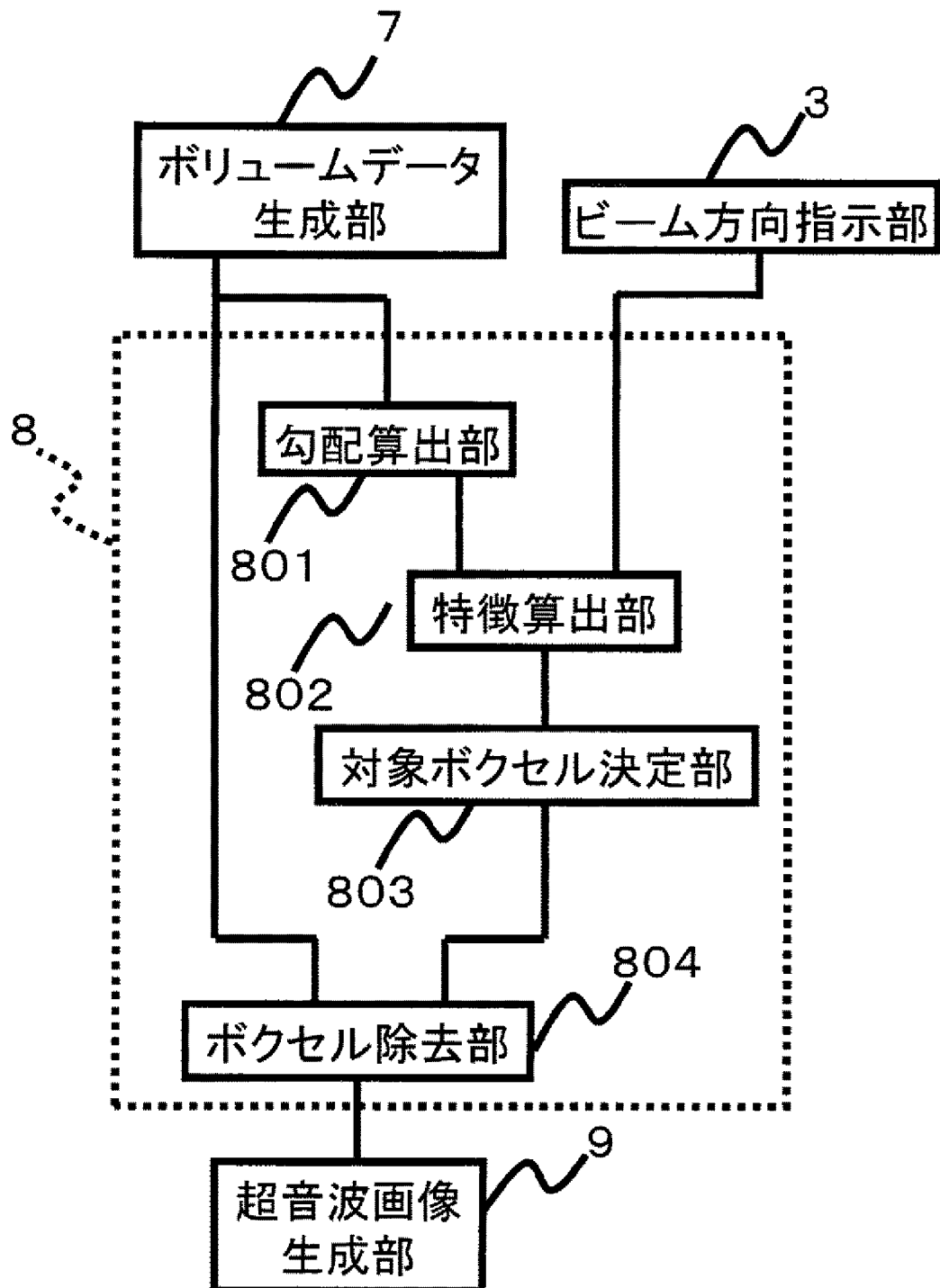
[請求項14] 前記ボクセルを決定するステップは、予め設定された閾値と前記特徴量とを比較することにより、前記対象物を含む前記ボクセルを決定することを特徴とする請求項12に記載の超音波画像描出方法。

[請求項15] 前記特徴空間を算出するステップは、前記ボリュームデータのボクセルの値の勾配のベクトルの長さ、向き、及び前記ボクセルの深度の少なくとも1つを前記特徴量とする特徴空間を算出することを特徴とする請求項12に記載の超音波画像描出方法。

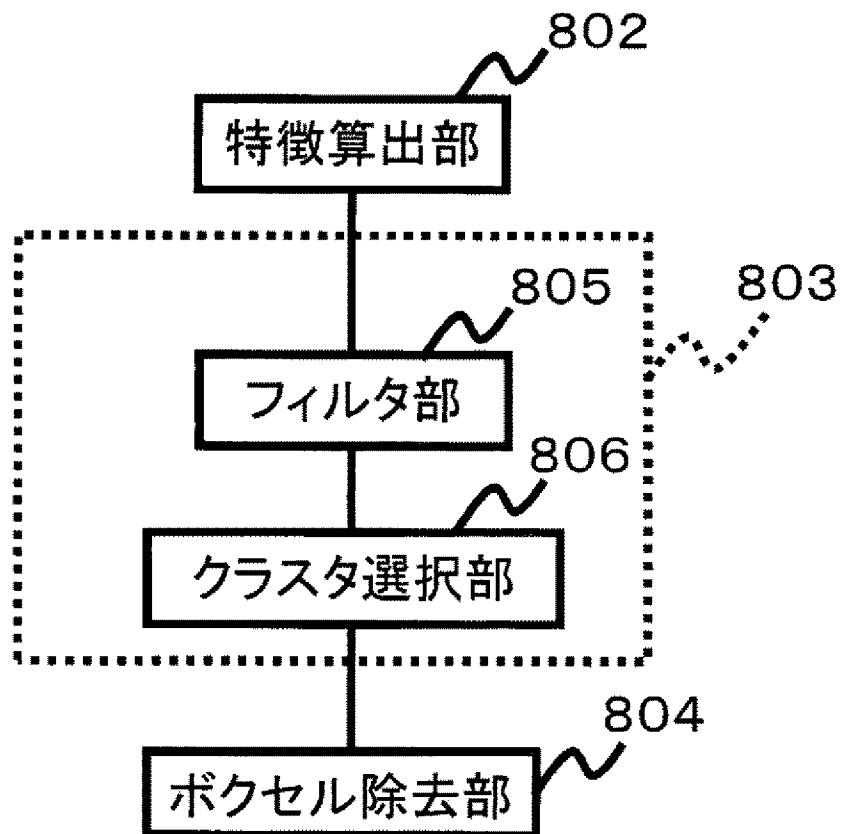
[図1]



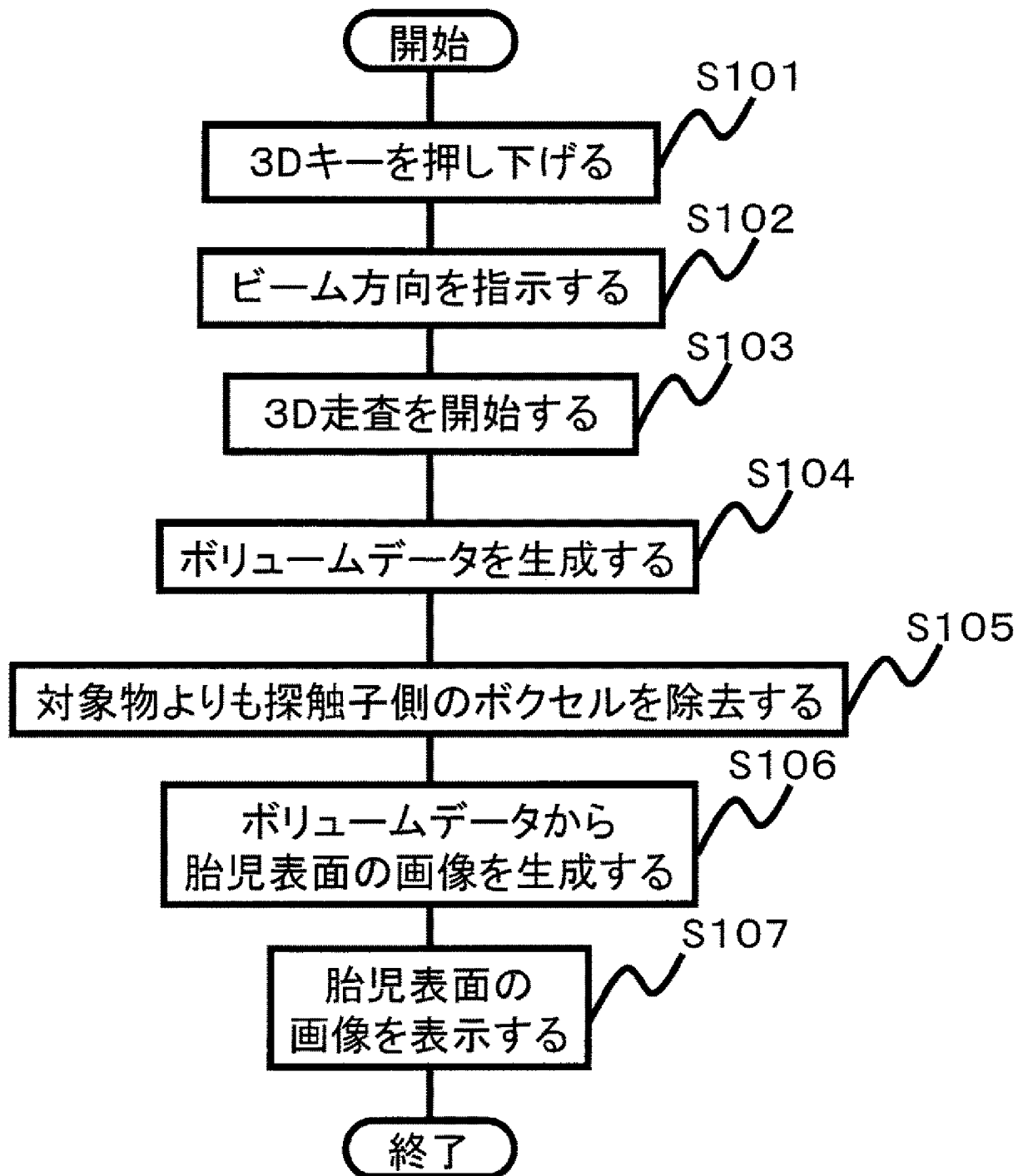
[図2]



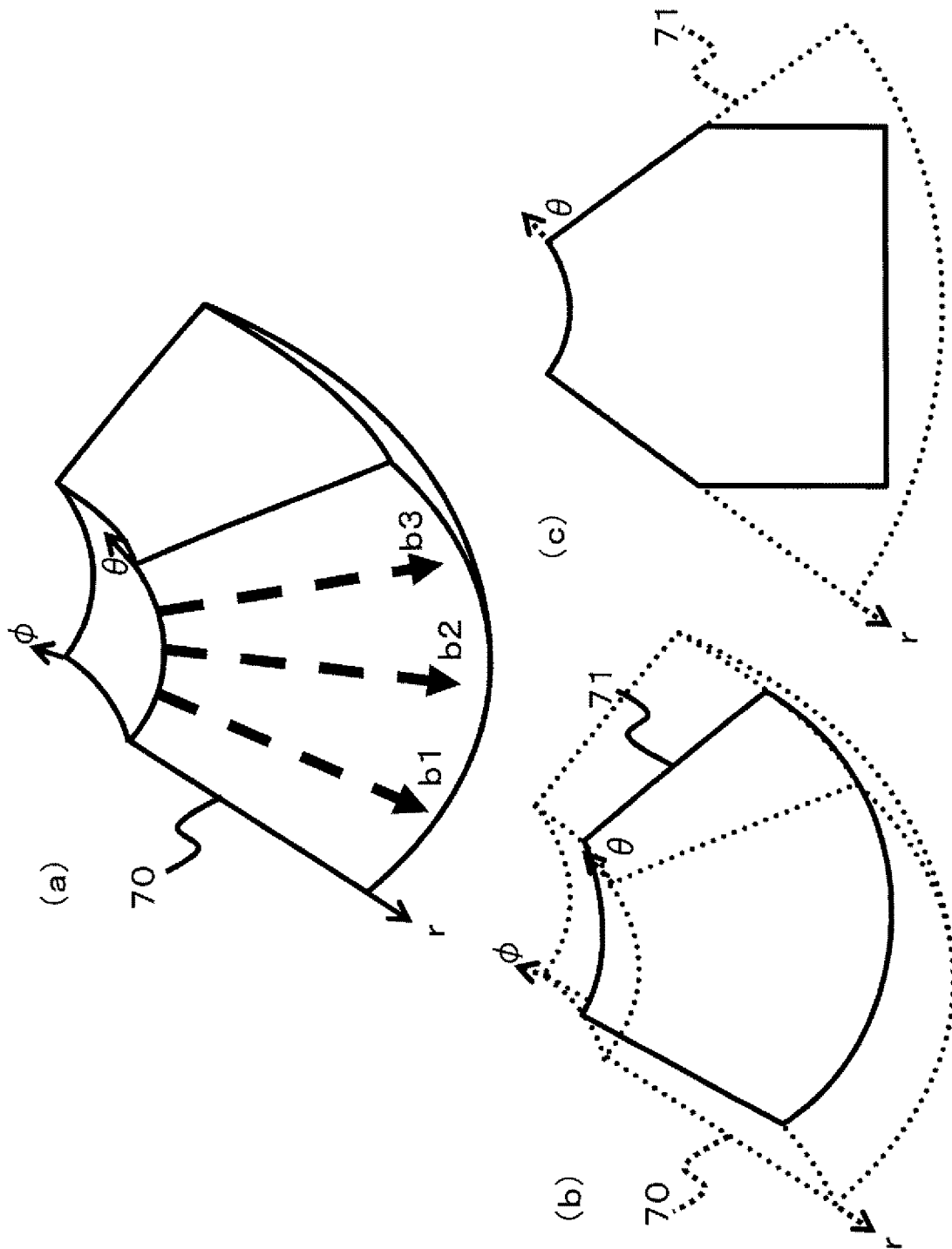
[図3]



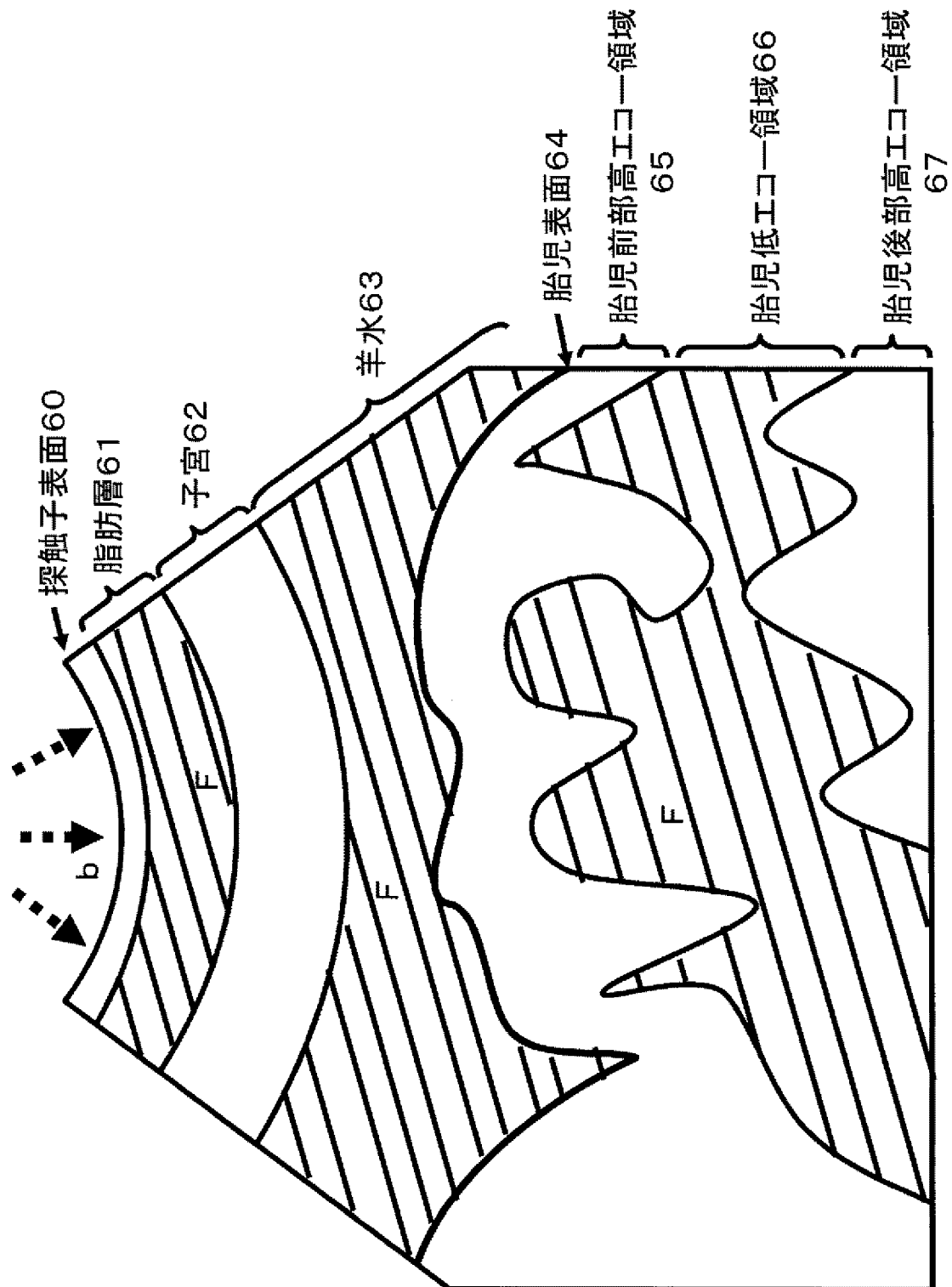
[図4]



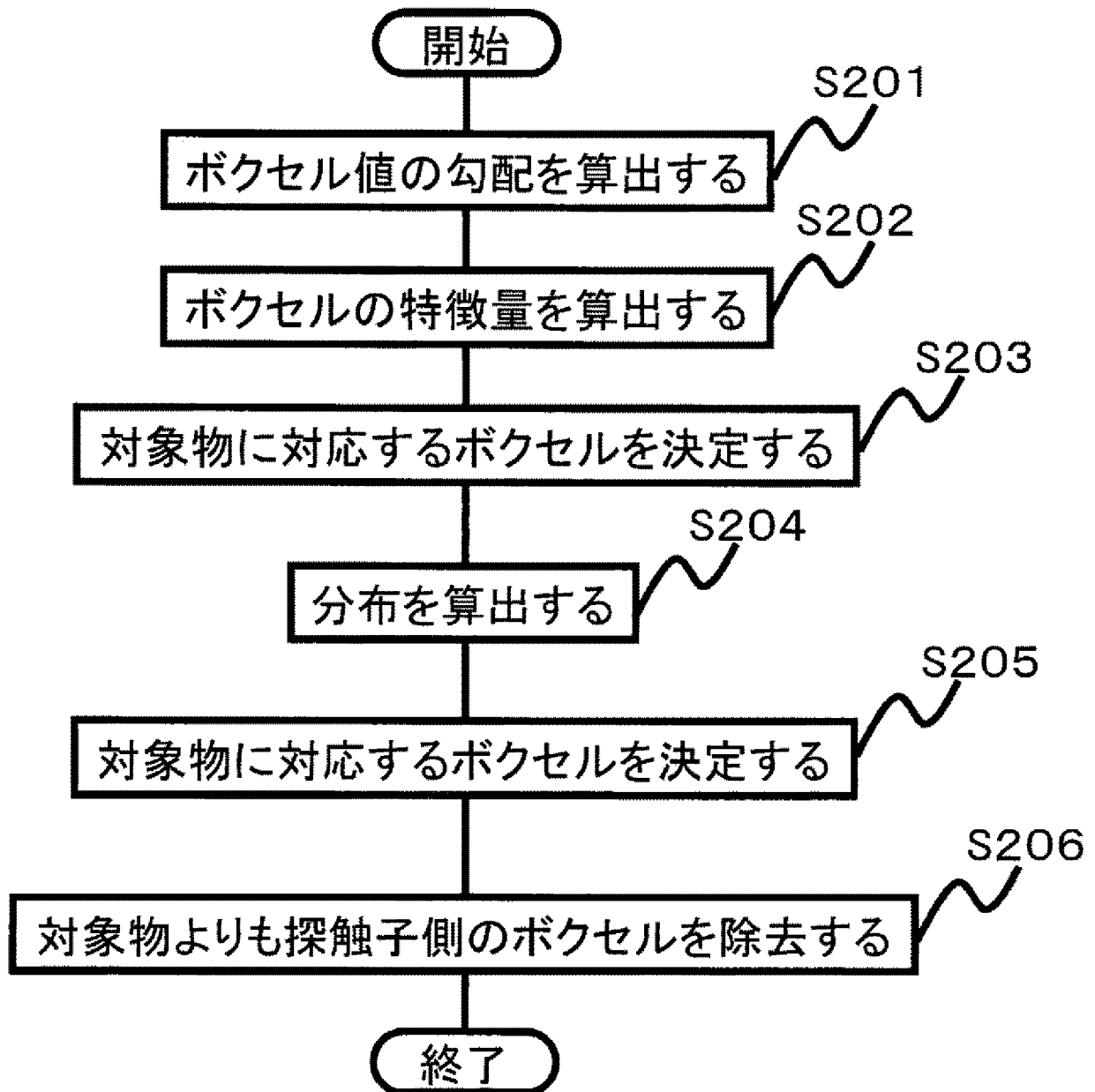
[図5]



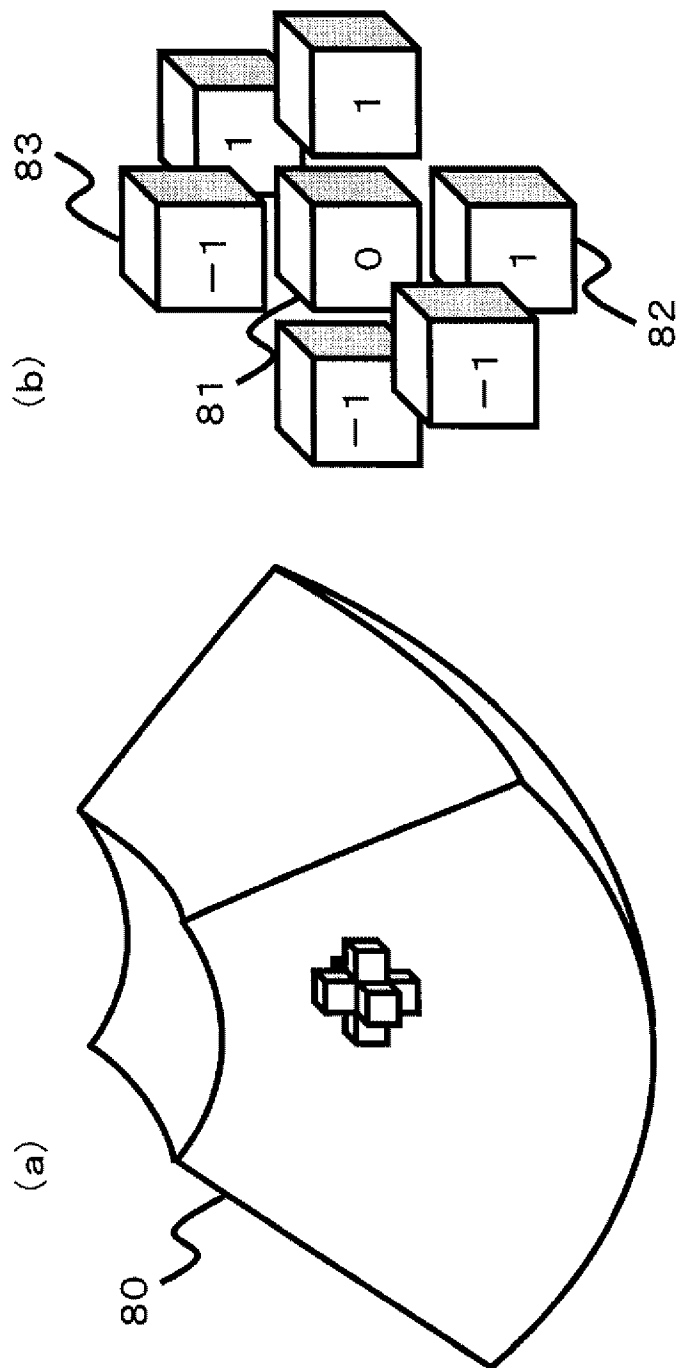
[図6]



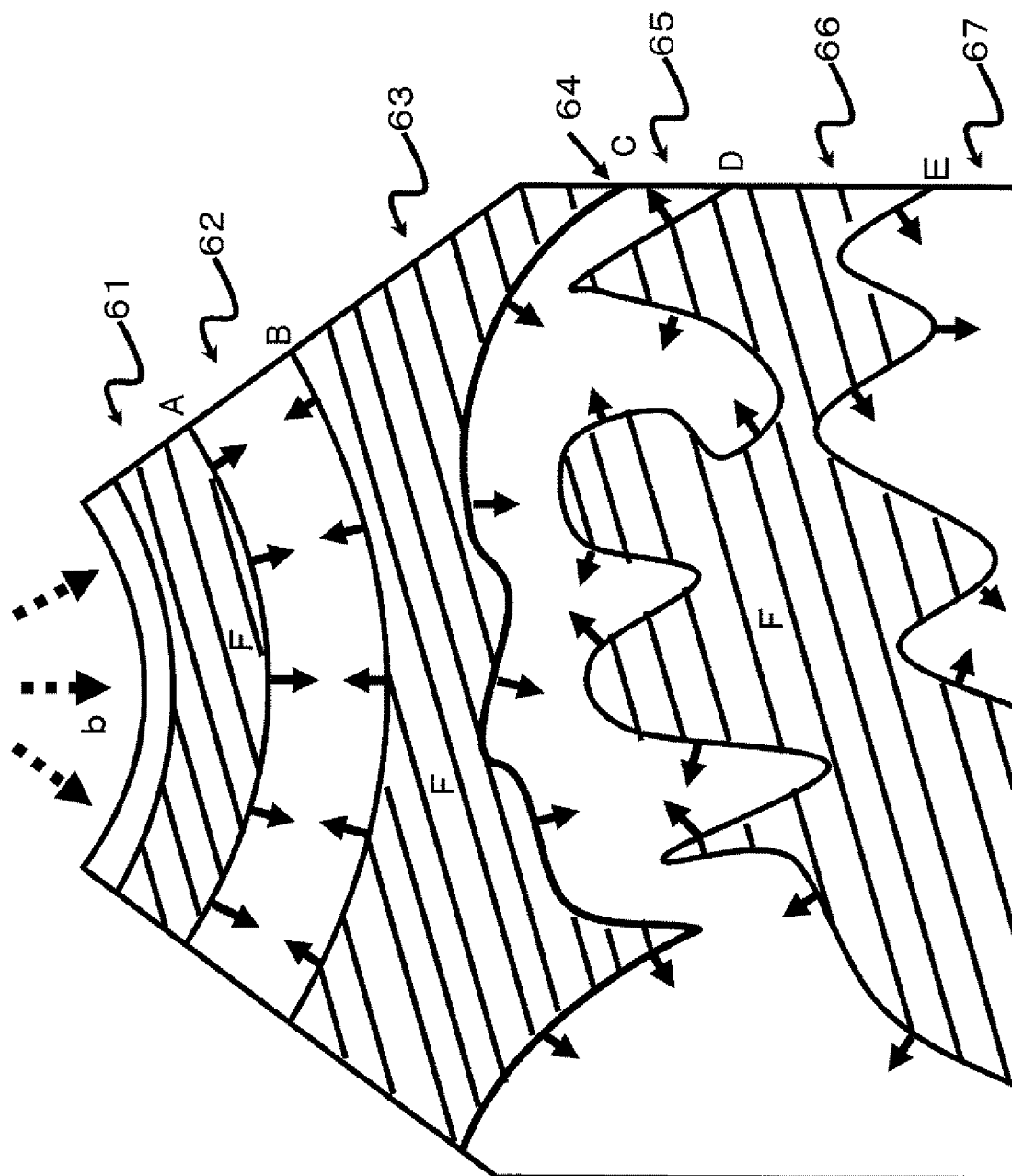
[図7]



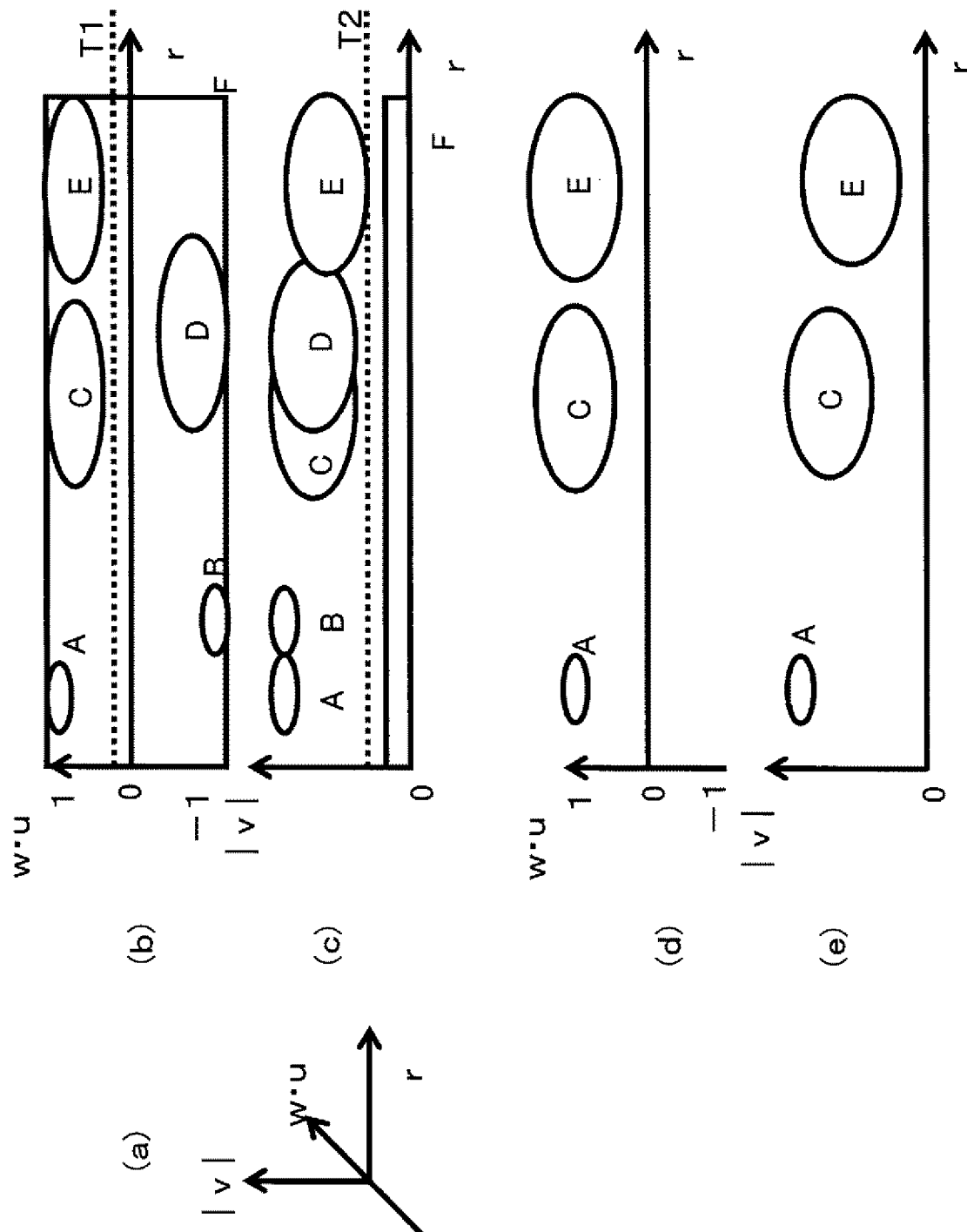
[図8]



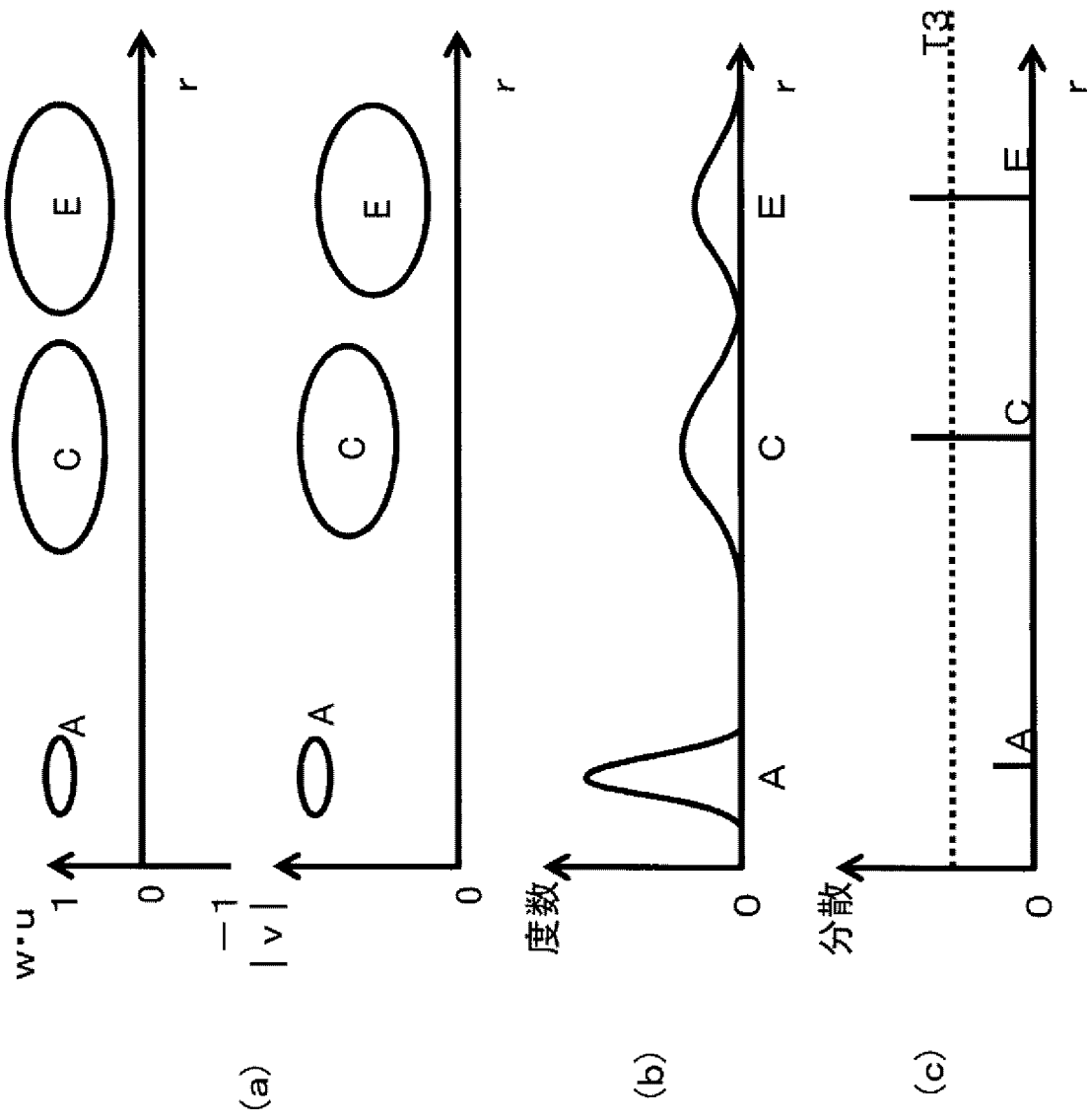
[図9]



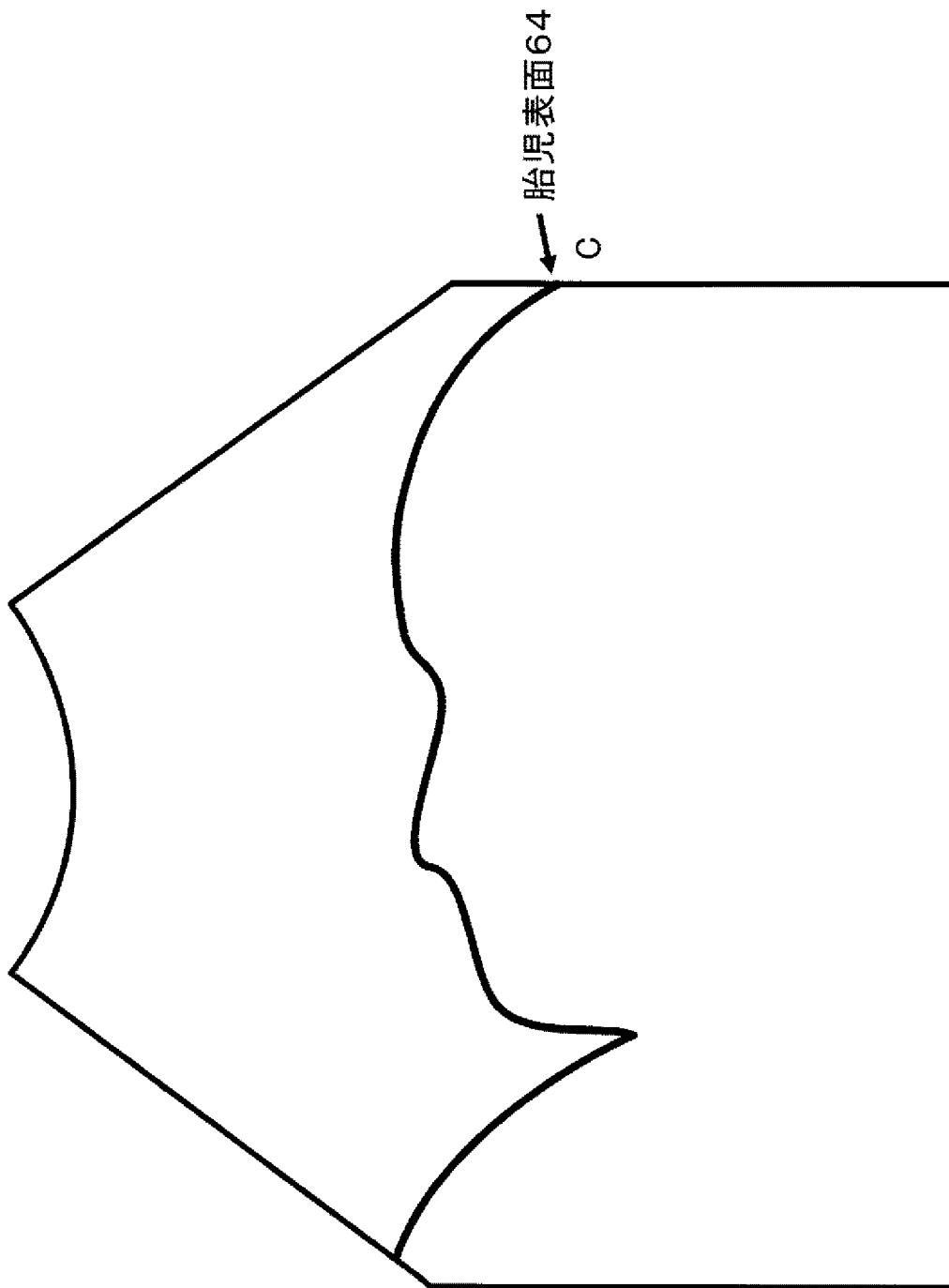
[図10]



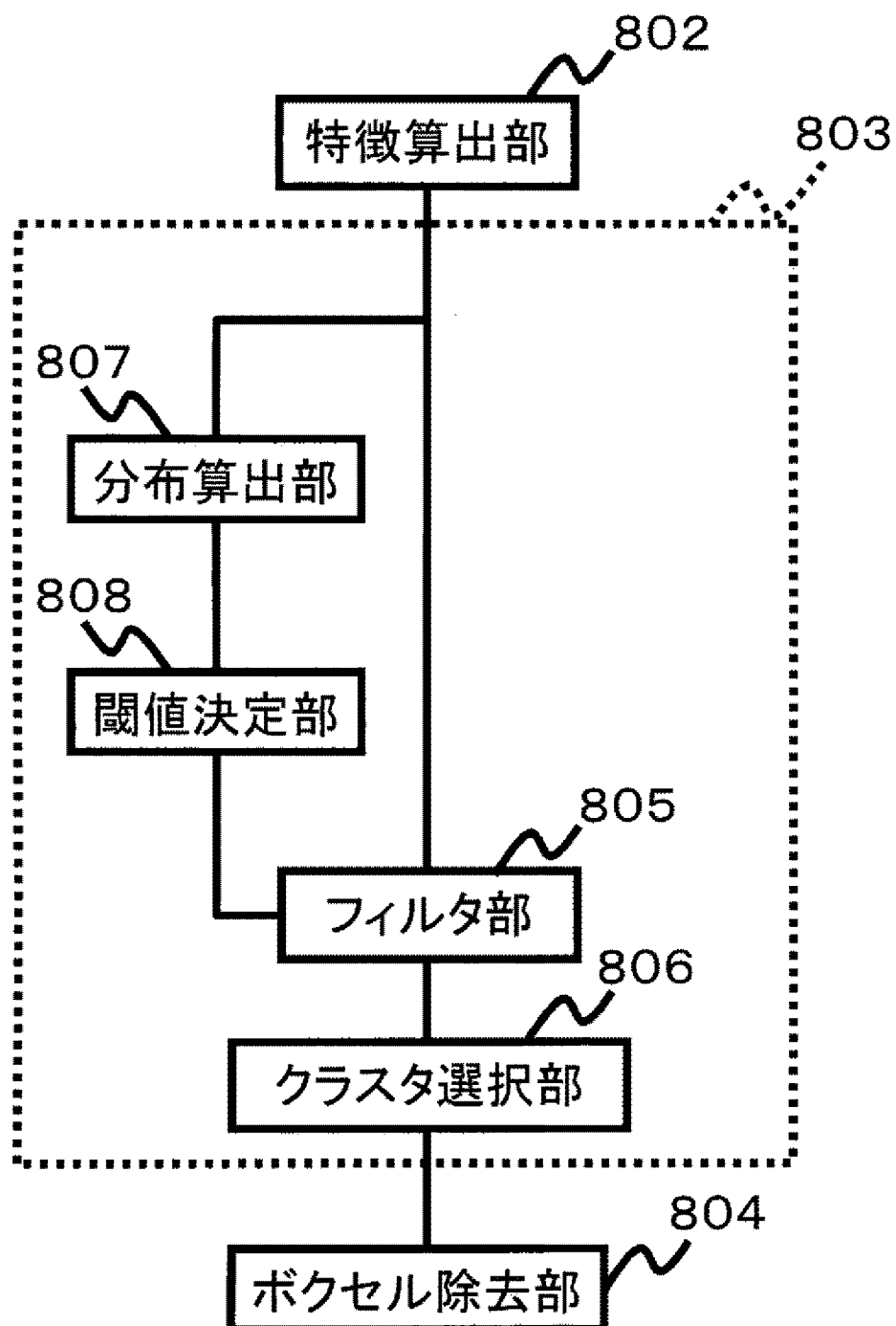
[図11]



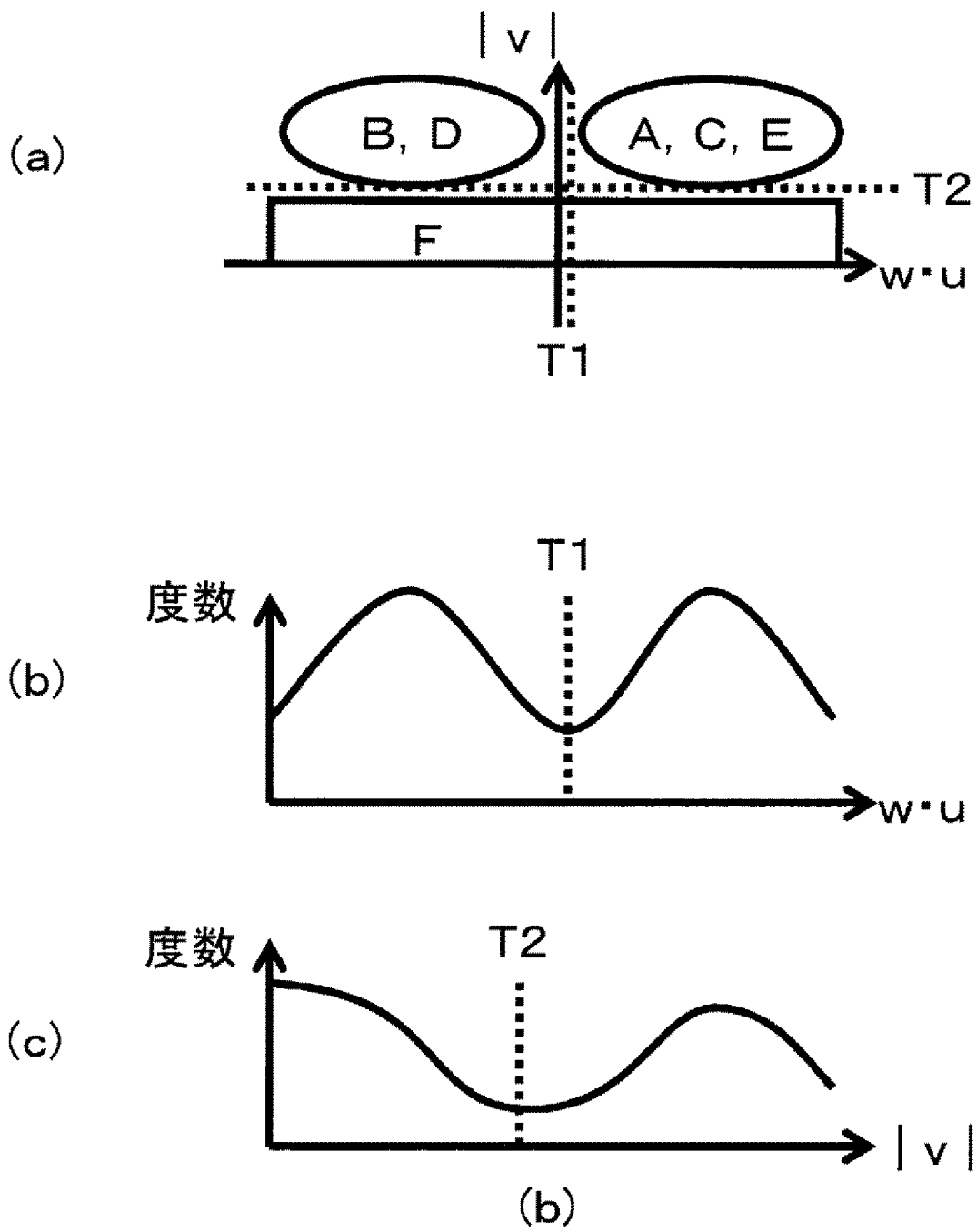
[図12]



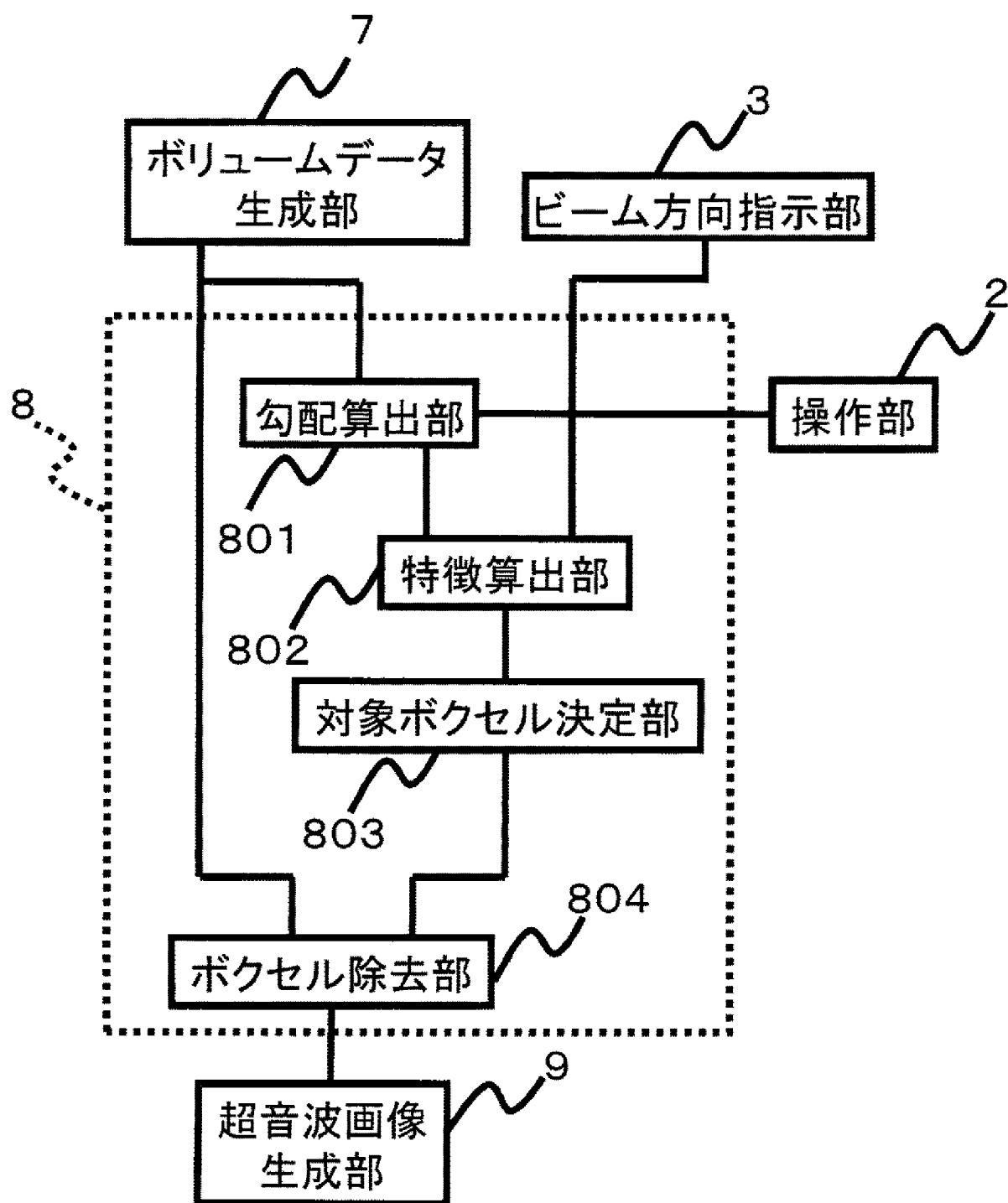
[図13]



[図14]

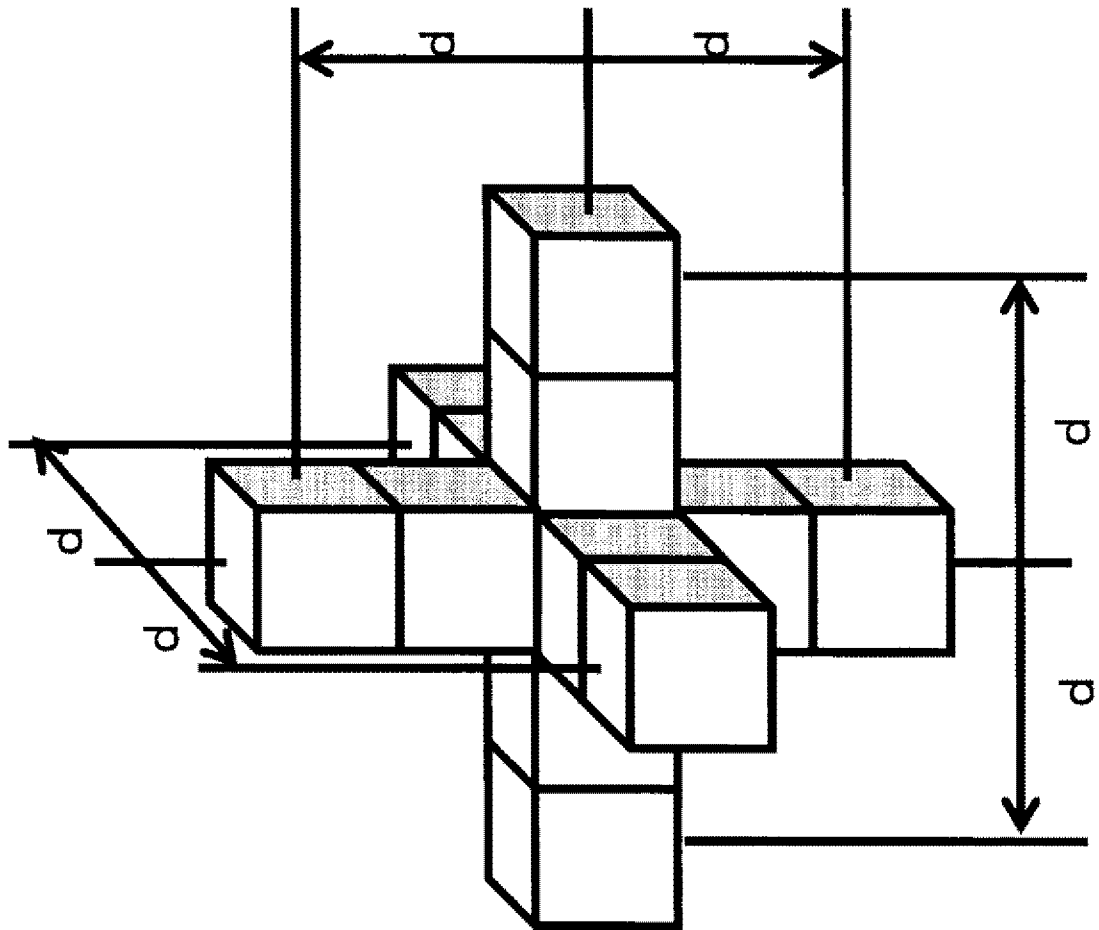


[図15]



A 3D diagram of a 3x3x3 cube. The front face is a 3x3 grid of squares. The top row of the front face has squares labeled 1, 0, and 1 from left to right. The middle row has squares labeled 0, 0, and 0. The bottom row has squares labeled 0, 0, and 1. The top and bottom faces of the cube are shaded gray. The side faces are white with black outlines. The top face is labeled 1, the bottom face is labeled 1, the left face is labeled 0, and the right face is labeled 0.

[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/056618

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2006-288471 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp., Toshiba Medical Systems Engineering Co., Ltd.), 26 October 2006 (26.10.2006), paragraphs [0015] to [0029]; fig. 1 to 4 (Family: none)	1-15
A	JP 2001-145631 A (Aloka Co., Ltd.), 29 May 2001 (29.05.2001), paragraphs [0028] to [0043]; fig. 7 to 9 (Family: none)	1-15
A	JP 2010-221018 A (Medison Co., Ltd.), 07 October 2010 (07.10.2010), paragraphs [0011] to [0028]; fig. 3 & US 2010/0245353 A1 & EP 2233945 A1 & KR 10-2010-0106633 A	1-15



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

04 April, 2012 (04.04.12)

Date of mailing of the international search report

17 April, 2012 (17.04.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2006-288471 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社、東芝医用システムエンジニアリング株式会社) 2006. 10. 26, 段落 15-29、図 1-4 (ファミリーなし)	1-15
A	JP 2001-145631 A (アロカ株式会社) 2001. 05. 29, 段落 28-43、図 7-9 (ファミリーなし)	1-15

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

0 4 . 0 4 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

1 7 . 0 4 . 2 0 1 2

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官 (権限のある職員)

富永 昌彦

2 Q

4 4 6 1

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2010-221018 A (株式会社メディソン) 2010. 10. 07, 段落 11-28、図 3 & US 2010/0245353 A1 & EP 2233945 A1 & KR 10-2010-0106633 A	1-15