

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4733604号  
(P4733604)

(45) 発行日 平成23年7月27日(2011.7.27)

(24) 登録日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 17 頁)

|           |                              |           |                          |
|-----------|------------------------------|-----------|--------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2006-257648 (P2006-257648) | (73) 特許権者 | 390029791                |
| (22) 出願日  | 平成18年9月22日 (2006.9.22)       |           | 日立アロカメディカル株式会社           |
| (65) 公開番号 | 特開2008-73333 (P2008-73333A)  |           | 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号          |
| (43) 公開日  | 平成20年4月3日 (2008.4.3)         | (74) 代理人  | 100075258                |
| 審査請求日     | 平成20年5月20日 (2008.5.20)       |           | 弁理士 吉田 研二                |
|           |                              | (74) 代理人  | 100096976                |
|           |                              |           | 弁理士 石田 純                 |
|           |                              | (72) 発明者  | 赤羽 睦弘                    |
|           |                              |           | 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内 |
|           |                              | 審査官       | 川上 則明                    |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象組織を含む三次元空間内で超音波ビームを走査することにより、超音波ビームが走査される走査空間内から複数のボクセルデータを取得する送受波手段と、

取得された複数のボクセルデータに基づいて対象組織を三次元的に表現した超音波画像の画像データを形成する画像形成手段と、

を有し、

前記画像形成手段は、

前記三次元空間に対応したボリュームデータ空間を通り抜ける複数のレイを設定するレイ設定部と、

ボリュームデータ空間内における前記走査空間に対応した超音波データ空間の空間範囲を示したリファレンスデータであって、超音波データ空間内とそれ以外においてボクセルデータのボクセル値を互いに異ならせたリファレンスデータに基づいて、各レイごとに、ボリュームデータ空間を通り抜けるレイが超音波データ空間に入ってから出るまでのレイ上の区間に対応した演算区間を設定する演算区間設定部と、

各レイごとに、設定された演算区間に対応したレイ上の複数のボクセルデータを演算対象としてボクセル演算を実行するボクセル演算部と、

を含み、

各レイごとに得られるボクセル演算の結果から前記画像データを形成する、

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、

前記演算区間設定部は、リファレンスデータに対して設定された各レイごとに、そのレイに沿ってボクセルデータのボクセル値を調べてボクセル値が変化する位置を検出し、検出された位置を前記演算区間の開始座標および終了座標とする、

ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 3】

対象組織を含む三次元空間内で超音波ビームを走査することにより、超音波ビームが走査される走査空間内から複数のボクセルデータを取得する送受波手段と、

取得された複数のボクセルデータに基づいて対象組織を三次元的に表現した超音波画像の画像データを形成する画像形成手段と、

を有し、

前記画像形成手段は、

前記三次元空間に対応したボリュームデータ空間を通り抜ける複数のレイを設定するレイ設定部と、

ボリュームデータ空間内における前記走査空間に対応した超音波データ空間の空間範囲を示したリファレンスデータに基づいて、各レイごとに、ボリュームデータ空間を通り抜けるレイが超音波データ空間に入ってから出るまでのレイ上の区間に対応した演算区間を設定する演算区間設定部と、

各レイごとに、設定された演算区間に対応したレイ上の複数のボクセルデータを演算対象としてボクセル演算を実行するボクセル演算部と、

を含み、

各レイごとに得られるボクセル演算の結果から前記画像データを形成する、

ことを特徴とし、

さらに、

前記演算区間設定部は、各レイごとに、ボリュームデータ空間内における前記レイ上の区間の開始座標と終了座標を定めた演算区間データを形成し、複数のレイの各々についての開始座標と終了座標を定めるにあたり、対象レイの近傍に存在する近傍レイの開始座標と終了座標に基づいて対象レイの探索開始座標を設定し、その探索開始座標から対象レイの開始座標と終了座標を探索する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記レイ設定部は、仮想的な視点から出発して前記ボリュームデータ空間を通り抜けて仮想的な投影面に到達する複数のレイを設定し、

前記演算区間設定部は、複数のレイの各々についての開始座標と終了座標を定めるにあたり、投影面に到達する複数のレイのうち投影面の中心側のレイから投影面の端側のレイに向かって対象レイを順次選択し、選択した対象レイの開始座標と終了座標を探索する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【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、特に対象組織を三次元的に表現した超音波画像を形成する技術に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

対象組織などを三次元的に表現した三次元超音波画像として、ボリュームレンダリング画像が知られている。ボリュームレンダリング画像は、例えば次のように形成される。

## 【0003】

超音波を送受波することによって得られる複数のボクセルデータを含んだ立方体状のボ

10

20

30

40

50

リウムデータ空間に対して複数のレイ（透視線）が設定され、設定した各レイ上に存在する複数のボクセルデータの各々に対して所定のボクセル演算が逐次実行されて各レイごとにボクセル演算の結果が算出される。そして、複数のレイに関するボクセル演算の結果値の集合として形成される投影面の画像がボリュームレンダリング画像となる。

#### 【0004】

ボリュームレンダリング画像を形成する装置では、複数のエコーデータが三次元的に取得される。つまり、対象組織を含む三次元空間内で超音波ビームが立体的に走査され、立体的な走査空間内から複数のエコーデータが取得される。超音波ビームを立体的に走査することによって形成される走査空間には様々な形状がある。例えば、図13に示すように、セクタ型探触子をセクタ状に走査して形成される空間（a）、コンベックス型探触子をセクタ状に走査して形成される空間（b）、リニア型探触子をセクタ状に走査して形成される空間（c）などが存在する。対象組織から実際に取得される複数のエコーデータは、このような様々な形状の走査空間内のものである。

#### 【0005】

ボリュームレンダリング画像を形成する場合には、例えば、様々な形状の走査空間に対してその走査空間に外接する立方体または直方体のボリュームデータ空間が設定され、走査空間内の複数のエコーデータから、補間処理などによって、ボリュームデータ空間内の複数のボクセルデータが求められる。この場合には、対象組織の性状などを反映させた有効なデータは、主に走査空間に対応した領域内に存在し、ボリュームデータ空間内の全域に亘って存在するとは限らない。

#### 【0006】

こうした背景において、ボリュームデータ空間内の有効なデータを主な演算対象とすることにより演算時間の短縮などを試みる技術がいくつか提案されている。例えば、特許文献1には、各レイが最初に走査空間内のフレームに交差する位置から演算を開始する画像形成技術が開示されている。また、特許文献2には、対象組織の表面を検出してその表面の位置からボリュームレンダリング計算を行う旨の技術が開示されている。

#### 【0007】

【特許文献1】特開2005-328957号公報

【特許文献2】特許第3488771号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

#### 【0008】

このような状況のもと、本願発明者は、三次元超音波画像の画像形成処理についての改良技術を検討してきた。

#### 【0009】

本発明は、その検討の過程において成されたものであり、その目的は、三次元超音波画像の形成を比較的簡易な手法で高速に行うことにある。

【課題を解決するための手段】

#### 【0010】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、対象組織を含む三次元空間内で超音波ビームを走査することにより、超音波ビームが走査される走査空間内から複数のボクセルデータを取得する送受波手段と、取得された複数のボクセルデータに基づいて対象組織を三次元的に表現した超音波画像の画像データを形成する画像形成手段と、を有し、前記画像形成手段は、前記三次元空間に対応したボリュームデータ空間を通り抜ける複数のレイを設定するレイ設定部と、ボリュームデータ空間内における前記走査空間に対応した超音波データ空間の空間範囲を示したリファレンスデータに基づいて、各レイごとに、ボリュームデータ空間を通り抜けるレイが超音波データ空間に入ってから出るまでのレイ上の区間に対応した演算区間を設定する演算区間設定部と、各レイごとに、設定された演算区間に対応したレイ上の複数のボクセルデータを演算対象としてボクセル演算を実行するボクセル演算部と、を含み、各レイごとに得られるボクセル演算の

10

20

30

40

50

結果から前記画像データを形成することを特徴とする。

【0011】

望ましい態様において、前記演算区間設定部は、各レイごとに、ボリュームデータ空間内における前記レイ上の区間の開始座標と終了座標を定めた演算区間データを形成することを特徴とする。

【0012】

望ましい態様において、前記演算区間設定部は、複数のレイの各々についての開始座標と終了座標を定めるにあたり、対象レイの近傍に存在する近傍レイの開始座標と終了座標に基づいて対象レイの探索開始座標を設定し、その探索開始座標から対象レイの開始座標と終了座標を探索することを特徴とする。

10

【0013】

望ましい態様において、前記レイ設定部は、仮想的な視点から出発して前記ボリュームデータ空間を通り抜けて仮想的な投影面に到達する複数のレイを設定し、前記演算区間設定部は、複数のレイの各々についての開始座標と終了座標を定めるにあたり、投影面に到達する複数のレイのうち投影面の中心側のレイから投影面の端側のレイに向かって対象レイを順次選択し、選択した対象レイの開始座標と終了座標を探索することを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

上記本発明の態様により、三次元超音波画像の形成を比較的簡易な手法で高速に行うことが可能になる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の好適な実施形態を説明する。

【0016】

図1には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示す機能ブロック図である。

【0017】

3Dプローブ10は、図示しない複数の振動素子を備えており、対象組織を含む三次元空間内で超音波ビームを走査する。これにより、三次元の送受波空間12が形成される。

【0018】

30

送受波空間12は、ここでは $r$ 、 $\theta$ 、 $\phi$ の3つの座標によって定義される三次元空間であり、例えば超音波ビームBを $\theta$ 方向に走査すると走査面Sが形成され、この走査面Sを $\phi$ 方向（エレベーション方向）に走査すると三次元の送受波空間12が構成される。3Dプローブ10は、電子走査と機械走査とを組み合わせたものであってもよいが、超音波ビームを二次元的に電子走査するものが好適である。後者の場合には公知の2Dアレイ振動子が用いられる。

【0019】

なお、図1においては、コンベックス型探触子をセクタ状に走査して形成される空間（図13（b）参照）を示しているが、送受波空間12は、例えば、セクタ型探触子をセクタ状に走査して形成される空間（図13（a）参照）や、リニア型探触子をセクタ状に走査して形成される空間（図13（c）参照）などでもよい。

40

【0020】

送受信部14は、送信ビームフォーマおよび受信ビームフォーマとして機能する。つまり、送受信部14は、3Dプローブ10が備える各振動素子に対してその振動素子に応じた送信信号を供給することにより送信ビームを形成し、また、複数の振動素子から得られる受信信号を整相加算処理して受信ビームを形成する。これにより、送受波空間12内から複数のエコーデータが取得される。

【0021】

画像形成ブロック20は、送受波空間12内から得られた複数のエコーデータに基づいて画像形成処理を実行する。本実施形態では、対象組織を三次元的に映し出した超音波画

50

像として、ボリュームレンダリング画像が形成される。ボリュームレンダリング画像の形成には周知の技術が利用される。例えば、特許第2883584号公報に記載された技術が好適である。その処理概要は次のとおりである。

#### 【0022】

図2は、ボリュームレンダリング画像の画像形成処理を説明するための図である。ボリュームデータ空間（三次元データ空間）36は、超音波診断装置内において仮想的に構築されるデータ空間であり、図示しない複数のボクセル（単位立体領域）のボクセルデータで構成される。ボリュームデータ空間36内の複数のボクセルデータは、送受波空間（図1の符号12）内の複数のエコーデータから、例えば補間処理などによって形成される。ボリュームデータ空間36は、X、Y、Zの互いに直交する座標軸を有し、ボリュームデータ空間36内の各座標にボクセルデータが存在する。

10

#### 【0023】

ボリュームレンダリングに際しては、通常、ボリュームデータ空間36の外側に仮想的に視点VPが設定され、ボリュームデータ空間36を間に介して、視点VPと反対側に二次元平面としてのスクリーン40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（図2には1つのレイ38のみが代表として示されている）。レイ38は、ボリュームデータ空間36を貫通し、このため、レイ38には複数のボクセルデータからなるボクセルデータ列が対応することになる。レイ38に沿って、視点VP側から各ボクセルデータごとにボリューム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画素値が決定される。その画素値がスクリーン40上における当該レイ38に対応する座標Pにマッピングされる。

20

#### 【0024】

スクリーンは、Xsc、Yscの座標軸を有しており、各座標はXsc、Yscの座標で定義される。各座標ごとにレイ38が設定されており、上記のように、各レイ38について求められた画素値をスクリーン40上にマッピングすることにより、そのスクリーン40上に三次元画像が形成される。なお、複数のレイ38が互いに平行の場合もあるが、複数のレイ38が互いに非平行となる場合もある。

#### 【0025】

ボリュームレンダリング法において、各ボクセルデータごとのボクセル演算の演算式としては各種のものが知られている。基本的には、いずれの演算式においても、各ボクセルデータのボクセル演算ごとに、不透明度（オパシティ）がパラメータとして利用される。そのようなパラメータを利用して、各ボクセル演算ごとに出力光量（出力値）が求められ、それが次のボクセル演算において入力光量（入力値）として利用される。そして、これが繰り返され、演算終了条件を満たした時点での出力光量が画素値に変換される。つまり、媒体中を光が散乱、減衰しながら伝搬するモデルを基礎とするものである。本実施形態では、ボクセル演算の演算式として、例えば、次式が用いられる。

30

#### 【0026】

【数 1】

$$C_{outi} = C_{ini} + E_j * \alpha_j * (1 - \alpha_{ini})$$

$$\alpha_{outi} = \alpha_{ini} + \alpha_j * (1 - \alpha_{ini})$$

$C_{outi}$ : i番目のボクセルの出力値

$C_{ini}$ : i番目のボクセルへの入力値

$E_j$ : i番目のボクセルのエコー値

$\alpha_j$ : i番目のボクセルの不透明度

エコー値と関係づけられ、 $0.0 \leq \alpha_j \leq 1.0$  の値を取る

$\alpha_{ini}$ : i番目のボクセルへの不透明度入力値

$\alpha_{outi}$ : i番目のボクセルからの不透明度出力値

10

【0027】

もちろん、数1式以外を用いるようにしてもよい。各レイ38ごとのボクセル演算は、例えば、その対象座標がボリュームデータ空間36を越えた場合、又は、各ボクセル演算で用いた不透明度の累積加算値が所定値（例えば1）を越えた場合など、所定の条件を満たす場合に終了する。そして、演算終了時点の出力光量が画素値に対応付けられる。

20

【0028】

図1に戻り、画像形成ブロック20は、上述した画像形成処理を利用してボリュームレンダリング画像の画像データを形成する。画像形成ブロック20による具体的な画像形成処理については後に詳述する。

【0029】

表示処理部30は、画像形成ブロック20の画像形成処理によって得られた画像データに基づいて表示画像を形成し、形成された表示画像が表示部32に表示される。こうして、画像形成ブロック20によって形成された超音波画像（ボリュームレンダリング画像）が表示部32に表示される。

30

【0030】

制御部35はCPUおよびそのための動作プログラムによって構成され、図1に示される各構成の動作制御を行っている。その制御部35には操作パネルなどによって構成される入力部34が接続されている。ユーザはその入力部34を用いてモードの選択やパラメータの指定などの各種の入力操作を行うことができる。また、ユーザは入力部34を用いてボリュームレンダリングにおける視点を好みの位置に設定することもできる。

【0031】

次に、画像形成ブロック20の内部構成について説明する、画像形成ブロック20は、レイ設定部22と演算区間設定部24とボクセル演算部26を備えている。

【0032】

レイ設定部22は、仮想的な視点から出発してボリュームデータ空間を通り抜けて仮想的な投影面（スクリーン）に到達する複数のレイを設定する（図2参照）。例えば、ユーザが入力部34を介して好みの位置に視点を設定し、レイ設定部22が設定された視点に応じて複数のレイを設定する。

40

【0033】

演算区間設定部24は、各レイごとに演算区間を設定する。演算区間は、各レイが送受波空間12に対応した超音波データ空間に入ってから出までのレイ上の区間である。演算区間を設定するにあたり、演算区間設定部24は、リファレンスボリュームデータを利用する。

【0034】

50

図3は、リファレンスボリュームデータ50の説明図である。リファレンスボリュームデータ50は、ボリュームデータ空間36内における超音波データ空間12'の空間範囲を示すデータである。超音波データ空間12'は、送受波空間(図1の符号12)に対応したデータ空間である。

#### 【0035】

ボリュームデータ空間36内の複数のボクセルデータは、送受波空間(図1の符号12)内の複数のエコーデータから、例えば補間処理などによって形成される。したがって、送受波空間に対応した超音波データ空間12'内のボクセルデータは、超音波を送受波して得られたエコーデータの影響を大きく受けたデータとなり、画像データを形成する際に有効なデータとして扱われる。これに対し、超音波データ空間12'内に存在しないボクセルデータは、そのボクセル値が例えばゼロに設定される。

10

#### 【0036】

リファレンスボリュームデータ50は、ボリュームデータ空間36を通り抜けるように設定されたレイが超音波データ空間12'をよぎるかどうかを調べるために利用される。また、レイが超音波データ空間12'をよぎる場合には、レイが超音波データ空間12'内に入る位置の座標(開始座標)と、レイが超音波データ空間12'から出る位置の座標(終了座標)とを求めるために利用される。

#### 【0037】

そこで、リファレンスボリュームデータ50は、超音波データ空間12'内の全てのボクセルデータのボクセル値が例えば輝度値255に設定され、それ以外の全てのボクセルデータのボクセル値が例えば輝度値0に設定されている。

20

#### 【0038】

演算区間設定部(図1の符号24)は、リファレンスボリュームデータ50を利用して、各レイごとに開始座標と終了座標とを定めた演算区間データとして、レイマスクデータを形成する。そこで、図4から図8を利用してレイマスクデータについて説明する。なお、図2を利用して説明したように、視点VPを基準として設定された各レイ38は、ボリュームデータ空間36を貫通した後にスクリーン40上の座標Pに達する。そこで、本実施形態では、複数のレイ38の各々がスクリーン40の座標系(Xsc-Ysc座標系)で管理される。

#### 【0039】

30

図4は、レイマスクを説明するための図であり、図4には、スクリーン40とその座標系(Xsc-Ysc座標系)が示されている。スクリーン40内の領域42は、超音波データ空間(図3の符号12')内を通らないレイが到達する範囲を示している。つまり、領域42内の座標(Xsc, Ysc)に対応した複数のレイは、超音波データ空間内をよぎらない。

#### 【0040】

これに対し、スクリーン40内の領域44は、超音波データ空間内を通るレイが到達する範囲を示している。つまり、領域44内の座標(Xsc, Ysc)に対応した複数のレイは、超音波データ空間内をよぎるレイである。本実施形態では、超音波データ空間内を通るレイについて、そのレイが超音波データ空間内に入る位置(演算開始点)の座標と超音波データ空間から出る位置(演算終了点)の座標が求められる。

40

#### 【0041】

図5は、演算開始点と演算終了点を説明するための図であり、図5には、XYZ座標系(図2, 図3参照)のZ軸方向に沿って見た場合のボリュームデータ空間36とスクリーン40とレイ38が示されている。図5に示すレイ38は、ボリュームデータ空間36内の超音波データ空間12'内を通過してスクリーン40に到達している。演算開始点は、視点VPから出発したレイ38が超音波データ空間12'内に入る位置に対応している。一方、演算終了点は、レイ38が超音波データ空間12'から出る位置に対応している。

#### 【0042】

本実施形態では、リファレンスボリュームデータ(図3の符号50)を利用して、XY

50

Z座標系における演算開始点の座標と演算終了点の座標が求められる。リファレンスボリュームデータは、超音波データ空間12'内のボクセルデータが輝度値255であり、それ以外のボクセルデータは輝度値0に設定されている。そこで、リファレンスボリュームデータのデータ空間36に対して設定されたレイ38に沿って、ボクセルデータの輝度値を調べ、輝度値0から輝度値255に変化する位置を検出してその位置を演算開始点とする。一方、レイ38に沿って、ボクセルデータの輝度値を調べ、輝度値255から輝度値0に変化する位置を検出してその位置を演算終了点とする。リファレンスボリュームデータにおける超音波空間データ空間12'内外の輝度値は、内外が識別可能であれば、上記の値以外の値をそれぞれ設定してもよい。

**【0043】**

10

そして、複数のレイ38の各々について、演算開始点と演算終了点が求められることによりレイマスクデータが形成される。

**【0044】**

図6は、レイマスクデータを説明するための図である。レイマスクデータは、スクリーン座標系(Xsc-Ysc座標系)で管理され、例えばメモリ内に記憶される。レイマスクデータは、座標(Xsc, Ysc)で指定されるメモリアドレスに、データとして演算開始点と演算終了点を対応付けている。スクリーン上の座標(Xsc, Ysc)によってレイが指定されるため、レイマスクデータのアドレスはレイを指定するレイアドレスとして機能している。

**【0045】**

20

そして、各アドレスごとに、つまり各レイごとに、ボリュームデータ空間のXYZ座標系(図2, 図3参照)における演算開始点の座標値(Start X座標、Start Y座標、Start Z座標)と、演算終了点の座標値(Stop X座標、Stop Y座標、Stop Z座標)がデータとして対応付けられる。

**【0046】**

なお、レイマスクデータには、スクリーン上の座標(Xsc, Ysc)によって指定される全てのレイに関するデータが対応付けられる。但し、超音波データ空間内を通過しないレイ、つまり、図4に示すスクリーン40上の領域42に到達するレイについては、例えば、演算開始点の座標値と演算終了点の座標値が共に0に設定される。

**【0047】**

30

このように、本実施形態では、複数のレイの各々についての演算開始点と演算終了点の座標値を示したレイマスクデータが形成される。その際、対象レイの近傍に存在する近傍レイの演算開始点と演算終了点に基づいて対象レイの探索開始座標が設定され、その探索開始座標から対象レイの演算開始点と演算終了点の座標が探索される。その際、スクリーンに到達する複数のレイのうち、スクリーンの中心側のレイからスクリーンの端側のレイに向かって対象レイが順次選択され、選択された対象レイについての演算開始点と演算終了点の座標が探索される。

**【0048】**

図7は、本実施形態による対象レイの選択を説明するための図である。図7(A)は、スクリーン40を4つの象限(I~IV)に分割して、各象限ごとにスクリーン40の中心に位置するレイからスクリーン40の端側のレイに向かって、対象レイが順次選択される様子を示している。

40

**【0049】**

例えば、第I象限では、スクリーン40の中心に位置するレイが最初の対象レイとして選択され、その対象レイの演算開始点と演算終了点の座標が求められる。次に、対象レイをXsc軸の正方向に一つずらして、その対象レイの演算開始点と演算終了点の座標が探索される。その後、次々に対象レイをXsc軸の正方向に一つずつずらして探索が行われる。こうして、Xsc軸の正方向に向かって対象レイが順次選択されて、Xsc軸に沿って一列に沿って並ぶ複数のレイについての探索が終了すると、Ysc軸の正方向に列を一列だけずらして、Xsc軸の正方向に向かって対象レイが順次選択される。そして、Ys

50



c 軸の正方向に列を一つずつずらしながら対象レイを順次選択することにより、第 I 象限内の全域において対象レイが選択される。

【0050】

なお、図7(A)に示す第 I 象限から第 V 象限についても、各々、スクリーン40の中心に位置するレイからスクリーン40の端側のレイに向かって、対象レイが順次選択される。

【0051】

一方、図7(B)は、スクリーン40の中心に位置するレイから、スクリーン40の端側のレイに向かって、対象レイが渦巻状に順次選択される様子を示している。図7(B)に示すように、対象レイが渦巻状に順次選択されてもよい。

10

【0052】

そして、本実施形態では、対象レイが次々に選択される過程において、一つ前のレイに関する演算開始点と演算終了点の座標の探索結果に基づいて、次のレイの探索開始点が設定される。

【0053】

図8は、レイ上に設定される探索開始点を説明するための図である。図8(A)は、一つ前のレイ(直前に探索が行われた対象レイ)の演算開始点の座標に対して一定のオフセットを減算することにより、現在のレイ上に探索開始点を設定し、その探索開始点から探索方向に沿って現在のレイの演算開始点を探索する様子を示している。同様に、図8(A)には、一つ前のレイの演算終了点の座標に対して一定のオフセットを減算することにより現在のレイ上に探索開始点を設定し、その探索開始点から探索方向に沿って現在のレイの演算終了点を探索する様子が示されている。

20

【0054】

一方、図8(B)は、一つ前のレイの演算開始点に最も近い現在のレイ上の位置に探索開始点を設定し、その探索開始点からレイの正方向(スクリーンに向かう方向)とレイの負方向(視点に戻る方向)に交互に探索を行う様子を示している。

【0055】

通常、一つ前のレイ、つまり近傍のレイについての演算開始点と現在のレイの演算開始点は、互いに近い位置に存在する可能性が極めて高い。そのため、図8に示すように、一つ前のレイに関する探索結果(演算開始点や演算終了点)に基づいて、次のレイの探索開始点が設定されることにより、探索時間を短縮することなどが可能になる。

30

【0056】

図1に戻り、演算区間設定部24は、図4から図8を利用して説明した手法により、各レイごとに開始座標と終了座標とを定めた演算区間データとして、レイマスクデータを形成する。

【0057】

そして、ボクセル演算部26は、レイマスクデータを参照して、各レイごとに、設定された演算区間(演算開始点から演算終了点までの区間)に対応したレイ上の複数のボクセルデータを演算対象として、ボクセル演算を実行する。こうして、各レイごとに得られるボクセル演算の結果値の集合としてスクリーン上に形成される画像がボリュームレンダリング画像となる。

40

【0058】

次に、フローチャートを利用して図1の超音波診断装置の動作について説明する。なお以下の説明において、図1に示した部分(構成)については、図1の符号を利用する。

【0059】

図9は、図1に示した超音波診断装置による画像形成処理を説明するためのフローチャートである。まず、例えば装置の電源が投入されると、装置の初期化処理が実行される(S902)。次に、制御部35は、装置が三次元画像モードに設定されたか否かを確認する(S904)。三次元画像モードに設定されていなければ本フローチャートを終了し、例えば周期的に画像モードの変更確認が行われる。一方、S904のステップで三次元画

50

像モードに設定されていれば、画像形成ブロック20によってリファレンスボリュームデータ（図3参照）が作成される（S906）。そして、レイ設定部22によって複数のレイが設定され、演算区間設定部24によってレイマスクデータが作成される（S908）。レイマスクデータの作成処理については、後に図10を利用して詳述する。

#### 【0060】

レイマスクデータが作成されると、ボクセル演算部26は、レイマスクデータを参照して、各レイごとに、設定された演算区間（演算開始点から演算終了点までの区間）に対応したレイ上の複数のボクセルデータを演算対象として、ボクセル演算（3Dレンダリング処理）を実行する（S910）。こうして、ボリュームレンダリング画像が形成されて表示処理部30を介して表示部32に表示される。

10

#### 【0061】

そして、ボリュームデータ空間が次の時相のデータに更新されたか否かが確認され（S912）、更新されていれば、S910のステップに戻って次の時相のボリュームデータ空間について3Dレンダリング処理が実行される。

#### 【0062】

また、ボリュームデータ空間が次の時相のデータに更新されていなければ、視点の変更が確認される（S914）。視点が変更されていれば、S908のステップに戻り、変更された視点に応じて複数のレイが設定され、レイマスクデータが作成される。

#### 【0063】

視点が変更されていなければ、診断レンジの変更が確認される（S916）。診断レンジが変更されていれば、S906のステップに戻り、変更された診断レンジに応じてリファレンスボリュームデータが作成される。

20

#### 【0064】

診断レンジが変更されていなければ、例えばユーザによって三次元画像モードの終了操作が成されたか否かを確認する（S918）。三次元画像モードの終了操作が成されていなければ、S912のステップに戻り、ボリュームデータの更新などの確認が次々に実行される。一方、三次元画像モードの終了操作が成されていれば、本フローチャートを終了し、例えば周期的に画像モードの変更確認が行われる。

#### 【0065】

次に、図9のS908のステップにおけるレイマスクデータの作成処理について詳述する。

30

#### 【0066】

図10は、レイマスクデータの作成処理を説明するためのフローチャートである。まず、視線ベクトルの正規化とレイマスクデータの初期化が行われる（S1002）。これにより、例えば、視線ベクトルとして、各レイにおいて演算対象となる座標を逐次的に求めるための単位レイベクトルが求められる。また、レイマスクデータ（図6参照）のデータが全て0に初期化される。

#### 【0067】

次に、XYZ座標系（図2参照）における視線ベクトルの各軸の要素（ $\Delta X$ ,  $\Delta Y$ ,  $\Delta Z$ ）が算出され（S1004）、Xsc-Ysc座標系（図2参照）におけるスクリーン座標値Yscが初期値Ysc\_startに設定され（S1006）、座標値Xscが初期値Xsc\_startに設定される（S1008）。

40

#### 【0068】

そして、スクリーン座標（Xsc, Ysc）を通るレイが最初に超音波データ空間（図3の符号12'）と交わる点の座標（Xs, Ys, Zs）が計算され（S1010）、また、スクリーン座標（Xsc, Ysc）を通るレイが最後に超音波データ空間と交わる点の座標（Xe, Ye, Ze）が計算される（S1012）。なお、S1010とS1012の各ステップにおける処理については、後に図11と図12を利用して詳述する。

#### 【0069】

交点の座標（Xs, Ys, Zs）と座標（Xe, Ye, Ze）が求められると、これら

50

の交点の座標がレイマスクデータ（図6参照）に保存される（S1014）。つまり、レイマスクデータのアドレス（Xsc, Ysc）の演算開始点の座標値に座標（Xs, Ys, Zs）の各座標値が保存され、同じアドレス（Xsc, Ysc）の演算終了点の座標値に座標（Xe, Ye, Ze）の各座標値が保存される。

【0070】

次に、スクリーン座標値XscにXstepが加算され（S1016）、これにより新しい対象レイが選択される。そして、新しい対象レイのスクリーン座標値Xscが探索終了X座標Xsc\_endか否かが確認される（S1018）。探索終了X座標でなければ、S1010のステップに戻り、新しい対象レイについてS1010からS1014までの処理が実行され、S1016においてスクリーン座標値XscにXstepが加算されて、さらに次の新しい対象レイが選択される。

10

【0071】

こうして、次々に新しい対象レイが選択され、S1018においてスクリーン座標値Xscが探索終了X座標Xsc\_endになると、スクリーン座標値YscにYstepが加算され（S1020）、スクリーン座標値Yscが探索終了Y座標Ysc\_endか否かが確認される（S1022）。探索終了Y座標でなければ、S1008においてスクリーン座標値Xscを初期値に戻し、S1010からS1022までの処理を実行する。

【0072】

S1008からS1022までの処理がフローチャートに従って繰り返し実行されることにより、スクリーン座標の全域に亘ってレイが順次選択され、レイマスクデータが作成される。なお、スクリーン座標の全域に亘ってレイを順次選択する手法は、例えば、図7を利用して説明した手法でもよい。

20

【0073】

スクリーン座標の全域に亘ってレイが順次選択されると、S1022のステップにおいてスクリーン座標値Yscが探索終了Y座標Ysc\_endとなり、本フローチャートが終了する。

【0074】

次に、図10のS1010のステップにおける座標（Xs, Ys, Zs）の算出処理について詳述する。

【0075】

30

図11は、演算開始座標である座標（Xs, Ys, Zs）の算出処理を説明するためのフローチャートである。まず、近接レイの探索が済んでいるか否かが確認される（S1102）。近接レイの探索が済んでいなければ、つまり最初のレイの場合には、S1104のステップへ進み、レイが最初にリファレンスボリュームデータ内のボリュームデータ空間（図3の符号36）と交わる点の座標が計算され、探索点Pc（Xc, Yc, Zc）に設定される。

【0076】

そして、探索点Pcがボリュームデータ空間内の座標か否かが確認され（S1114）、ボリュームデータ空間内の座標であれば、レイ上において探索点Pcの座標が一つだけ進められる（S1116）。つまり、図10のS1004で算出された視線ベクトル分だけ探索点Pcが進められ、探索点の座標がPc（Xc + ΔX, Yc + ΔY, Zc + ΔZ）に設定される。

40

【0077】

次に、新しく設定された探索点Pcのボクセルデータの輝度値が255か否かが確認される（S1118）。つまり、探索点Pcがリファレンスボリュームデータ内の超音波データ空間（図3の符号12'）内のものか否かが確認される。探索点Pcの輝度値が255でなければ、S1114へ戻り、S1116へ進んだ際にさらに探索点Pcの座標が一つだけ進められ、S1118においてその輝度値が確認される。そして、S1118において輝度値が255であることが確認されると、その探索点の座標が、演算開始座標である座標（Xs, Ys, Zs）に設定され（S1120）、本フローチャートが終了する。

50

## 【0078】

なお、レイが超音波データ空間と交わらない場合には、S1118のステップから必ずS1114へ進むことになり、S1114において探索点Pcがボリュームデータ空間内から出たことが判断された時点で、本フローチャートが終了する。この場合には、演算開始座標である座標(Xs, Ys, Zs)は、図10のS1002で設定された初期値0のままとなる。

## 【0079】

S1102のステップにおいて、近接レイの探索が済んでいると判断されると、つまり、二本目以降のレイの場合には、近接レイの演算開始点である座標(Xs, Ys, Zs)に、現在のレイ上で一番近い点Pc'(Xc', Yc', Zc')が算出される(S1106)。

10

## 【0080】

そして、点Pc'の座標値が全て0か否かが確認され(S1108)、全て0の場合には、現在のレイが最初にリファレンスボリュームデータ内のボリュームデータ空間(図3の符号36)と交わる点の座標が計算され、探索点Pc(Xc, Yc, Zc)に設定される(S1110)。一方、S1108のステップにおいて点Pc'の座標値が全て0ではないと判断されると、つまり、Xc', Yc', Zc'のうちの少なくとも一つに0以外の値があると、点Pc'の座標値にオフセット値が加算されて探索点Pcが設定される(S1112)。

## 【0081】

20

こうして、S1110またはS1112のステップにおいて現在のレイ上に探索点Pcが設定されると、先に説明したS1114以降のステップが実行され、現在のレイに関する演算開始座標(Xs, Ys, Zs)が設定される。

## 【0082】

次に、図10のS1012のステップにおける座標(Xe, Ye, Ze)の算出処理について詳述する。

## 【0083】

図12は、演算終了座標である座標(Xe, Ye, Ze)の算出処理を説明するためのフローチャートである。まず、対象となるレイに関する演算開始点の座標値が全て0か否かが確認される(S1202)。演算開始点の座標値が全て0であれば、そのレイは超音波データ空間(図3の符号12')を通らないと判断され、本フローチャートが終了する。この場合には、演算終了座標である座標(Xe, Ye, Ze)は、図10のS1002で設定された初期値0のままとなる。

30

## 【0084】

S1202のステップにおいて、対象となるレイに関する演算開始点の座標値が全て0ではないと判断されると、つまり、Xs, Ys, Zsのうちの少なくとも一つに0以外の値があると、近接レイの探索が済んでいるか否かが確認される(S1204)。近接レイの探索が済んでいなければ、S1206のステップへ進み、演算開始点の座標値が探索点Pc(Xc, Yc, Zc)に設定される。

## 【0085】

40

一方、S1204のステップにおいて近接レイの探索が済んでいると判断されると、近接レイの演算終了点である座標(Xe, Ye, Ze)に、現在のレイ上で一番近い点Pc'(Xc', Yc', Zc')が算出される(S1208)。そして、点Pc'の座標値にオフセット値が加算されて探索点Pcが設定される(S1210)。

## 【0086】

S1206またはS1210のステップにおいて探索点Pcが設定されると、探索点Pcがボリュームデータ空間内の座標か否かが確認され(S1212)、ボリュームデータ空間内の座標であれば、レイ上において探索点Pcの座標が一つだけ進められる(S1214)。つまり、図10のS1004で算出された視線ベクトル分だけ探索点Pcが進められ、探索点の座標がPc(Xc+ΔX, Yc+ΔY, Zc+ΔZ)に設定される。

50

## 【0087】

次に、新しく設定された探索点 P c のボクセルデータの輝度値が 0 か否かが確認される (S 1 2 1 6)。つまり、探索点 P c がリファレンスボリュームデータ内の超音波データ空間 (図 3 の符号 1 2') から抜け出したか否かが確認される。探索点 P c の輝度値が 0 でなければ、S 1 2 1 2 へ戻り、S 1 2 1 4 へ進んだ際にさらに探索点 P c の座標が一つだけ進められ、S 1 2 1 6 においてその輝度値が確認される。そして、S 1 2 1 6 において輝度値が 0 であることが確認されると、その探索点の座標が、演算終了座標である座標 (X e, Y e, Z e) に設定され (S 1 2 1 8)、本フローチャートが終了する。

## 【0088】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、例えば次のような効果を奏する。本実施形態では、送受波空間に対応した超音波データ空間内のボクセルデータを演算対象としているため、ボリュームデータ空間内の全てのボクセルデータを演算対象とする場合に比べて、画像形成処理の処理時間を短縮することが可能になる。

10

## 【0089】

また、本実施形態では、レイマスクデータを作成する際に、近接レイの演算結果を参照して対象レイの探索開始点を設定しているため、近接レイの演算結果を参照しない場合に比べて、レイマスクデータの作成時間を短縮することができる。

## 【0090】

なお、上述した実施形態やその効果は、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。

20

## 【図面の簡単な説明】

## 【0091】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

【図 2】ボリュームレンダリング画像の画像形成処理を説明するための図である。

【図 3】リファレンスボリュームデータの説明図である。

【図 4】レイマスクを説明するための図である。

【図 5】演算開始点と演算終了点を説明するための図である。

【図 6】レイマスクデータを説明するための図である。

【図 7】本実施形態による対象レイの選択を説明するための図である。

30

【図 8】レイ上に設定される探索開始点を説明するための図である。

【図 9】本実施形態の画像形成処理を説明するためのフローチャートである。

【図 10】レイマスクデータの作成処理を説明するためのフローチャートである。

【図 11】演算開始座標の算出処理を説明するためのフローチャートである。

【図 12】演算終了座標の算出処理を説明するためのフローチャートである。

【図 13】超音波ビームの走査形態を説明するための図である。

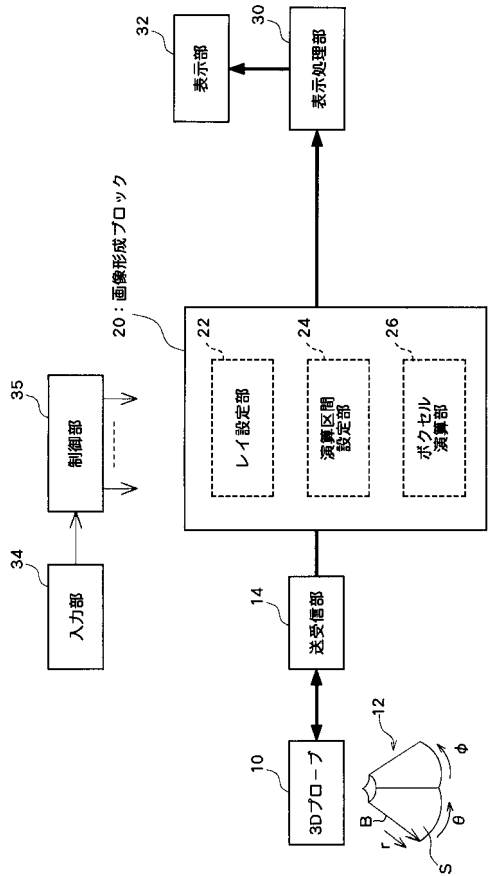
## 【符号の説明】

## 【0092】

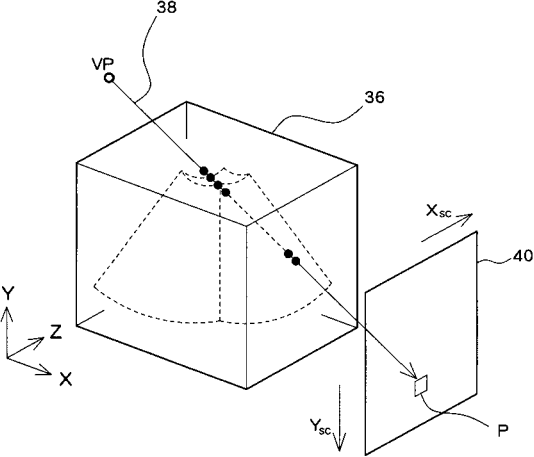
20 画像形成ブロック、22 レイ設定部、24 演算区間設定部、26 ボクセル演算部。

40

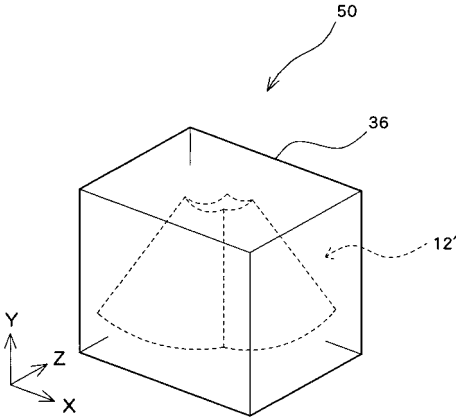
【図 1】



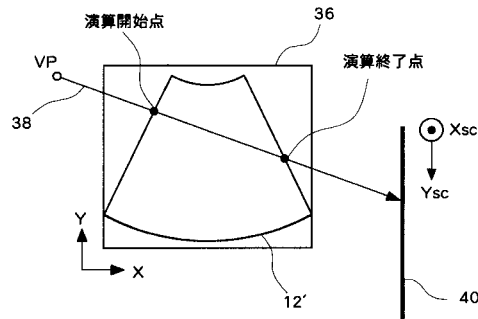
【図 2】



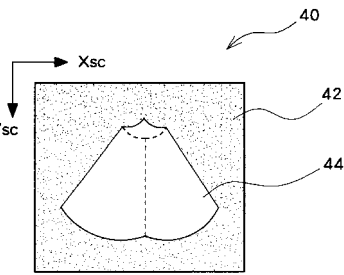
【図 3】



【図 5】



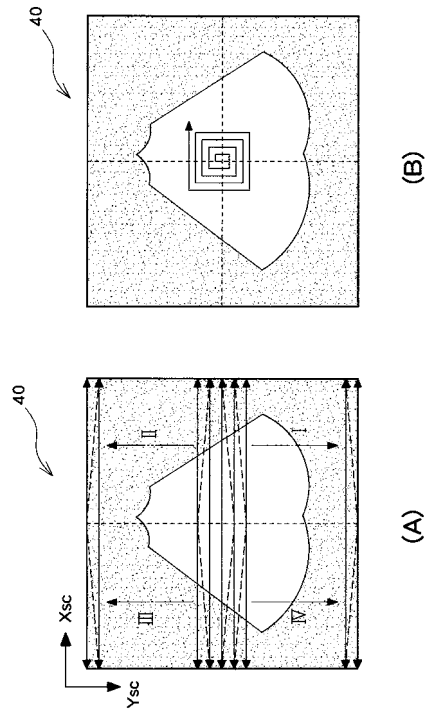
【図 4】



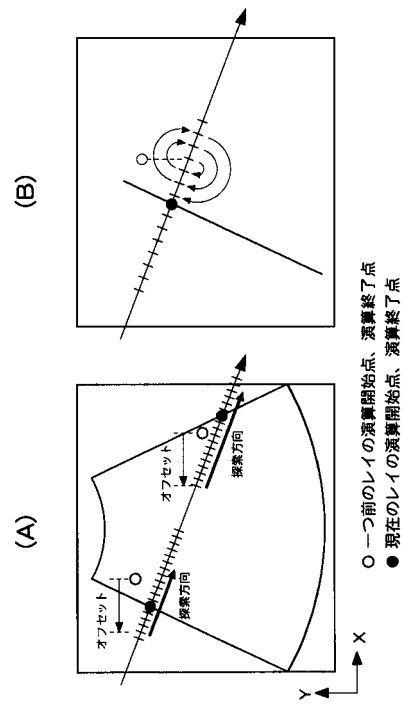
【図 6】

| アドレス       | データ        |
|------------|------------|
| [0][0]     | Start X 座標 |
| [0][1]     | Start Y 座標 |
| [0][2]     | Start Z 座標 |
| ⋮          | Stop X 座標  |
| ⋮          | Stop Y 座標  |
| ⋮          | Stop Z 座標  |
| [0][n-1]   |            |
| [1][0]     |            |
| [1][1]     |            |
| ⋮          |            |
| [m-1][0]   |            |
| ⋮          |            |
| [m-1][n-1] |            |

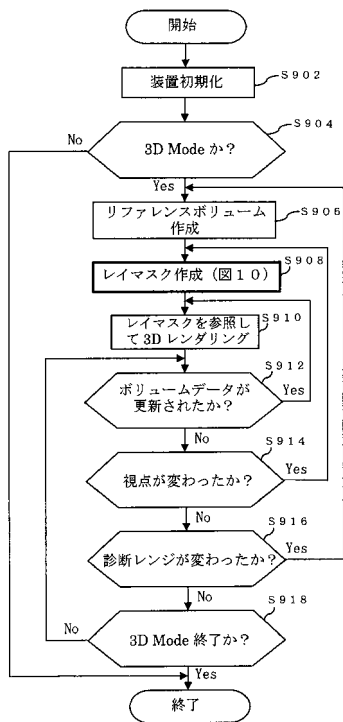
【図 7】



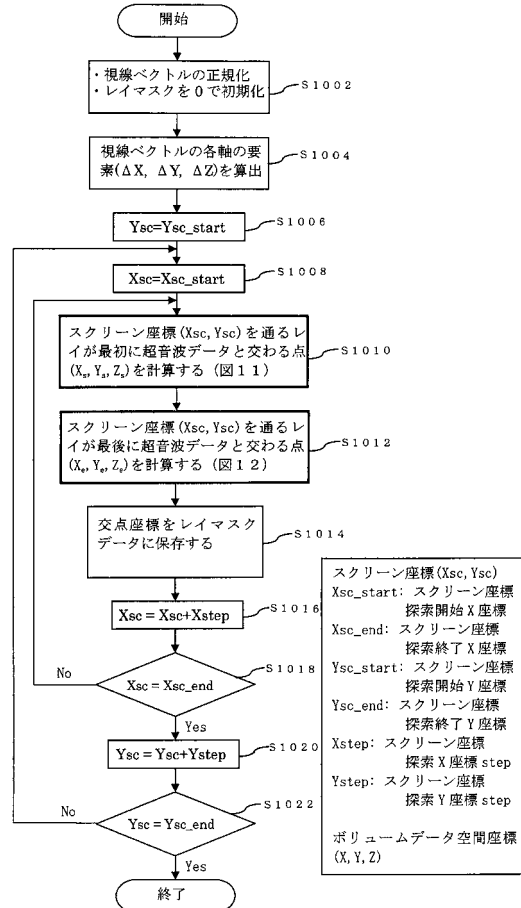
【図 8】



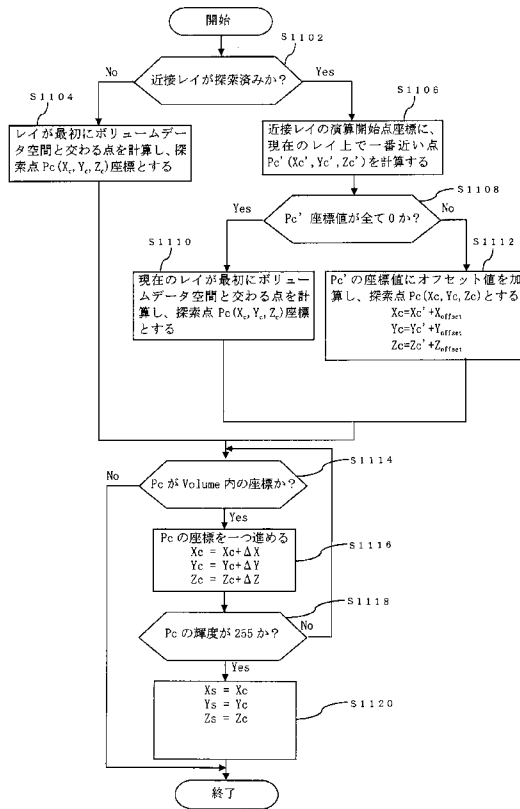
【図 9】



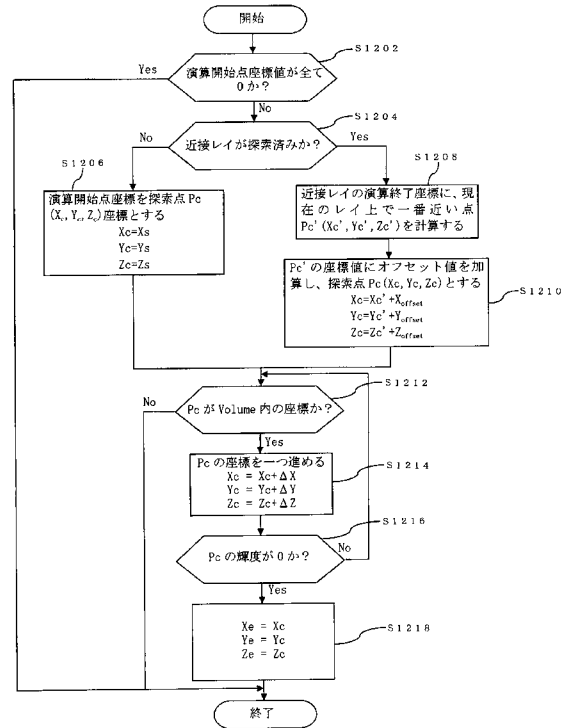
【図 10】



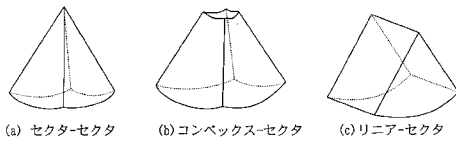
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】





---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2005-328957 (JP, A)  
特開2001-079003 (JP, A)  
特開2003-325514 (JP, A)  
特開2000-107183 (JP, A)  
特開平04-070984 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00

|                |                                                                              |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                                                       |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4733604B2</a>                                                  | 公开(公告)日 | 2011-07-27 |
| 申请号            | JP2006257648                                                                 | 申请日     | 2006-09-22 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日立阿洛卡医疗株式会社                                                                  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 阿洛卡有限公司                                                                      |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 日立アロカメディカル株式会社                                                               |         |            |
| [标]发明人         | 赤羽睦弘                                                                         |         |            |
| 发明人            | 赤羽 睦弘                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                     |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                                                                     |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/EE12 4C601/GB03 4C601/JC26 4C601/JC29 4C601/JC37 |         |            |
| 代理人(译)         | 吉田健治<br>石田 纯                                                                 |         |            |
| 审查员(译)         | 川上 則明                                                                        |         |            |
| 其他公开文献         | JP2008073333A                                                                |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                    |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：用相对简单的方法高速形成3D超声图像。光线设置单元设置通过对应于三维空间的体数据空间的多条光线。基于指示体数据空间中的超声数据空间的空间范围的参考体积数据，计算部分设置单元24在通过体数据空间的射线进入每个射线的超声数据空间之后退出到关于射线的部分。对于每条射线，体素操作单元26利用与设定的操作间隔对应的射线上的多个体素数据作为操作目标来执行体素操作。点域1

