

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-5251

(P2010-5251A)

(43) 公開日 平成22年1月14日(2010.1.14)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)

F1  
A61B 8/08

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2008-170089(P2008-170089)  
(22) 出願日 平成20年6月30日(2008.6.30)

(71) 出願人 00005821  
パナソニック株式会社  
大阪府門真市大字門真1006番地  
(74) 代理人 100093067  
弁理士 二瓶 正敬  
(72) 発明者 右田 学  
愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 BB03 DD09 EE11 JC07 JC11 JC25

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

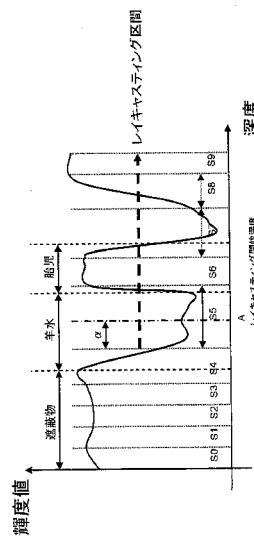
(57) 【要約】

【課題】胎児などの三次元画像化対象と、胎児の遮蔽物である胎盤あるいは子宮壁などの三次元画像化対象でない部位の間に存在する羊水などの濁り具合に左右されることなく三次元画像化開始深度を正確に決定する。

【解決手段】超音波受信信号の深度方向の輝度値を累積してそれぞれの累積加算値が略同じ値となるように超音波受信信号の深度方向を複数の深度区間S0～S9に分割し、深度区間S0～S9のうち区間長が長い上位の複数の深度区間を三次元画像化開始候補区間として選択し、三次元画像化開始候補区間のうち最も深度の浅い三次元画像化開始候補区間を三次元画像化開始区間Sとして選択し、三次元画像化開始区間S内の所定の深度を三次元画像化の開始深度Aとして決定する。

【選択図】図2

輝度値プロファイルを用いた区間分割と区間解析



- (1) 各分割区間の面積が一定になるように分割する
- (2) 分割区間を区間長が長い順にSortし、上位N個の分割区間を選択する  
N=3なので S6 > S7 > S8
- (3) (2)で選択されたレイキャスティング開始候補区間のうち最も浅い深度のものをレイキャスティング開始候補区間として選択する  
ここではS6を選択する
- (4)  $\alpha = 0.5$ なので(3)で選択されたレイキャスティング開始区間の中点をレイキャスティング開始深度Aとする

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

三次元画像化の開始深度を自動的に決定して三次元画像化を開始する超音波診断装置において、

超音波受信信号の深度方向の輝度値を累積してそれぞれの累積加算値が略同じ値となるように前記超音波受信信号の深度方向を1つ又は複数の深度区間に分割する分割手段と、

前記分割手段により分割された1つ又は複数の深度区間のうち区間長が長い上位の複数の深度区間を三次元画像化開始候補区間として選択し、前記複数の三次元画像化開始候補区間のうち最も深度の浅い三次元画像化開始候補区間を三次元画像化開始区間として選択し、前記三次元画像化開始区間内の所定の深度を前記三次元画像化の開始深度として決定する開始深度決定手段と、

前記開始深度決定手段により決定された前記三次元画像化の開始深度から三次元画像化を開始して、前記超音波受信信号の三次元画像を生成する三次元画像化手段とを、

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記分割手段は、三次元ボリュームデータからレイキャスティング演算対象となるボクセルデータ列を取得し、ボクセルデータ列の始点からボクセルデータと所定の積算係数との積の累積加算を行いながらボクセルデータ列を走査してゆき、累積加算値が所定の閾値を越えた時点で、累積加算値を初期化して、その時点でのボクセルデータ列における深度を記録する処理をボクセルデータ列終点まで繰り返すことでレイキャスティング演算対象となるボクセルデータ列を1つ又は複数の深度区間に分割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 3】**

前記開始深度決定手段は、前記分割手段により分割された1つ又は複数の深度区間を区間長順に並べ替えて上位N個(Nは1以上の整数とする)の深度区間をレイキャスティング開始候補区間とし、前記レイキャスティング開始候補区間のうち最も深度が浅い区間をレイキャスティング開始区間として選択し、前記レイキャスティング開始区間内のあらかじめ設定された深度をレイキャスティング開始深度として決定す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】**

前記開始深度決定手段は、前記分割手段により分割された1つ又は複数の深度区間を区間長順に並べ替えて上位N個(Nは1以上の整数)の三次元画像化開始候補区間又はレイキャスティング開始候補区間を決定し、前記N個の三次元画像化開始候補区間又はレイキャスティング開始候補区間にあらかじめ設定された区間長以下の三次元画像化開始候補区間又はレイキャスティング開始候補区間がある場合に、これらを除く三次元画像化開始候補区間又はレイキャスティング開始候補区間のうち最も深度が浅い区間のあらかじめ設定された位置を三次元画像化開始深度又はレイキャスティング開始深度とし、前記N個の三次元画像化開始候補区間又はレイキャスティング開始候補区間すべてがあらかじめ設定された区間長以下である場合に、三次元画像化又はレイキャスティング演算対象となるボクセルデータ列の先頭位置を三次元画像化開始位置又はレイキャスティング開始位置として決定することを特徴とする請求項1から3のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

ユーザが前記三次元画像化開始候補区間の数を前記開始深度決定手段に設定するための候補区間数設定手段と、

前記候補区間数設定手段により設定された前記三次元画像化開始候補区間の数に基づいて前記開始深度決定手段が決定した前記三次元画像化の開始深度の深度色分け画像を、前記三次元画像化手段により生成された三次元画像と重畳する重畳手段とを、

更に備えたことを特徴とする請求項1から4のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】**

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 1 】

本発明は、三次元画像化の開始深度を自動的に決定して三次元画像化を開始する超音波診断装置に関する。

## 【 背景技術 】

## 【 0 0 0 2 】

超音波診断装置における三次元超音波画像形成技術として、レイキャスト手法が良く知られている。この手法は、医療分野（特に産婦人科）において胎児の三次元画像を描出するのに広く用いられている。ここで、胎児の三次元画像を描出する場合、単純にレイキャスト法を用いると、三次元画像化対象の胎児を覆っている、三次元画像化対象でない胎盤や子宮壁などを描出してしまうため、所望とする胎児の三次元画像を描出することができない。したがって、従来法では、医師あるいは超音波技師が手動にて胎児を遮蔽する胎盤や子宮壁などを取り除くクリッピング操作を行う必要があった。このクリッピング操作は、医師あるいは超音波技師にとって非常に手間と時間を要するものであり、以前から自動化が望まれている技術であった。

10

## 【 0 0 0 3 】

そこで、下記の特許文献 1 が示す自動遮蔽物除去手法が提案されている。図 7 は、特許文献 1 に記載されている従来の自動遮蔽物除去手段を備えた三次元超音波画像診断装置のブロック図を示す。図 7 において、送受信器 701 は二次元アレイ探触子 700 を介した超音波ビームの被検体への送信及び被検体からの反射波を受信し、検波回路 702 は送受信器 701 からの受信信号の検波を行う。三次元画像処理部 703 は検波回路 702 からの受信信号からボリュームデータを生成し、レイキャスト演算を行って三次元画像を生成する。表示部 704 は三次元画像処理部 703 にて生成された三次元画像を表示する。移動平均器 705 は検波回路 702 にて処理された受信信号を平滑化し、比較器 706 は移動平均器 705 により平滑化された信号と、羊水を判定するための所定の閾値 TH と比較して受信信号レベルの落ち込み部分を判断する。レイキャスト開始位置設定部 707 は比較器 706 にて判断された受信信号レベルの落ち込み部分（羊水部分）に基づいてレイキャスト開始位置を決定し、三次元画像処理部 703 に出力する。

20

## 【 0 0 0 4 】

ここで、従来技術としての自動遮蔽物除去に関わる部分は、図 7 において点線にて囲まれた部分である。以下、この部分に関して詳細な説明を行う。比較器 706 は、受信信号レベルの深度方向の落ち込み部分（羊水部分）を検出するために 2 つのアルゴリズム（A）、（B）を選択できるようにしている。アルゴリズム（A）は図 8 に示すように、受信信号レベル（輝度値）の深度方向の落ち込み部分をそのまま検出するアルゴリズムであり、比較器 706 は、受信信号を深度方向に順次走査し、閾値  $TH = E1 (< E2)$  より受信信号が低くなった時点の受信信号深度  $D1$  を記憶する。次に、比較器 706 は、更に深度方向に走査を進めながら、今度は、閾値  $TH = E2$  より受信信号が高くなった時点での受信信号深度  $D2$  を記憶する。受信信号の走査が終了した時点で、受信信号深度  $D1$ 、 $D2$  はレイキャスト開始位置設定部 707 に出力される。

30

## 【 0 0 0 5 】

アルゴリズム（B）は図 9 に示すように、図 8 に示す深度方向の受信信号レベル（輝度値）を積分して累積輝度値を求め、累積輝度値の傾き（微分値）に基づいて受信信号レベルの深度方向の落ち込み部分（羊水部分）を間接的に検出するアルゴリズムであり、比較器 706 は、比較処理を行う前に受信信号を深度方向に累計加算を行う。次に、比較器 706 は、先に生成した累計加算における傾きを閾値  $TH = F1, F2 (F1 < F2)$  と比較することでアルゴリズム（A）と同様に、受信信号深度  $D1$ 、 $D2$  を求める。まず、比較器 706 は、受信信号の累計加算値の傾きを深度方向に順次走査し、受信信号の累計加算値の傾きが閾値  $TH = F1$  より小さくなった時点の受信信号深度  $D1$  を記憶する。次に、比較器 706 は、更に深度方向に走査を進めながら、今度は、受信信号の累計加算値の傾きが閾値  $F2$  より大きくなった時点での受信信号深度  $D2$  を記憶する。受信信号の累計加算値の走査が終了した時点で、受信信号深度  $D1$ 、 $D2$  は、レイキャスト開始

40

50

位置設定部 707 に出力される。

【0006】

レイキャスティング開始位置設定部 707 では、比較器 706 にて求められた受信信号深度  $D1$ 、 $D2$  の中間深度  $= (D1 + D2) / 2$  をレイキャスティング開始深度  $A$  とし、三次元画像処理部 703 に出力する。このため、三次元画像処理部 703 はレイキャスティング開始深度  $A$  より浅い位置の遮蔽物と一部の羊水を三次元画像化せず、レイキャスティング開始深度  $A$  より深い位置の一部の羊水と胎児を三次元画像化する。以上説明したとおり、従来法では比較器 706、レイキャスティング開始位置設定部 707 を備えることで、羊水部分となる受信信号の落ち込み部分を判断し、胎児を覆っている胎盤や子宮壁など（遮蔽物）を自動的に除去して、胎児のみの描出を行なっている。

10

【特許文献 1】特開 2001-145631 号公報（図 4、図 6）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、前記従来構成では、比較器 706 に対して深度方向の輝度曲線に対する閾値レベル  $TH = E1$ 、 $E2$ 、あるいは深度方向の累積加算輝度曲線に対する傾きの閾値  $TH = F1$ 、 $F2$  を必要とするため、これらの閾値パラメータを入力受信信号に応じて最適化する必要が生じる。例えば図 10 (A)、(B) に示すように、遮蔽物と胎児間に存在する羊水が胎児の排泄物などによって濁っている場合を想定する。ちなみに、羊水が胎児の排泄物などによって濁ることは一般的なことであり、この事象を無視することはできないことをあえて記述しておく。ここで羊水が濁っている場合は、図 10 (A)、(B) に示すように、超音波受信信号の輝度曲線及び累積加算輝度曲線はともに、羊水の部分で閾値  $TH = E1$ 、 $TH = F1$  より低くならず、正確なレイキャスティング開始位置  $A$  の特定が困難となる。したがって、遮蔽物を除去するためには、羊水の濁り具合に応じて適切な閾値を求める必要があることになる。

20

【0008】

ここで、遮蔽物除去条件となる閾値の性質について更に考察を行う。輝度曲線及び累積加算輝度曲線に対する閾値  $TH = E1$ 、 $TH = F1$  は、絶対的パラメータであるため、曲線における輝度値や輝度変化（曲線微分値）に極めて依存する値である。このため、閾値判定を行う前に必ず曲線の平滑化処理を必要とする。また、平滑化処理を施したとしても、曲線にある程度のバイアスが加算された場合や、曲線変化が小さい場合には、遮蔽物除去の閾値として正常に作用しないことになる。したがって、輝度値そのものや輝度値変化を閾値として採用するのは、適切ではないと考える。

30

【0009】

本発明は、前述の従来課題を解決するもので、胎児などの三次元画像化対象と、胎児の遮蔽物である胎盤あるいは子宮壁などの三次元画像化対象でない部位の間に存在する羊水などの濁り具合に左右されることなく三次元画像化開始深度を正確に決定することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明は上記目的を達成するために、三次元画像化の開始深度を自動的に決定して三次元画像化を開始する超音波診断装置において、

40

超音波受信信号の深度方向の輝度値を累積してそれぞれの累積加算値が略同じ値となるように前記超音波受信信号の深度方向を 1 つ又は複数の深度区間に分割する分割手段と、

前記分割手段により分割された 1 つ又は複数の深度区間のうち区間長が長い上位の複数の深度区間を三次元画像化開始候補区間として選択し、前記複数の三次元画像化開始候補区間のうち最も深度の浅い三次元画像化開始候補区間を三次元画像化開始区間として選択し、前記三次元画像化開始区間内の所定の深度を前記三次元画像化の開始深度として決定する開始深度決定手段と、

前記開始深度決定手段により決定された前記三次元画像化の開始深度から三次元画像化

50

を開始して、前記超音波受信信号の三次元画像を生成する三次元画像化手段とを、  
備えた構成とした。

【0011】

また、前記分割手段は、前記三次元ボリュームデータからレイキャスティング演算対象となるボクセルデータ列を取得し、ボクセルデータ列の始点からボクセルデータと所定の積算係数との積の累積加算を行いながらボクセルデータ列を走査してゆき、累積加算値が所定の閾値を越えた時点で、累積加算値を初期化して、その時点でのボクセルデータ列における深度を記録する処理をボクセルデータ列終点まで繰り返すことでレイキャスティング演算対象となるボクセルデータ列を1つ又は複数の深度区間に分割する構成とした。

【0012】

また、前記開始深度決定手段は、前記分割手段により分割された1つ又は複数の深度区間を区間長順に並べ替えて上位N個(Nは1以上の整数とする)の深度区間をレイキャスティング開始候補区間とし、前記レイキャスティング開始候補区間のうち最も深度が浅い区間をレイキャスティング開始区間として選択し、前記レイキャスティング開始区間内のあらかじめ設定された深度をレイキャスティング開始深度として決定する構成とした。

【0013】

また、前記開始深度決定手段は、前記分割手段により分割された1つ又は複数の深度区間を区間長順に並べ替えて上位N個(Nは1以上の整数)の三次元画像化開始候補区間又はレイキャスティング開始候補区間を決定し、前記N個の三次元画像化開始候補区間又はレイキャスティング開始候補区間にあらかじめ設定された区間長以下の三次元画像化開始候補区間又はレイキャスティング開始候補区間がある場合に、これらを除く三次元画像化開始候補区間又はレイキャスティング開始候補区間のうち最も深度が浅い区間内のあらかじめ設定された位置を三次元画像化開始深度又はレイキャスティング開始深度とし、前記N個の三次元画像化開始候補区間又はレイキャスティング開始候補区間すべてがあらかじめ設定された区間長以下である場合に、三次元画像化又はレイキャスティング演算対象となるボクセルデータ列の先頭位置を三次元画像化開始位置又はレイキャスティング開始位置として決定する構成とした。

【0014】

また、ユーザが前記三次元画像化開始候補区間の数を前記開始深度決定手段に設定するための候補区間数設定手段と、

前記候補区間数設定手段により設定された前記三次元画像化開始候補区間の数に基づいて前記開始深度決定手段が決定した前記三次元画像化の開始深度の深度色分け画像を、前記三次元画像化手段により生成された三次元画像と重畳する手段とを更に備えた構成とした。

【0015】

この構成により、胎児などの三次元画像化対象と、胎児の遮蔽物である胎盤あるいは子宮壁などの三次元画像化対象でない部位の間に存在する羊水などの濁り具合に左右されることなく三次元画像化開始深度を正確に決定することができる。また、決定された三次元画像化開始深度がユーザの所望の位置でない場合に変更することができる。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、胎児などの三次元画像化対象と、胎児の遮蔽物である胎盤あるいは子宮壁などの三次元画像化対象でない部位の間に存在する羊水などの濁り具合に左右されることなく三次元画像化開始深度を正確に決定することができる。特に積分法を用いて輝度曲線を解析するので、輝度あるいは輝度変化(微分値)を閾値として用いる従来手法に比べ安定した解を得ることができる。また、開始深度を決定する際に区間長並べ替えを施すので、分割区間の相対的な性質について比較することができるため、更に安定した解を求めることが可能となる。

【0017】

また、算出した開始深度がユーザの意図する位置と異なっている場合でも、三次元画像

10

20

30

40

50

上に現在の開始深度を色づけした画像を重畳することで、ユーザの意図する位置と異なっていることを認識しやすくすることができ、また、超音波診断装置のユーザインターフェースを用いて開始深度を変更したいボクセルデータ列を指定し、開始候補区間数Nを変更することで簡便に開始深度を変更することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

<第1の実施の形態>

図1は本発明に係る三次元超音波画像診断装置の第1の実施の形態を示すブロック図である。図1において、二次元アレイ探触子101は、接触する対象物に対して二次元方向に超音波ビームを送信し、対象物から反射波を受信する。送受信制御手段102は、二次元アレイ探触子101に対して超音波ビームの送受信方向制御（ビームフォーミング）及び受信信号の整相加算を行い、受信音響データを生成する。信号処理部103は、送受信制御手段102にて処理された受信音響データに対してフィルタ処理及び検波処理などを行う。ボリュームデータ生成手段104は、信号処理部103からの受信音響データを受け取り、二次元探触子101の形状や受信音響データの受信方向といった座標パラメータを用いて三次元直交座標系に座標変換を行うことでボリュームデータを生成する。

10

【0019】

レイキャスティング方向設定手段105は、トラックボールなどの入力デバイスからパラメータに従って、ボリュームデータ生成手段104により生成されたボリュームデータに対するレイキャスティング方向（三次元画像化方向）を決定する。レイキャスティングデータ取得手段106は、レイキャスティング方向設定手段105にて決定されたレイキャスティング方向に沿って、ボリュームデータ生成手段104により生成されたボリュームデータからレイキャスティングの対象となるボクセルデータ列を取得する。分割手段は、積分法を用いて累積加算値が略同じ値となるように超音波受信信号の深度方向を1つ又は複数の深度区間に分割する。なお、本実施の形態では、前述の分割手段を区間分割手段107を用いて説明する。開始深度決定手段108は後述するように、区間分割手段107にて生成された分割区間の区間長を解析してレイキャスティング開始深度Aを決定する。三次元画像化手段は、開始深度決定手段108で決定されたレイキャスティング開始深度Aから、レイキャスティングデータ取得手段106により取得されたボクセルデータ列に対してレイキャスティング演算処理を行い、三次元画像化する。なお、本発明の実施の形態では、前述の三次元画像化手段をレイキャスティング演算手段109を用いて説明する。表示手段110は、レイキャスティング演算手段109の処理結果をモニタなどに表示する。

20

30

【0020】

次に、本発明の第1の実施の形態における三次元超音波画像診断装置の動作について説明する。まず、対象物を含む被検体を走査するために、送受信制御手段102が超音波ビームの送信方向制御（ビームフォーミング）を行うことで、二次元アレイ探触子101から被検体に向けて超音波ビームが送信される。送信された超音波ビームは、被検体における音響境界にて反射し、再び二次元アレイ探触子101に戻ってくる。二次元探触子101は、被検体からの反射波を受信し、受信波を電気的な受信信号に変換して送受信制御手段102に出力する。送受信制御手段102は、二次元アレイ探触子101からの受信信号について整相加算を行うことで受信音響データを生成するとともに、送受信した音響ビームの方向情報を受信音響データに付加して信号処理部103に出力する。

40

【0021】

信号処理部103は、受信音響データに対して帯域通過フィルタ処理を施してノイズ成分を除去した後、検波処理を行うことで、受信音響データのパワー成分を抽出し、ボリュームデータ生成手段104に出力する。ボリュームデータ生成手段104は、受信音響データに付加された音響ビームの方向情報を監視して、三次元の被検体全域の走査開始から終了までの受信音響データをすべて記憶する。被検体全域の走査が終了した時点で、ボリ

50

ユームデータ生成手段104は、二次元探触子101の形状や受信音響データに付加された音響ビームの方向情報などの座標パラメータに基づいて座標変換を行い、三次元直交座標系ボリュウムデータを生成する。

#### 【0022】

レイキャスティング方向設定手段105は、ユーザが所望するボリュウムデータに対する視線方向をトラックボールなどの入力デバイスを用いて指示することで、ボリュウムデータに対するレイキャスティング方向を決定し、レイキャスティングデータ取得手段106に出力する。レイキャスティングデータ取得手段106は、レイキャスティング方向に沿ってボリュウムデータからレイキャスティングの対象となるボクセルデータ列を取得して、区間分割手段107及びレイキャスティング演算手段109に出力する。

10

#### 【0023】

区間分割手段107は、レイキャスティング演算対象となるボクセルデータ列に対して、ボクセルデータ列の始点からボクセル輝度値とあらかじめ設定されている積算係数Cとの積を累積加算(積分処理)しながらボクセルデータ列を走査してゆき、累積加算値が所定の閾値T1を越えた時点で、累積加算値を零に初期化して、その時点でのボクセルデータ列における深度を記録する。この処理をボクセルデータ列終点まで繰り返し実施することでレイキャスティング演算対象となるボクセルデータ列を深度方向に1つあるいは複数の分割区間に分割し、その分割情報を開始深度決定手段108に出力する。

#### 【0024】

開始深度決定手段108は、1つあるいは複数の分割区間を区間長が長い順番に並べ替えを行い、上位N個(Nは1以上の整数とする)のレイキャスティング開始候補区間を決定する。次に、このN個のレイキャスティング開始候補区間のうち最も浅い深度であるレイキャスティング候補区間をレイキャスティング開始区間Sとして選択し、レイキャスティング開始区間S内のあらかじめ設定されている所定深度をレイキャスティング開始深度Aとするか、又は上位N個のレイキャスティング開始候補区間すべてがあらかじめ設定された区間長以下の場合は、レイキャスティング演算対象となるボクセルデータ列の先頭位置をレイキャスティング開始深度Aとしてレイキャスティング演算手段109に引き渡す。

20

#### 【0025】

ここで、開始深度決定手段108で決定される最終的なレイキャスティング開始深度Aの決定方法については、システムであらかじめ設定された比率係数を用いて算出する。比率係数は、レイキャスティング開始区間Sの長さを1に正規化した場合に、レイキャスティング開始区間Sのどこを最終的なレイキャスティング開始深度Aとして設定するかを示す値であり、

30

- ・  $\alpha = 0.0$  ならレイキャスティング開始区間Sの先頭位置、
- ・  $\alpha = 0.5$  ならレイキャスティング開始区間Sの中間位置、
- ・  $\alpha = 1.0$  ならレイキャスティング開始区間Sの最終位置

をレイキャスティング開始深度Aとする。次に、レイキャスティング演算手段109は、開始深度決定手段108で設定されたレイキャスティング開始深度Aからボクセルデータ列を走査しながらレイキャスティング演算を実施することで被検体の三次元画像を生成し、表示手段110に出力する。

40

#### 【0026】

図2を用いながら詳細に説明する。また、説明を簡単にするために、あらかじめ設定されるパラメータについては、積算係数 $C = 1$ 、レイキャスティング開始候補区間数 $N = 3$ 、比率係数 $\alpha = 0.5$ としておく。図2におけるグラフは、レイキャスティングデータ取得手段106から入力されるボクセルデータ列に対する深度方向のボクセル輝度値プロファイルの一例である。ボクセルデータ列に対して区間分割手段107で処理すると、深度方向は分割区間S0から分割区間S9に分割される。ここでは積算係数 $C = 1$ であることから分割区間S0から分割区間S8までの各区間面積は閾値T1とほぼ同一になる。(分割区間S9に関しては、閾値T1を満たさないうちにボクセルデータ列の終点に到達する

50

可能性があるため、必ずしも区間面積が分割区間  $S_0 \sim S_8$  と同一になるとは限らない)。開始深度決定手段 108 にて算出された分割区間長は、ボクセル輝度値プロファイルにおいてボクセル輝度値が低く推移した場合は相対的に長くなり、ボクセル輝度値が高く推移した場合は、相対的に短くなる性質をもつことになる。すなわち、羊水部分を含む分割区間  $S_5$  の長さは、遮蔽物や胎児を含む区間  $S_0 \sim S_4$ 、 $S_6$  より相対的に長くなるといえる。

#### 【0027】

次に、開始深度決定手段 108 は、区間分割手段 107 で分割された分割区間  $S_0$  から  $S_8$  まで（分割区間  $S_9$  については関しては、閾値  $T_1$  を満たさないうちにボクセルデータ列の終点に到達する可能性があるため、必ずしも区間面積が分割区間  $S_0$  から  $S_8$  までと同一になるとは限らないことから解析対象から外す）を区間長の長い順に並べ替える。ここで、羊水部分を含む分割区間  $S_5$  の長さは、遮蔽物や胎児を含む区間  $S_0 \sim S_4$ 、 $S_6$  より相対的に長くなることから、区間長が長い順に並べ替えることは、羊水区間  $S_5$  を含む可能性が高い分割区間順に並べ替えを行うことと等価になる。

10

#### 【0028】

ここでは  $N = 3$  であることから、上位 3 個の分割区間  $S_5$ 、 $S_7$ 、 $S_8$  をレイキャスティング演算手段 109 におけるレイキャスティング開始深度  $A$  を含むレイキャスティング開始候補区間として選択する。次に、3 個のレイキャスティング開始候補区間  $S_5$ 、 $S_7$ 、 $S_8$  を深度順に並べ替え、最も浅い深度となるレイキャスティング開始候補区間  $S_5$  をレイキャスティング開始区間  $S$  として選択する。そして、比率係数  $= 0.5$  であることから、レイキャスティング開始区間  $S$  ( $= S_5$ ) における中間点をレイキャスティング開始深度  $A$  とし、レイキャスティング演算手段 109 に引き渡すことで、遮蔽物が除去された胎児の三次元画像を表示することができる。

20

#### 【0029】

かかる構成によれば、区間分割手段 107 を用いてボクセルデータ列を深度方向に複数の分割区間  $S_0 \sim S_9$  に分割し、開始深度決定手段 108 を用いて分割区間  $S_0 \sim S_9$  の区間長及び分割区間  $S_0 \sim S_9$  の深度関係を解析することにより、区間長が長くなる羊水部分を検出するので、自動的に遮蔽物を除去した胎児の三次元画像を提供することが可能になる。

#### 【0030】

次に、レイキャスティング開始区間  $S$  として「区間長が最も長い開始候補区間」ではなく、「最も浅い深度となるレイキャスティング開始候補区間  $S_5$ 」を選択する理由について説明する。ここで、図 3 はボクセル輝度値プロファイルの他の例を示し、胎児部分を含む区間  $S_6$  より深い区間  $S_7$  の輝度値が羊水区間  $S_5$  より低い。羊水部分を含む分割区間  $S_5$  の区間長は、胎児部分を含む分割区間  $S_6$  の区間長より相対的に長くなるが、図 3 では、レイキャスティング開始候補区間  $S_5$ 、 $S_6$ 、 $S_7$  を区間長順に並べ替えを行うと、 $S_7 > S_5 > S_8$  の関係となる。ここでは、胎児部分の区間  $S_5$  をレイキャスティング演算対象としなければならないので、単純に「最も区間長の長いレイキャスティング開始候補区間  $S_7$ 」をレイキャスティング開始区間  $S$  としても、胎児の三次元画像を生成することはできない。したがって、胎児の三次元画像を生成するには候補区間  $S_5$  を選択する必要がある。そこで、区間長順に並べ替え後の上位  $N$  個を選択し、そのうちの「最も浅い深度にあるレイキャスティング開始候補区間  $S_5$ 」をレイキャスティング開始区間  $S$  とすれば、胎児の三次元画像を生成することが可能になる。ここで、 $N$  の値が非常に重要な要素となり得るが、胎児の三次元構造は、比較的単純であるため  $N$  の値は特殊なケースを除き、安定した値として設定することができる。

30

40

#### 【0031】

図 4 に区間分割手段 107 における動作を説明するためのフローチャートを示す。図 4 において、まず、ボクセルデータ列をレイキャスティング取得手段 106 から取得し（ステップ  $S_1$ ）、次いで深度  $D$  を 0 に初期化するとともに分割区間長  $S_i$  のインデックス  $i$  を 0 に初期化する（ステップ  $S_2$ ）。次いで深度  $D$  を区間開始深度  $D_{start}$  に代入し（ス

50



ステップ S 3)、次いで累積加算値  $S_{um}$  を 0 に初期化する (ステップ S 4)。次いで、ステップ S 1 で取得したボクセルデータ列から深度 D のボクセルデータを取得し (ステップ S 5)、次いでこれを深度 D のボクセルデータ V として取得する (ステップ S 6)。

【0032】

次いで、

累積加算値  $S_{um} = \text{累積加算値 } S_{um} + \text{ボクセルデータ } V \times \text{積算係数 } C$

を算出し (ステップ S 7)、次いで

累積加算値  $S_{um} > \text{閾値 } T_1$

か否かをチェックする (ステップ S 8)。そして、 $S_{um} > T_1$  でない場合には深度 D がボクセルデータ列の最終か否かをチェックし (ステップ S 9)、最終でない場合には深度 D を 1 つインクリメントし (ステップ S 10)、次いでステップ S 5 に戻って次の深度に対する処理を繰り返す。ステップ S 9 で深度 D がボクセルデータ列の最終の場合にはこの処理を終了する。

10

【0033】

また、ステップ S 8 において  $S_{um} > T_1$  の場合には、深度 D を区間終了深度  $D_{end}$  に代入し (ステップ S 11)、次いで

分割区間長  $S_i = \text{区間終了深度 } D_{end} - \text{区間開始深度 } D_{start}$

を算出する (ステップ S 12)。次いで分割区間長  $S_i$  のインデックス  $i$  を 1 つインクリメントし (ステップ S 13)、次いで深度 D を 1 つインクリメントし (ステップ S 14)、次いでステップ S 3 に戻って次の分割区間に対する処理を繰り返す。

20

【0034】

図 5 に開始深度決定手段 108 における動作を説明するためのフローチャートを示す。図 5 において、すべての分割区間長  $S_i$  を取得し (ステップ S 21)、次いですべての分割区間長  $S_i$  が閾値  $S_t$  以下であるか否かをチェックする (ステップ S 22)。もしそうであれば、レイキャスティング開始深度 A をボクセルデータ列の先頭に設定し (ステップ S 27)、次いで処理を終了する。

【0035】

他方、ステップ S 22 においてすべての分割区間長  $S_i$  が閾値  $S_t$  以下でない場合、すべての分割区間長  $S_i$  を区間長でソート (Sort) し (ステップ S 23)、次いで区間長でソートされた分割区間長  $S_i$  のうち、区間長が上位 N 個のレイキャスティング開始候補区間を抽出する (ステップ S 25)。次いで区間長が上位 N 個のレイキャスティング開始候補区間のうち、最も区間開始深度  $D_{start}$  が浅いレイキャスティング開始候補区間をレイキャスティング開始区間として選択し (ステップ S 25)、次いで比率係数 に応じてレイキャスティング開始区間内のレイキャスティング開始深度 A を算出し (ステップ S 26)、次いで処理を終了する。

30

【0036】

< 第 2 の実施の形態 >

図 6 は、本発明の第 2 の実施の形態における三次元超音波画像診断装置を示すブロック図である。図 5 において、二次元アレイ探触子 101 と、送受信制御手段 102 と、信号処理部 103 と、ボリュームデータ生成手段 104 と、レイキャスティング方向設定手段 105 と、レイキャスティングデータ取得手段 106 と、区間分割手段 107 と、開始深度決定手段 108 と、レイキャスティング演算手段 109 は、図 1 と同じ構成である。レイキャスティング候補区間数設定手段 510 により、開始深度決定手段 108 で利用されるレイキャスティング候補区間数 N をユーザが設定する。レイキャスティング開始深度画像生成手段 511 は、開始深度決定手段 108 にて決定されたレイキャスティング開始深度 P に対応する色づけ画像を生成する。重畳手段 513 は、レイキャスティング演算手段 109 で生成した三次元画像とレイキャスティング開始深度画像生成手段 511 で生成したレイキャスティング開始深度 P に対応する色づけ画像を重畳した画像を生成する。表示手段 512 は、重畳手段 513 からの出力を表示する。

40

【0037】

50

次に、本発明の第2の実施の形態における三次元超音波画像診断装置の動作について説明する。遮蔽物除去に関する動作は、本発明の第1の実施の形態における動作と同一であるので、ここでは説明を省略し、新たに追加変更したレイキャスティング候補区間数設定手段510、レイキャスティング開始深度画像生成手段511、表示手段512、重畳手段513に関する動作を中心に説明する。

【0038】

まず、1回目の遮蔽物除去動作においては、レイキャスティング候補区間数設定手段510は、すべてのレイキャスティングの対象となるボクセルデータ列に対して、同一のレイキャスティング候補区間数 $N = B$ を開始深度決定手段108に設定し、遮蔽物除去を実施する。この場合、開始深度決定手段108は、レイキャスティング候補区間数 $N = B$ でレイキャスティング開始位置を算出するので、この結果を用いてレイキャスティング演算手段109は三次元画像を生成する。レイキャスティング開始深度画像生成手段511は、レイキャスティング開始深度に対応する色づけ画像を生成し、重畳手段513は、これらの画像を重畳し、表示手段512に出力する。ここで、画像の重畳とはアルファブレンディング表示を意味し、三次元画像上にレイキャスティング開始深度に対応する色づけ画像が透過表示されることを意味する。

10

【0039】

次に、ユーザは、この重畳画像を見ることで、三次元画像が正しく遮蔽物除去されたものであるかどうかを判断する。この際、レイキャスティング開始深度に対応する色づけ画像を重畳しているため、三次元画像とレイキャスティング開始深度の関係を同時に把握することのできるため、正しく遮蔽物除去ができていない領域を簡単に認識することが可能となる。

20

【0040】

次に、ユーザは、正しく遮蔽物除去ができていない領域に対してトラックボールなどのポインティングデバイスを用いて指定し、指定された領域を正しく遮蔽物除去ができていない領域を指定することでレイキャスティング候補区間数設定手段510に、その領域情報を引き渡す。レイキャスティング候補区間数設定手段510は、引き渡された領域情報に基づいて、領域内となるレイキャスティングの対象となるボクセルデータ列に対するレイキャスティング候補区間数 $N$ を $B$ から $C$ に変更する。変更量については、あらかじめシステムに設定されたパラメータに従って設定する。レイキャスティング候補区間数設定手段510は変更したレイキャスティングの対象となるボクセルデータ列に対するレイキャスティング候補区間数 $N = C$ を開始深度決定手段108に設定し、開始深度決定手段108は、更新されたレイキャスティング候補区間数 $N = C$ を用いて区間解析を実施して、レイキャスティング開始深度を算出し、レイキャスティング演算手段109とレイキャスティング開始深度画像生成手段511に引き渡す。

30

【0041】

最後に、レイキャスティング演算手段109で三次元画像を生成し、レイキャスティング開始深度画像生成手段511でレイキャスティング開始深度に対応する色づけ画像を生成し、重畳手段513にてこれらの画像を重畳し、表示手段512に表示する。ユーザはこの操作を繰り返すことで、遮蔽物除去が完全になされた三次元画像を取得することが可能になる。

40

【0042】

なお、第1及び第2の実施の形態では、被検体を三次元的に走査する探触子として電子走査式の二次元アレイ探触子101を用いたが、この二次元アレイ探触子101の代わりに一次元アレイ探触子を機械的に駆動するハイブリッド探触子、あるいは、単一探触子を二次元的に駆動する機械式探触子を用いてもよい。

なお、第1及び第2の実施の形態では、三次元画像化形成技術としてレイキャスティング手法を用いて説明したが、サーフェスレンダリングなど他の三次元画像化形成技術を用いても同様の効果を得ることができる。

【0043】

50

なお、上記実施の形態の説明に用いた各機能ブロックは、典型的には集積回路であるLSIとして実現される。これらは個別に1チップ化されてもよいし、一部又はすべてを含むように1チップ化されてもよい。ここでは、LSIとしたが、集積度の違いにより、IC、システムLSI、スーパーLSI、ウルトラLSIと呼称されることもある。また、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよい。LSI製造後に、プログラムすることが可能なFPGA(Field Programmable Gate Array)や、LSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なリプログラマブル・プロセッサを利用してよい。さらには、半導体技術の進歩又は派生する別技術によりLSIに置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、当然、その技術を用いて機能ブロックの集積化を行ってもよい。例えば、バイオ技術の適用などが可能性としてあり得る。

10

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0044】

本発明は、高精度な自動遮蔽物除去機能を有し、産婦人科領域における胎児を覆っている胎盤や子宮壁などの遮蔽物を自動的に排除し、胎児のみを描出する方法として有用である。また、産婦人科領域だけでなく他の診療分野においても有用であり、特に循環器科領域における心室内の僧帽弁描出などの用途にも応用できる。さらに、モダリティに関しても超音波診断装置に限らず、CTあるいはMRIなどにも応用できる。さらに、医療分野だけでなく産業用途に対しても応用可能である。

20

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0045】

【図1】本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置全体のブロック図

【図2】本発明の第1の実施の形態におけるボクセル輝度値プロファイルの一例と、区間分割及び区間解析を示す説明図

【図3】本発明の第1の実施の形態におけるボクセル輝度値プロファイルの他の例と、区間分割及び区間解析を示す説明図

【図4】本発明の第1の実施の形態における区間分割手段の動作を説明するためのフローチャート

【図5】本発明の第1の実施の形態における開始深度決定手段の動作を説明するためのフローチャート

30

【図6】本発明の第2の実施の形態における超音波診断装置全体のブロック図

【図7】従来の超音波診断装置におけるブロック図

【図8】従来の遮蔽物除去アルゴリズム(A)を示す説明図

【図9】従来の遮蔽物除去アルゴリズム(B)を示す説明図

【図10】本発明が解決しようとする課題を示す説明図

#### 【符号の説明】

#### 【0046】

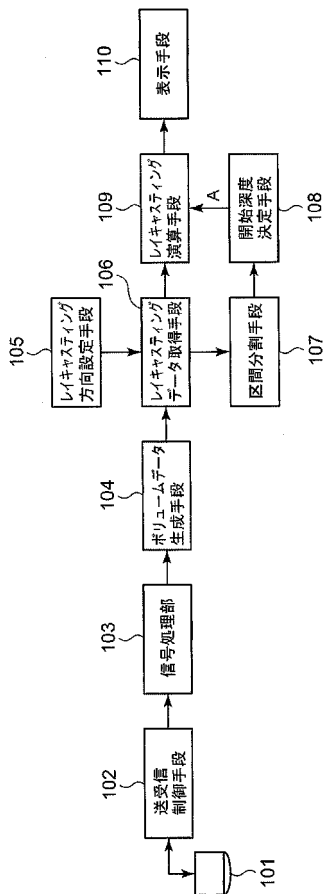
- 101 二次元アレイ探触子
- 102 送受信制御手段
- 103 信号処理部
- 104 ボリュームデータ生成手段
- 105 レイキャスティング方向設定手段
- 106 レイキャスティングデータ取得手段
- 107 区間分割手段
- 108 開始深度決定手段
- 109 レイキャスティング演算手段
- 110 表示手段
- 510 レイキャスティング候補区間数設定手段
- 511 レイキャスティング開始深度画像生成手段
- 512 表示手段

40

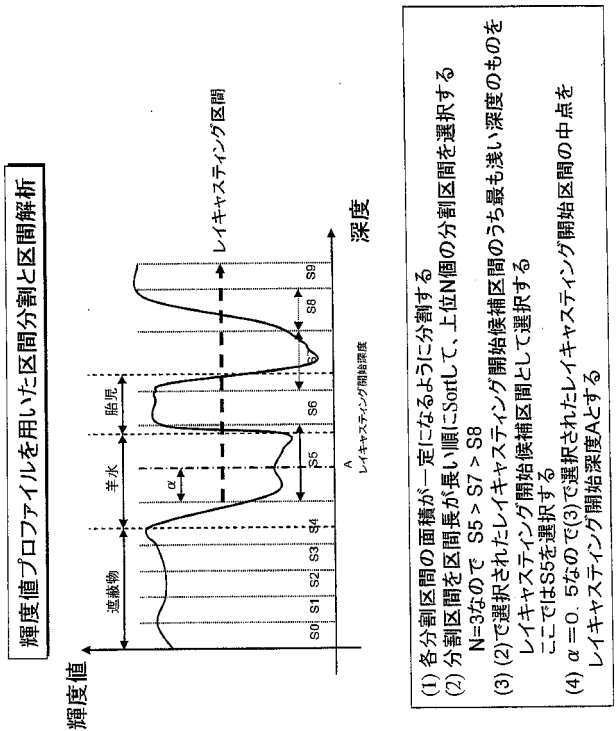
50

- 5 1 3 重畳手段
- 7 0 1 送受信器
- 7 0 2 検波回路
- 7 0 3 三次元画像処理部
- 7 0 4 表示部
- 7 0 5 移動平均器
- 7 0 6 比較器
- 7 0 7 レイキャスティング開始位置設定部

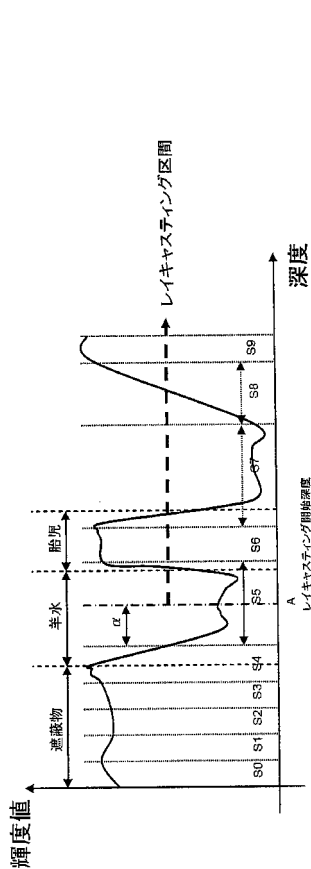
【 図 1 】



【 図 2 】

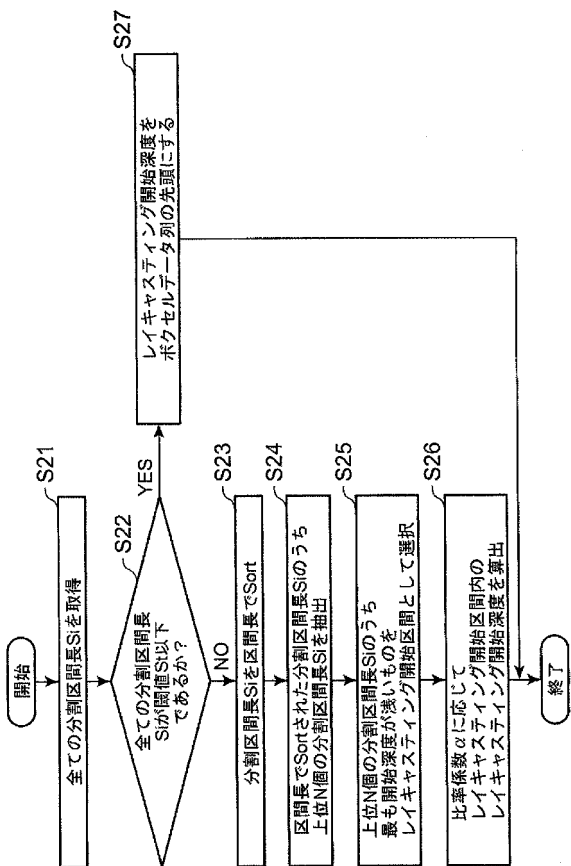


【図3】

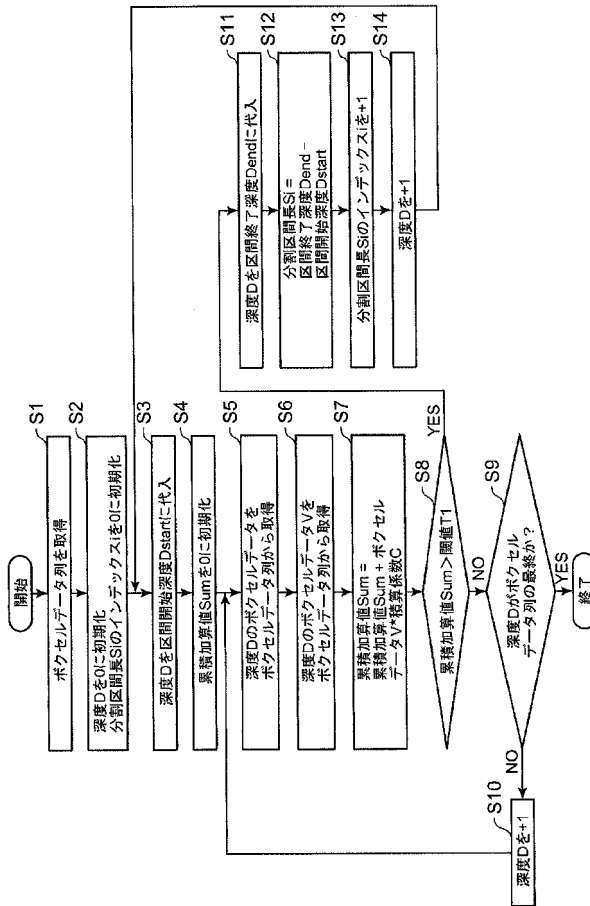


各分割区間の面積が一定になるように分割する  
 分割区間において低輝度分布が狭く場合は、区間長が長くなる  
 分割区間長のうち上位N個をレイキャスティング開始候補区間として選択する  
 $N=3$ の場合  $S7 > S5 > S8$   
 レイキャスティング開始候補区間のうち最も浅い深度位置のレイキャスティング開始区間S5を選択する  
 レイキャスティング開始区間内にレイキャスティング開始深度を設定する

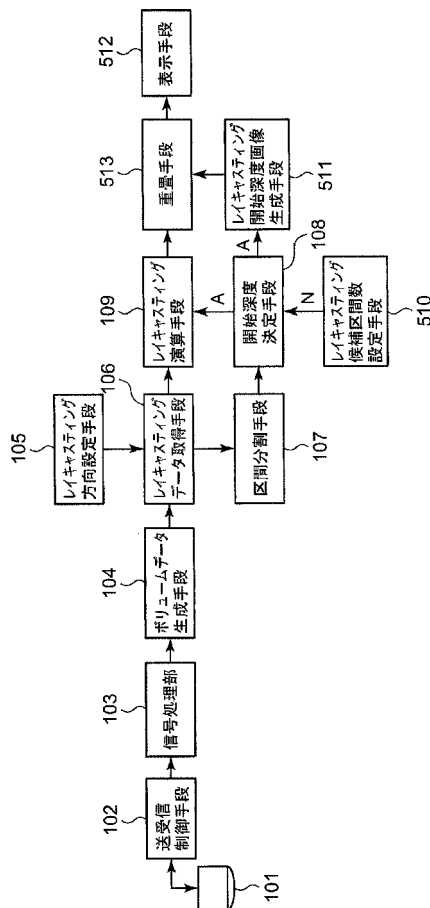
【図5】



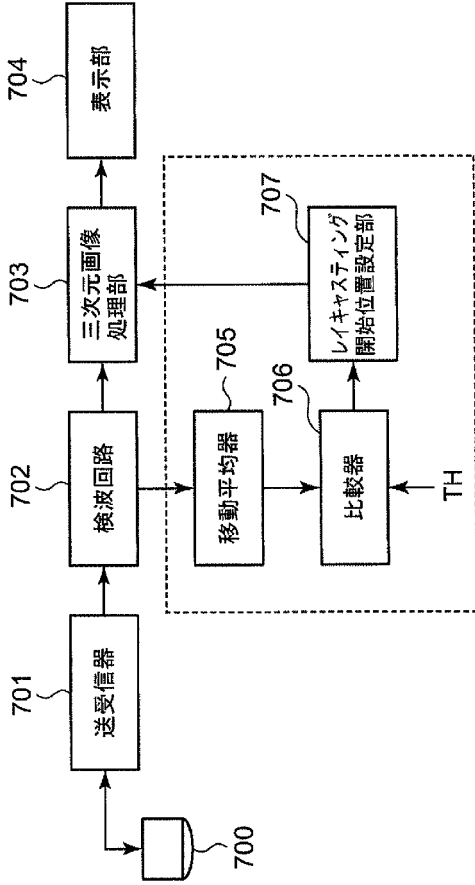
【図4】



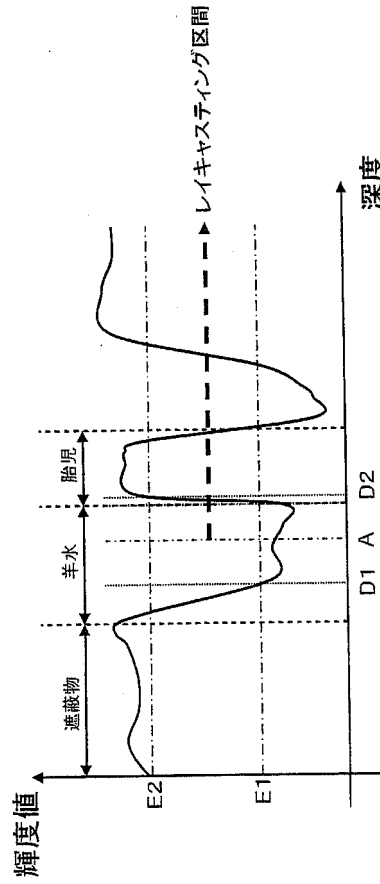
【図6】



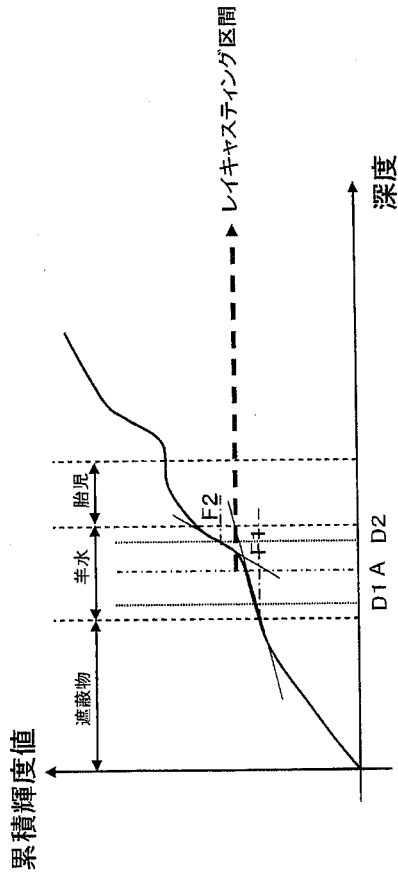
【図7】



【図8】

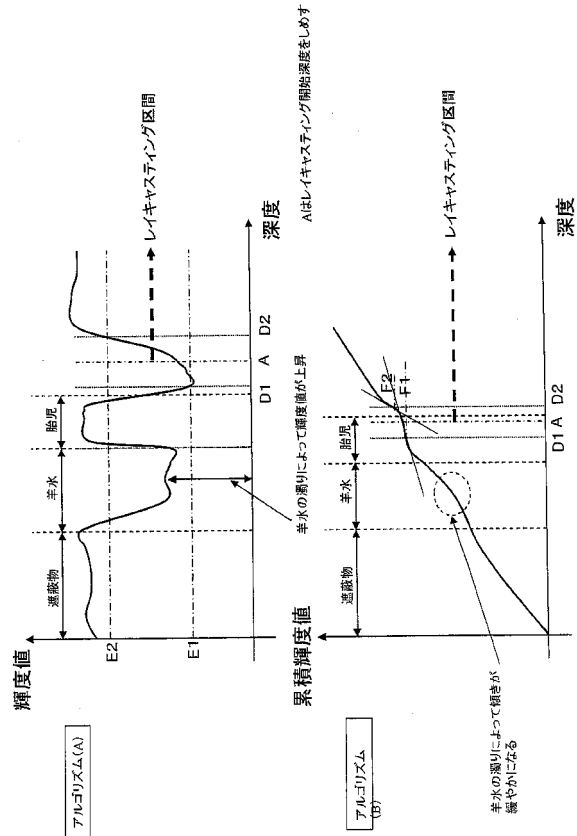


【図9】



Aはレイキャスティング開始深度をしめす

【図10】



閾値E1/F1の場合は、胎児を突き抜けた深度からレイキャスティングを開始してしまう

Aはレイキャスティング開始深度をしめす