

(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2011-139854

(P2011-139854A)

(43) 公開日 平成23年7月21日(2011.7.21)

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

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2010-3301 (P2010-3301)  
 (22) 出願日 平成22年1月8日 (2010.1.8)

(71) 出願人 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (71) 出願人 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100108855  
 弁理士 蔵田 昌俊  
 (74) 代理人 100091351  
 弁理士 河野 哲  
 (74) 代理人 100088683  
 弁理士 中村 誠  
 (74) 代理人 100109830  
 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

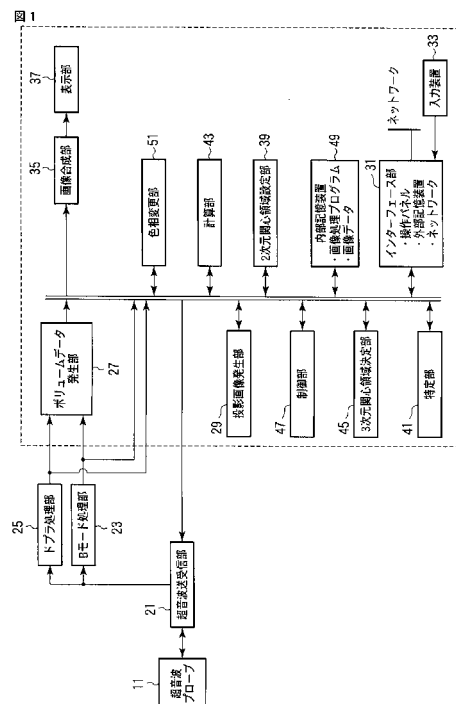
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】 3次元画像と複数の2次元画像との対応を頭の中で逐一考えることなくかつ簡便に、ボリュームデータ内に3D-ROIを決定することができる超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラムを提供すること。

【解決手段】 特定部41は、2次元関心領域設定部39で設定された2D-ROI内の画素それぞれを通りVR画像を取得するとき用いたレイ上のセルを特定する。計算部43は、特定された各セルの輝度値と不透明度とに基づいて、2D-ROI内の各画素の値に寄与する寄与度をセルごとに計算し、投影画像から視線方向に沿って等距離にある複数のセルの寄与度から平均値を計算する。3次元関心領域決定部45は、所定の閾値を初めて越える平均寄与値に対応するVR画像からの距離を特定し、ボリュームデータ内における3D-ROIの位置を決定する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信し、前記送信された超音波に対応する反射波を前記被検体から受信し、前記受信した反射波に基づいて受信信号を発生する超音波送受信部と、

前記受信信号に基づいて前記被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、

前記投影画像上にユーザからの指示に従って 2 次元関心領域を設定する 2 次元関心領域設定部と、

前記 2 次元関心領域内の画素それぞれについて、前記所定の視線方向に沿った前記ボリュームデータ内の複数のボクセルを特定する特定部と、

前記複数のボクセルそれぞれについて、前記複数のボクセルそれぞれの輝度値と不透明度とに基づいて、前記 2 次元関心領域内の各画素の値に寄与する寄与度を計算する計算部と、

前記寄与度に基づいて、前記 2 次元関心領域に対応する前記ボリュームデータ内における 3 次元関心領域の位置を決定する 3 次元関心領域決定部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信し、前記送信された超音波に対応する反射波を前記被検体から受信し、前記受信した反射波に基づいて受信信号を発生する超音波送受信部と、

前記受信信号に基づいて前記被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、

前記投影画像上にユーザからの指示に従って 2 次元関心領域を設定する 2 次元関心領域設定部と、

前記 2 次元関心領域を前記所定の視線方向に対する投影領域として含む 3 次元領域を設定する 3 次元領域設定部と、

前記 3 次元領域を前記所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ、前記 3 次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和を前記所定の幅ごとに計算する計算部と、

前記輝度値の和が最大となる前記ボリュームデータ内における前記 3 次元領域の位置を、3 次元関心領域の位置として決定する 3 次元関心領域決定部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 3】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信し、前記送信された超音波に対応する反射波を前記被検体から受信し、前記受信した反射波に基づいて受信信号を発生する超音波送受信部と、

前記受信信号に基づいて前記被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、

前記投影画像上にユーザからの指示に従って 2 次元関心領域を設定する 2 次元関心領域設定部と、

前記 2 次元関心領域を前記所定の視線方向に対する投影領域として含む 3 次元領域と前

10

20

30

40

50

記 3次元領域の外殻とを設定する 3次元領域設定部と、

前記 3次元領域を前記所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ、前記 3次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和と、前記外殻に含まれるボクセルの輝度値の和との差分を前記所定の幅ごとに計算する計算部と、

前記差分が最大となる前記ボリュームデータ内における前記 3次元領域の位置を、3次元関心領域の位置として決定する 3次元関心領域決定部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信し、前記送信された超音波に対応する反射波を前記被検体から受信し、前記受信した反射波に基づいて受信信号を発生する超音波送受信部と、

前記受信信号に基づいて前記被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、

前記投影画像発生部で発生された第 1 の投影画像上にユーザからの指示に従って第 1 の点を設定し、前記第 1 の点と前記第 1 の投影画像に対応する第 1 の視線方向とを用いて第 1 の直線を発生する第 1 直線発生部と、

前記投影画像発生部で発生された第 2 の投影画像上にユーザからの指示に従って第 2 の点を設定し、前記第 2 の点と前記第 2 の投影画像に対応する第 2 の視線方向とを用いて第 2 の直線を発生する第 2 直線発生部と、

前記第 1 の直線と前記第 2 の直線とがねじれの位置関係である場合、前記第 1 の直線と前記第 2 の直線との最短距離に対する所定の内分点を 3次元関心領域の位置として決定し、前記第 1 の直線と前記第 2 の直線とが交わる場合、前記第 1 の直線と前記第 2 の直線との交点を 3次元関心領域の位置として決定する 3次元関心領域決定部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

前記 3次元関心領域に含まれる前記ボクセルの色相を変更する色相変更部と、

前記色相が変更された前記ボクセルを用いて発生された投影画像または断面画像を表示する表示部と、

をさらに備える請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、

前記投影画像上にユーザからの指示に従って 2次元関心領域を設定する 2次元関心領域設定部と、

前記 2次元関心領域内の画素それぞれについて、前記所定の視線方向に沿った前記ボリュームデータ内の複数のボクセルを特定する特定部と、

前記複数のボクセルそれぞれについて、前記複数のボクセルそれぞれの輝度値と不透明度とに基づいて、前記 2次元関心領域内の各画素の値に寄与する寄与度を計算する計算部と、

前記寄与度に基づいて、前記 2次元関心領域に対応する前記ボリュームデータ内における 3次元関心領域の位置を決定する 3次元関心領域決定部と、

を具備することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 7】

被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、

10

20

30

40

50

前記投影画像上にユーザからの指示に従って２次元関心領域を設定する２次元関心領域設定部と、

前記２次元関心領域を前記所定の視線方向に対する投影領域として含む３次元領域を設定する３次元領域設定部と、

前記３次元領域を前記所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ、前記３次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和を前記所定の幅ごとに計算する計算部と、

前記輝度値の和が最大となる前記ボリュームデータ内における前記３次元領域の位置を、３次元関心領域の位置として決定する３次元関心領域決定部と、

を具備することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 ８】

被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、

前記投影画像上にユーザからの指示に従って２次元関心領域を設定する２次元関心領域設定部と、

前記２次元関心領域を前記所定の視線方向に対する投影領域として含む３次元領域と前記３次元領域の外殻とを設定する３次元領域設定部と、

前記３次元領域を前記所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ、前記３次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和と、前記外殻に含まれるボクセルの輝度値の和との差分を前記所定の幅ごとに計算する計算部と、

前記差分が最大となる前記ボリュームデータ内における前記３次元領域の位置を、３次元関心領域の位置として決定する３次元関心領域決定部と、

を具備することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 ９】

被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、

前記投影画像発生部で発生された第１の投影画像上にユーザからの指示に従って第１の点を設定し、前記第１の点と前記第１の投影画像に対応する第１の視線方向とを用いて第１の直線を発生する第１直線発生部と、

前記投影画像発生部で発生された第２の投影画像上にユーザからの指示に従って第２の点を設定し、前記第２の点と前記第２の投影画像に対応する第２の視線方向とを用いて第２の直線を発生する第２直線発生部と、

前記第１の直線と前記第２の直線とがねじれの位置関係である場合、前記第１の直線と前記第２の直線との最短距離に対する所定の内分点を３次元関心領域の位置として決定し、前記第１の直線と前記第２の直線とが交わる場合、前記第１の直線と前記第２の直線との交点を３次元関心領域の位置として決定する３次元関心領域決定部と、

を具備することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 １０】

前記３次元関心領域に含まれる前記ボクセルの色相を変更する色相変更部と、

前記色相が変更された前記ボクセルを用いて発生された投影画像または断面画像を表示する表示部と、

をさらに備える請求項 ６乃至 １０のうちいずれか一項記載の医用画像処理装置。

【請求項 １１】

コンピュータに、

被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生させるボリュームデータ発生機能と、

前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生させる投影画像発生機能と、

前記投影画像上にユーザからの指示に従って２次元関心領域を設定させる２次元関心領

10

20

30

40

50

域設定機能と、

前記 2 次元関心領域内の画素それぞれについて、前記所定の視線方向に沿った前記ボリュームデータ内の複数のボクセルを特定させる特定機能と、

前記複数のボクセルそれぞれについて、前記複数のボクセルそれぞれの輝度値と不透明度とに基づいて、前記 2 次元関心領域内の各画素の値に寄与する寄与度を計算させる計算機能と、

前記寄与度に基づいて、前記 2 次元関心領域に対応する前記ボリュームデータ内における 3 次元関心領域の位置を決定させる 3 次元関心領域決定機能と、

を実現させることを特徴とする医用画像処理プログラム。

【請求項 1 2】

コンピュータに、

被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生させるボリュームデータ発生機能と

、  
前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生させる投影画像発生機能と、

前記投影画像上にユーザからの指示に従って 2 次元関心領域を設定させる 2 次元関心領域設定機能と、

前記 2 次元関心領域を前記所定の視線方向に対する投影領域として含む 3 次元領域を設定させる 3 次元領域設定機能と、

前記 3 次元領域を前記所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ、前記 3 次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和を前記所定の幅ごとに計算させる計算機能と、

前記輝度値の和が最大となる前記ボリュームデータ内における前記 3 次元領域の位置を、3 次元関心領域の位置として決定させる 3 次元関心領域決定機能と、

を具備することを特徴とする医用画像処理プログラム。

【請求項 1 3】

コンピュータに、

被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生させるボリュームデータ発生機能と

、  
前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生させる投影画像発生機能と、

前記投影画像上にユーザからの指示に従って 2 次元関心領域を設定させる 2 次元関心領域設定機能と、

前記 2 次元関心領域を前記所定の視線方向に対する投影領域として含む 3 次元領域と前記 3 次元領域の外殻とを設定させる 3 次元領域設定機能と、

前記 3 次元領域を前記所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ、前記 3 次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和と、前記外殻に含まれるボクセルの輝度値の和との差分を前記所定の幅ごとに計算させる計算機能と、

前記差分が最大となる前記ボリュームデータ内における前記 3 次元領域の位置を、3 次元関心領域の位置として決定させる 3 次元関心領域決定機能と、

を具備することを特徴とする医用画像処理プログラム。

【請求項 1 4】

コンピュータに、

被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生させるボリュームデータ発生機能と

、  
前記ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生させる投影画像発生機能と、

前記投影画像発生機能で発生された第 1 の投影画像上にユーザからの指示に従って第 1 の点を設定させ、前記第 1 の点と前記第 1 の投影画像に対応する第 1 の視線方向とを用いて第 1 の直線を発生させる第 1 直線発生機能と、

前記投影画像発生機能で発生された第 2 の投影画像上にユーザからの指示に従って第 2

10

20

30

40

50

の点を設定させ、前記第2の点と前記第2の投影画像に対応する第2の視線方向とを用いて第2の直線を発生させる第2直線発生機能と、

前記第1の直線と前記第2の直線とがねじれの位置関係である場合、前記第1の直線と前記第2の直線との最短距離における所定の内分点を3次元関心領域の位置として決定させ、前記第1の直線と前記第2の直線とが交わる場合、前記第1の直線と前記第2の直線との交点を3次元関心領域の位置として決定させる3次元関心領域決定機能と、

を具備することを特徴とする医用画像処理プログラム。

【請求項15】

コンピュータに、

前記3次元関心領域に含まれる前記ボクセルの色相を変更させる色相変更機能と、

前記色相が変更された前記ボクセルを用いて発生させた投影画像または断面画像を表示させる表示機能と、

をさらに備える請求項11乃至14のうちいずれか一項記載の医用画像処理プログラム

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、3次元関心領域を決定する機能を有する超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年の各種画像診断装置においては、1断面の2次元画像だけでなく、3次元画像データ（以下ボリュームデータと呼ぶ）が得られるようになってきている。得られたボリュームデータを解析するために、ユーザにとってわかりやすい様々な表示方法が提案されている。

【0003】

ボリュームデータを表示する方法として、例えば、互いに直交する3つの任意断面（以下MPR（MultiPlanar Reconstruction）画像と呼ぶ）を表示する方法や、ボリュームレンダリング（Volume Rendering以下VRと呼ぶ）によってある視線方向からの投影画像を表示する方法が一般的によく用いられる。ユーザは、これら任意断面の位置を変更したり、ボリュームレンダリング画像（以下VR画像と呼ぶ）における視線方向を変更したりして、ユーザの見たい領域を見たい方向から自由に観察できる。

【0004】

このようにVR画像を観察する際、表示画像を回転させたり、VR画像に表示される領域を変更したりするうちに、ユーザが着目していた点や領域（以下着目領域と呼ぶ）を見失ってしまうことがある。このことに対しては、VR画像における着目領域にマークをつけることでボリュームデータの解析が容易になる。しかし、VR画像は奥行きを持った対象物が投影された画像であるため、2次元の断面（2次元画像）内にROI（関心領域：Region Of Interest 以下2D-ROIと呼ぶ）を設定することとは異なり、単純に画像上で2D-ROIを設定してもボリュームデータ内の位置が決まらず、着目領域を一意的に指定できない。

【0005】

そこで、ボリュームデータ内における3次元的な関心領域（以下3D-ROIと呼ぶ）を設定するときには、任意断面内で対応する領域を指定するという方法がこれまで用いられている。例えば、体積計測時における計測領域を指定するときには、まず着目している立体領域を含む任意断面画像を表示させる。次に、表示された断面画像上でいくつかの点を指定し、閉曲線を作成する。続いて、作成された閉曲線を含む断面内の所定の軸に対してボリュームデータを回転させる。回転させたボリュームデータに基づく別の断面上で上記操作と同様な方法で点を指定していく。このような一連の操作を繰り返すことで、最終的にはユーザが指定した領域を特定することができる。また、複数のMPR画像上で閉曲線を作成するため、比較的複雑な3D-ROIの形状を作成することができる。また、ユ

10

20

30

40

50

ーザの負担を減らすために、複雑な形状を作成するのではなく、任意断面上で1点を指定し、この点を中心として所定の半径の球である3D-ROIをボリュームデータ内に作成する事も可能である。

【0006】

ボリュームデータ内に3D-ROIを設定することで、ユーザは、所望する領域を見失わずに見たい方向から自由に観察できる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2005-322257号公報

【特許文献2】特開2006-127号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、ボリュームデータ内に3D-ROIを特定する従来の方法には、例えば以下のような問題がある。

2D-ROIを設定するために、着目領域が含まれる複数の2次元画像を探すこと、着目領域が含まれる複数の2次元画像それぞれに対して多数の点を指定すること、および2次元画像それぞれに設定された2D-ROIについて、これら複数の2D-ROIがボリュームデータ内で交わらないように微調整することは、ユーザにとって煩雑な操作であり大きな負担である。また、これらの操作には多くの時間が費やされる。さらに、上記2D-ROIの設定および微調整は、3次元画像と複数の2次元画像とを読影医等の頭の中でそれぞれ対応付けて行われることから、ユーザに対して混乱を生じさせることがあり、作業効率の低下の原因となる。

【0009】

また、3D-ROIを直接指定する方法としては、立体視可能な3次元ディスプレイと、縦・横・奥行きの方の移動を感知できる3次元マウスを用いる方法がある。しかしながら、これには特殊な設備が必要であり、医用画像診断装置の分野においては普及していない。

【0010】

本発明の目的は、上記事情を鑑みてなされたもので、3次元画像と複数の2次元画像との対応を頭の中で逐一考えることなく簡便かつ迅速に、3D-ROIを決定することができる超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0011】

請求項1に記載の発明は、超音波プローブと、超音波プローブを介して、被検体へ向け超音波を送信し、送信された超音波に対応する反射波を被検体から受信し、受信した反射波に基づいて受信信号を発生する超音波送受信部と、受信信号に基づいて被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、投影画像上にユーザからの指示に従って2次元関心領域を設定する2次元関心領域設定部と、2次元関心領域内の画素それぞれについて、所定の視線方向に沿ったボリュームデータ内の複数のボクセルを特定する特定部と、複数のボクセルそれぞれについて、複数のボクセルそれぞれの輝度値と不透明度とに基づいて、2次元関心領域内の各画素の値に寄与する寄与度を計算する計算部と、寄与度に基づいて2次元関心領域に対応するボリュームデータ内における3次元関心領域の位置を決定する3次元関心領域決定部と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

請求項2に記載の発明は、超音波プローブと、超音波プローブを介して、被検体へ向け

10

20

30

40

50

て超音波を送信し、送信された超音波に対応する反射波を被検体から受信し、受信した反射波に基づいて受信信号を発生する超音波送受信部と、受信信号に基づいて被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、投影画像上にユーザからの指示に従って2次元関心領域を設定する2次元関心領域設定部と、2次元関心領域を所定の視線方向に対する投影領域として含む3次元領域を設定する3次元領域設定部と、3次元領域を所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ3次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和を所定の幅ごとに計算する計算部と、輝度値の和が最大となるボリュームデータ内における3次元領域の位置を、3次元関心領域の位置として決定する3次元関心領域決定部と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

10

**【0013】**

請求項3に記載の発明は、超音波プローブと、超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信し、送信された超音波に対応する反射波を被検体から受信し、受信した反射波に基づいて受信信号を発生する超音波送受信部と、受信信号に基づいて被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、投影画像上にユーザからの指示に従って2次元関心領域を設定する2次元関心領域設定部と、2次元関心領域を所定の視線方向に対する投影領域として含む3次元領域と3次元領域の外殻とを設定する3次元領域設定部と、3次元領域を所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ、3次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和と、外殻に含まれるボクセルの輝度値の和との差分を所定の幅ごとに計算する計算部と、差分が最大となるボリュームデータ内における3次元領域の位置を、3次元関心領域の位置として決定する3次元関心領域決定部と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

20

**【0014】**

請求項4に記載の発明は、超音波プローブと、超音波プローブを介して、被検体へ向けて超音波を送信し、送信された超音波に対応する反射波を被検体から受信し、受信した反射波に基づいて受信信号を発生する超音波送受信部と、受信信号に基づいて被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、投影画像発生部で発生された第1の投影画像上にユーザからの指示に従って第1の点を設定し、第1の点と第1の投影画像に対応する第1の視線方向とを用いて第1の直線を発生する第1直線発生部と、投影画像発生部で発生された第2の投影画像上にユーザからの指示に従って第2の点を設定し、第2の点と第2の投影画像に対応する第2の視線方向とを用いて第2の直線を発生する第2直線発生部と、第1の直線と第2の直線とがねじれの位置関係である場合、第1の直線と第2の直線との最短距離に対する所定の内分点を3次元関心領域の位置として決定し、第1の直線と第2の直線とが交わる場合、第1の直線と第2の直線との交点を3次元関心領域の位置として決定する3次元関心領域決定部と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

30

**【0015】**

請求項6の発明は、被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、投影画像上にユーザからの指示に従って2次元関心領域を設定する2次元関心領域設定部と、2次元関心領域内の画素それぞれについて、所定の視線方向に沿ったボリュームデータ内の複数のボクセルを特定する特定部と、複数のボクセルそれぞれについて、複数のボクセルそれぞれの輝度値と不透明度とに基づいて、2次元関心領域内の各画素の値に寄与する寄与度を計算する計算部と、寄与度に基づいて2次元関心領域に対応するボリュームデータ内における3次元関心領域の位置を決定する3次元関心領域決定部と、を具備することを特徴とする医用画像処理装置である。

40

**【0016】**

請求項7の発明は、被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリューム

50

データ発生部と、ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、投影画像上にユーザからの指示に従って2次元関心領域を設定する2次元関心領域設定部と、2次元関心領域を所定の視線方向に対する投影領域として含む3次元領域を設定する3次元領域設定部と、3次元領域を所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ、3次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和を所定の幅ごとに計算する計算部と、輝度値の和が最大となるボリュームデータ内における3次元領域の位置を、3次元関心領域の位置として決定する3次元関心領域決定部と、を具備することを特徴とする医用画像処理装置である。

【0017】

請求項8の発明は、被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、投影画像上にユーザからの指示に従って2次元関心領域を設定する2次元関心領域設定部と、2次元関心領域を所定の視線方向に対する投影領域として含む3次元領域と3次元領域の外殻とを設定する3次元領域設定部と、3次元領域を所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ、3次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和と、外殻に含まれるボクセルの輝度値の和との差分を所定の幅ごとに計算する計算部と、差分が最大となるボリュームデータ内における3次元領域の位置を、3次元関心領域の位置として決定する3次元関心領域決定部と、を具備することを特徴とする医用画像処理装置である。

10

【0018】

請求項9の発明は、被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生する投影画像発生部と、投影画像発生部で発生された第1の投影画像上にユーザからの指示に従って第1の点を設定し、第1の点と第1の投影画像に対応する第1の視線方向とを用いて第1の直線を発生する第1直線発生部と、投影画像発生部で発生された第2の投影画像上にユーザからの指示に従って第2の点を設定し、第2の点と第2の投影画像に対応する第2の視線方向とを用いて第2の直線を発生する第2直線発生部と、第1の直線と第2の直線とがねじれの位置関係である場合、第1の直線と第2の直線との最短距離に対する所定の内分点を3次元関心領域の位置として決定し、第1の直線と第2の直線とが交わる場合、第1の直線と第2の直線との交点を3次元関心領域の位置として決定する3次元関心領域決定部と、を具備することを特徴とする医用画像処理装置である。

20

30

【0019】

請求項11の発明は、コンピュータに、被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生させるボリュームデータ発生機能と、ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生させる投影画像発生機能と、投影画像上にユーザからの指示に従って2次元関心領域を設定させる2次元関心領域設定機能と、2次元関心領域内の画素それぞれについて、所定の視線方向に沿ったボリュームデータ内の複数のボクセルを特定させる特定機能と、複数のボクセルそれぞれについて、複数のボクセルそれぞれの輝度値と不透明度とに基づいて、2次元関心領域内の各画素の値に寄与する寄与度を計算させる計算機能と、寄与度に基づいて、2次元関心領域に対応するボリュームデータ内における3次元関心領域の位置を決定させる3次元関心領域決定機能と、を実現させることを特徴とする医用画像処理プログラムである。

40

【0020】

請求項12の発明は、コンピュータに、被検体の所定領域に関するボリュームデータを発生させるボリュームデータ発生機能と、ボリュームデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生させる投影画像発生機能と、投影画像上にユーザからの指示に従って2次元関心領域を設定させる2次元関心領域設定機能と、2次元関心領域を所定の視線方向に対する投影領域として含む3次元領域を設定させる3次元領域設定機能と、3次元領域を所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ、3次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和を所定の幅ごとに計算させる計算機能と、輝度値の和が最大となるボリュームデータ内における3次元領域の位置を、3次元関心領域の位置として決定させる3次元関心領域

50

決定機能と、を具備することを特徴とする医用画像処理プログラムである。

【0021】

請求項13の発明は、コンピュータに、被検体の所定領域に関するポリウムデータを発生させるポリウムデータ発生機能とポリウムデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生させる投影画像発生機能と、投影画像上にユーザからの指示に従って2次元関心領域を設定させる2次元関心領域設定機能と、2次元関心領域を所定の視線方向に対する投影領域として含む3次元領域と3次元領域の外殻とを設定させる3次元領域設定機能と、3次元領域を所定の視線方向に沿って所定の幅で移動させ、3次元領域に含まれるボクセルの輝度値の和と、外殻に含まれるボクセルの輝度値の和との差分を所定の幅ごとに計算させる計算機能と、差分が最大となるポリウムデータ内における3次元領域の位置を、3次元関心領域の位置として決定させる3次元関心領域決定機能と、を具備することを特徴とする医用画像処理プログラムである。

10

【0022】

請求項14の発明は、コンピュータに、被検体の所定領域に関するポリウムデータを発生させるポリウムデータ発生機能と、ポリウムデータおよび所定の視線方向を用いて投影画像を発生させる投影画像発生機能と、投影画像発生機能で発生された第1の投影画像上にユーザからの指示に従って第1の点を設定させ、第1の点と第1の投影画像に対応する第1の視線方向とを用いて第1の直線を発生させる第1直線発生機能と、投影画像発生機能で発生された第2の投影画像上にユーザからの指示に従って第2の点を設定させ、第2の点と第2の投影画像に対応する第2の視線方向とを用いて第2の直線を発生させる第2直線発生機能と、第1の直線と第2の直線とがねじれの位置関係である場合、第1の直線と第2の直線との最短距離における所定の内分点を3次元関心領域の位置として決定させ、第1の直線と第2の直線とが交わる場合、第1の直線と第2の直線との交点を3次元関心領域の位置として決定させる3次元関心領域決定機能と、を具備することを特徴とする医用画像処理プログラムである。

20

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、3次元画像と複数の2次元画像との対応を頭の中で逐一考えることなくかつ簡便に、ポリウムデータ内に3D-ROIを決定できる超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラムを提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の第1の実施形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、VR画像を発生させる際に用いるレイキャスティング法を説明するための一例を示す図である。

【図3】図3は、VR画像と読影医等によりVR画像上に設定された2D-ROIの一例を示す図である。

【図4】図4は、第1の実施形態において、VR画像上に設定された2D-ROIに基づいて、3D-ROIを決定する手順を示すフローチャートである。

40

【図5】図5は、VR画像から視線方向に沿った距離に対応する平均寄与値のグラフの一例を示す図である。

【図6】図6は、3D-ROI内における色相が変更されたボクセルと当該3D-ROIとを用いて発生されたVR画像と、視線方向が変更されたVR画像との一例を示す図である。

【図7】図7は、本発明の第2の実施形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図8】図8は、第2の実施形態において、2D-ROIを所定の視線方向に対する投影領域として含む3次元領域に基づいて、3D-ROIを決定する手順を示すフローチャートである。

50

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態において、視線方向に沿って所定の幅で移動させる 3 次元領域の一例を示す図である。

【図 10】図 10 は、VR 画像から視線方向に沿った 3 次元領域の中心までの距離に対応する当該 3 次元領域内に含まれるボクセルの輝度値の和のグラフの一例を示す図である。

【図 11】図 11 は、第 3 の実施形態において、2D - ROI を所定の視線方向に対する投影領域として含む 3 次元領域と当該 3 次元領域の外殻に基づいて、3D - ROI を決定する手順を示すフローチャートである。

【図 12】図 12 は、第 3 の実施形態において、3 次元領域と当該 3 次元領域の外殻の一例を示す図である。

【図 13】図 13 は、VR 画像から視線方向に沿った 3 次元領域の中心までの距離に対応する当該 3 次元領域内に含まれるボクセルの輝度値の和と当該 3 次元領域の外殻に含まれるボクセルの輝度値の和との差分のグラフの一例を示す図である。

【図 14】図 14 は、本発明の第 4 の実施形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 15】図 15 は、第 4 の実施形態において、並行ではない 2 つの視線方向に基づいて、3D - ROI を決定する手順を示すフローチャートである。

【図 16】図 16 は、第 1 の直線と第 2 の直線との最短距離によって決定されるボリュームデータ内における 3D - ROI の位置の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、本発明の第 1 の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0026】

(第 1 の実施形態)

以下、図面を参照して、本発明の第 1 の実施形態を説明する。

図 1 は本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置は、超音波プローブ 11、超音波送受信部 21、B モード処理部 23、ドプラ処理部 25、ボリュームデータ発生部 27、投影画像発生部 29、インターフェース部 31、入力装置 33、画像合成部 35、表示部 37、2 次元関心領域設定部 39、特定部 41、計算部 43、3 次元関心領域決定部 45、制御部 47、内部記憶装置 49、色相変更部 51 を有している。加えて本超音波診断装置には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示していない生体信号計測部およびネットワークが、インターフェース部 31 を介して接続されてもよい。なお、本超音波診断装置の技術的思想を医用画像処理装置で実現する場合には、例えば点線内の構成を有するものとなる。

【0027】

超音波プローブ 11 は、圧電セラミックス等の音響 / 電気可逆的変換素子としての圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は並列され、超音波プローブ 11 の先端に装備される。なお、一つの振動子が一チャンネルを構成するものとして説明する。

【0028】

超音波送受信部 21 は、図示しないレートパルス発生器、送信遅延回路、パルサ、アンプ回路、A / D 変換器、ビームフォーマ、加算器等を有する。レートパルス発生器では、所定のレート周波数で送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。送信遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に収束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。パルサは、このレートパルスに基づくタイミングで、所定のスキャンラインに向けて超音波ビームが形成されるように、振動子毎に駆動パルスを印加する。アンプ回路は、超音波プローブ 11 を介して取り込まれた被検体からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器は、アナログ信号である増幅されたチャンネル毎のエコー信号をデジタル信号に変換する。ビームフォーマは、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延

10

20

30

40

50

時間を与える。加算器は、制御部 47 からの受信遅延パターンに従って複数のエコー信号を加算する。この加算により受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される（この指向性により、いわゆる「超音波走査線」が決まる。）。

【0029】

Bモード処理部 23 は、超音波送受信部 21 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現される B モードデータを生成する。生成された B モードデータは、ボリュームデータ発生部 27 において、所定の処理を受ける。

【0030】

ドブラ処理部 25 は、超音波送受信部 21 からエコー信号に基づいてドブラ処理を行う。ドブラ処理とは、速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報の計算を含む処理である。ドブラ処理されたデータ（以下ドブラデータと呼ぶ）は、ボリュームデータ発生部 27 において、所定の処理を受ける。

【0031】

ボリュームデータ発生部 27 は、Bモード処理部 23 からの B モードデータまたは、ドブラ処理部からのドブラデータを位置情報に従って専用のメモリに配置（配置処理）する。続いて、ボリュームデータ発生部 27 は、超音波走査線間の B モードデータもしくはドブラデータを補間する（補間処理）。配置処理と補間処理とによって、複数のボクセルから構成されるボリュームデータが発生される。各ボクセルは、由来する B モードデータもしくはドブラデータの強度に応じたボクセル値を有する。なお、ボリュームデータ発生部 27 へ入力される前のデータを「生データ」と呼ぶ。

【0032】

投影画像発生部 29 は、ボリュームデータを 3 次元画像処理して 2 次元の表示画像のデータを発生する。3 次元画像処理としては、レイキャスティング法による VR やサーフェスレンダリング（surface rendering）がある。あるいは、MIP（maximum intensity projection）や MPR 処理でもよい。投影画像発生部 29 は、これらの処理を用いて発生された超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバータ）し、投影画像としての超音波画像を発生する。以下、例として、投影画像発生部 29 は、3 次元画像処理としてレイキャスティング法を用いて VR を行い、VR 画像を発生するものとする。

【0033】

以下、図 2 を参考にして VR を説明する。ボリュームデータ発生部 27 で発生されるボリュームデータは、複数のボクセルデータから構成される。ボリュームを構成するボクセルは、輝度値をボクセルデータとして有している。投影画像発生部 29 は、ボクセルそれぞれの輝度値を用いて、当該ボクセルそれぞれの不透明度を決定する。図 2 におけるボクセルは、図 2 において立方体それぞれの頂点（例えば 155）に存在するものとする。入力装置 33 を介してユーザにより視線方向が設定されると、同時に視線方向に垂直な投影面も設定される。続いて、投影画像発生部 29 は、投影面内の画素それぞれを通り、視線方向に平行な複数のレイを決定する。図 2 は、ある一つのレイ（151）がボリュームの一部を貫く例を示している。図 2 は、隣接する 8 個のボクセル 155 それぞれの輝度値と不透明度とに基づいて、線形補間により計算された輝度値  $x$  と不透明度  $y$  とを有するセル（154）の一例も示している。セルそれぞれは、図 2 における 152 や 153 のようにレイ上に存在する。

【0034】

投影画像発生部 29 は、投影面内の  $k$  番目の画素を通るレイ  $L_k$  上のセル  $P_k$  の輝度値  $x_k$  と不透明度  $y_k$  とに基づいて、輝度値の積算を行う。具体的には、投影面からレイに沿った  $i$  番目のセル  $P_k(i)$  を通過した積算輝度値  $I_{kout}(i)$  は、次の式から計算することができる。

10

20

30

40

50

$I k o u t ( i ) = I k i n ( i ) \times ( 1 - k ( i ) ) + x k ( i ) \times k ( i )$   
 ここで、 $I k i n ( i )$ は投影面からレイLkに沿ったi番目のセルPk(i)に入射する積算輝度値、 $k ( i )$ はセルPk(i)における不透明度、 $x k ( i )$ はセルPk(i)における輝度値を表す。なお、積算輝度値 $I k o u t ( i )$ は、セルPk(i+1)に入射する積算輝度値 $I k i n ( i + 1 )$ である。

【0035】

投影画像発生部29は、ある一つのレイ上における複数のセルについて、輝度値の積算とともに不透明度の積算を行う。この積算は、レイがボリュームデータ外に達した場合もしくは積算された不透明度が1に達した場合に、このレイについての計算を終了する。このとき、積算輝度値をこのレイに対応付けられた投影面の画素の値とする。同様に、他のレイ上における複数のセルについて、輝度値の積算および不透明度の積算が行われる。投影画像発生部29は、投影面内の画素全てについて積算輝度値を取得すると、投影面内における画素値(積算輝度値)を画像合成部35へ出力する。

10

【0036】

インターフェース部31は、入力装置33、ネットワーク、図示していない外部記憶装置および生体信号計測部に関するインターフェースである。本超音波診断装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェース部31によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0037】

入力装置33は、インターフェース部31に接続されユーザからの各種指示・命令・情報・選択・設定を本超音波診断装置に取り込む。入力装置33は、図示しないが、2D-ROIの設定などを行うためのトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等の入力デバイスを有する。入力デバイスは、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標を制御部47に出力する。なお、入力デバイスは、表示画面を覆うように設けられたタッチパネルでもよい。この場合、入力装置33は、電磁誘導式、電磁歪式、感圧式等の座標読み取り原理でタッチ指示された座標を検出し、検出した座標を制御部47に出力する。入力装置33は、ユーザによる入力デバイスの操作に従って、投影画像発生部29により発生される表示画像の断面位置及び断面方向の少なくとも一方、または、視線位置及び視線方向の少なくとも一方を入力する。また、入力装置33は、ユーザによる入力デバイスの操作に従って2D-ROIの設定指示を入力する。また、ユーザが入力装置33の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、本超音波診断装置は一時停止状態となる。

20

30

【0038】

画像合成部35は、投影画像発生部27から受け取った投影画像としての超音波画像と、種々のパラメータ、図示していない生体信号計測部から受け取った生体信号(例えば、心電波形、心音波形、脈波波形、呼吸曲線など)、後述する2次元関心領域設定部39で設定された2D-ROI、目盛り等とを合成し、合成した画像をビデオ信号として表示部37に出力する。

【0039】

表示部37は、画像合成部35からのビデオ信号に基づいて、投影画像としての超音波画像を表示する。図3(a)は、表示部37に表示されるVR画像(141)を示す一例である。

40

【0040】

2次元関心領域設定部39は、ユーザにより入力装置33を介して入力された指示に応じて、表示部37に表示された画像に対して2D-ROIを設定する。

【0041】

特定部41は、2次元関心領域設定部39で設定された2D-ROI内の画素それぞれを通りVR画像を取得するときに用いたレイ上のセルを特定する。例えば、特定部41は、2次元関心領域設定部39で設定された2D-ROI内の画素それぞれを通り、入力装置33を介してユーザにより設定された視線方向に平行な複数のレイを特定する。続いて

50

、特定された複数のレイ上における複数のセルを特定する。

【 0 0 4 2 】

計算部 4 3 は、特定部 4 1 で特定された各セルの輝度値と不透明度とに基づいて、2 D - R O I 内の各画素の値に寄与する寄与度をセルごとに計算する。計算部 4 3 は、V R 画像から視線方向に沿って等距離にある複数のセルの寄与度から平均値を計算する。この平均値を以下では、平均寄与値と呼ぶ。平均寄与値は、V R 画像から視線方向に沿った距離の情報と対応付けて、内部記憶装置 4 9 に保存される。

【 0 0 4 3 】

3次元関心領域決定部 4 5 は、計算部 4 3 で計算された平均寄与値が所定の閾値を越えるか否かを、V R 画像からの距離が短い順に判定する。続いて、3次元関心領域決定部 4 5 は、所定の閾値を初めて越える平均寄与値に対応するV R 画像からの距離を特定する。3次元関心領域決定部 4 5 は、特定されたV R 画像からの距離に基づいて、ボリュームデータ内における3 D - R O I の位置を決定する。所定の閾値とは、例えば、病変ごとにあらかじめ設定された平均寄与値である。なお、所定の閾値は、診断対象、疾患、病変などに対して、あらかじめテンプレートとして内部記憶装置 4 9 に保存しておき、入力装置 3 3 を介したユーザの指示により適宜変更することも可能である。決定された3 D - R O I の大きさは、読影医等が表示される投影画像を観察しながら入力装置 3 3 を介して適宜変更することが可能である。

【 0 0 4 4 】

制御部 4 7 は、ユーザにより入力装置 3 3 から入力されたモード選択、R O I 設定、受信遅延パターンリストの選択、送信開始・終了に基づいて、内部記憶装置 4 9 に記憶された送受信条件と装置制御プログラムを読み出し、これらに従って、本超音波診断装置を制御する。制御部 4 7 は、2次元関心領域設定部 3 9 で設定された2 D - R O I に対応するボリュームデータ内における3 D - R O I の位置を決定させる機能（後述する3次元関心領域決定機能）を実現するための専用プログラム、所定の画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを、内部記憶装置 4 9 から読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・処理等を実行する。

【 0 0 4 5 】

内部記憶装置 4 9 は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、当該装置の制御プログラム、診断プロトコル、送受信条件等の各種データ群、Bモード処理部 2 3 やドブラ処理部 2 5 において走査方向単位で生成されたBモードデータとドブラデータ、ボリュームデータ発生部 2 7 で発生されたボリュームデータ、投影画像発生部 2 9 で発生されたV R 画像、画像合成部で合成された画像、2次元関心領域設定部 3 9 で設定された2 D - R O I、V R 画像から視線方向に沿った距離の情報と対応付けた平均寄与値、3次元関心領域決定部 4 5 で用いられる所定の閾値、3次元関心領域決定機能を実現するための専用プログラム等を格納する。

【 0 0 4 6 】

色相変更部 5 1 は、3次元関心領域決定部 4 5 で決定された3 D - R O I に含まれる複数のボクセルの色相を変更する。

【 0 0 4 7 】

（3次元関心領域決定機能）

3次元関心領域決定機能とは、ボリュームデータ内に3 D - R O I を決定する機能である。以下、3次元関心領域決定機能に従う処理（以下3 D - R O I 決定処理と呼ぶ）を説明する。

図 4 は、3 D - R O I 決定処理の流れを示すフローチャートである。

被検体に対する超音波送受信に先立って、ユーザは、入力装置 3 3 にて患者情報の入力、送受信条件、種々の超音波データ収集条件の設定や更新を行う。これらの設定や更新は、内部記憶装置 4 9 に保存される。これらの入力/選択/設定が終了したならば、術者は超音波プローブ 1 1 を被検体体表面の所定の位置に当接する。次いで制御部 4 7 が、E C G 波形と同期しながら複数心拍に亘って、超音波を送信し、送信された超音波に対応する

10

20

30

40

50

反射波の受信（すなわち超音波スキャン）を実行する（ステップ S a 1）。なお、ステップ S a 1 における同期は、心音波形、脈波波形および呼吸曲線などとの同期でもよい。

【 0 0 4 8 】

受信された反射波の受信に基づく受信信号は、Bモード処理部 2 3 もしくはドブラ処理部 2 5 へ送られる。受信信号を用いて、Bモードデータもしくはドブラデータが生成される。生成されたBモードデータもしくはドブラデータは、ポリウムデータ発生部 2 7 へ送られる。Bモードデータもしくはドブラデータを用いて、ポリウムデータが発生される（ステップ S a 2）。投影画像発生部 2 9 へ送られた発生されたポリウムデータおよび入力装置 3 3 を介したユーザの指示により設定された視線方向を用いて、VRによってVR画像が発生される（ステップ S a 3）。

10

【 0 0 4 9 】

表示部 3 7 に表示されたVR画像上に、入力装置 3 3 を介したユーザの指示に従って、2D-ROIが設定される（ステップ S a 4）。図 3（b）は、表示部 3 7 に表示されたVR画像（141）である図 3（a）に対して2D-ROI（142）を設定した一例を示す図である。

【 0 0 5 0 】

設定された2D-ROI内の画素それぞれを通るステップ S a 3 のVRで用いられた各々のレイに基づいて、当該レイ上におけるポリウムデータ内の複数のセルが特定される（ステップ S a 5）。例えば、図 2 におけるレイ（151）が2D-ROI内の画素を通る場合、特定されるセル（以下特定セルと呼ぶ）は、図 2 における152や153である。

20

【 0 0 5 1 】

投影画像発生部 2 9 でVR画像を発生させる際に計算された特定セルそれぞれの輝度値と不透明度とに基づいて、2D-ROI内の各画素の値に寄与する寄与度が計算部 4 3 で計算される（ステップ S a 6）。例えば、計算部 4 3 は、2D-ROI内のm番目の画素を通るレイ L m 上の i 番目のセル P m ( i ) の寄与度 J m ( i ) を、次の式から計算することができる。

$$J_m(i) = I_{mout}(i) - I_{min}(i) = I_{mout}(i) - I_{mout}(i-1)$$

ここで、 $I_{mout}(i)$  はVR画像上に設定された2D-ROI内のm番目の画素を通るレイ L m 上の i 番目のセル P m ( i ) を通過した積算輝度値、 $I_{min}(i)$  はレイ L m 上の i 番目のセル P m ( i ) に入射する積算輝度値である。なお、積算輝度値  $I_{mout}(i-1)$  は、セル P m ( i ) に入射する積算輝度値  $I_{min}(i)$  である。

30

【 0 0 5 2 】

VR画像からポリウムデータに向かって複数のレイそれぞれに沿った等しい距離（奥行き）を有する複数のセルの寄与度から、平均寄与値が計算される（ステップ S a 7）。平均寄与値は、等距離を有する複数の寄与度  $J_m(i)$  について和を計算し、この和をレイの本数すなわち2D-ROI内の画素数で除することにより求めることができる。

【 0 0 5 3 】

所定の閾値を越える平均寄与値が計算された距離に基づいて、ポリウムデータ内の3D-ROIの位置が決定される（ステップ S a 8）。図 5 は、VR画像から視線方向に沿った距離に対応する平均寄与値と、3D-ROIを決定するための所定の閾値を越える平均寄与値に対応する当該距離との一例を示す図である。図 5 における161は、VR画像から視線方向に沿った距離に対する平均寄与値をプロットした曲線である。162は、3D-ROIを決定するための平均寄与値の閾値を示している。P n は、初めて所定の閾値を越える平均寄与値が計算されたVR画像からの距離である。3次元関心領域決定部 4 5 は、この P n に基づいてポリウムデータ内の3D-ROIの位置を決定する。P n に基づいて決定された3D-ROIの位置は、例えば3D-ROIの最前面であるとする。なお、P f は3D-ROIの視線方向に沿ったVR画像から最も遠い距離において、所定の閾値を越える平均寄与値である。また、P c は、P n と P f との midpoint である。3次元関心

40

50

領域決定部45は、これらPfもしくはPcに基づいて、ボリュームデータ内における3D-ROIの最背面もしくは重心の位置を決定することも可能である。例えば、3D-ROIが球体である場合、このPcに基づいてボリュームデータ内における3D-ROIの中心の位置を決定することも可能である。なお、PnもしくはPfに基づいて決定された3D-ROIの位置に対して、3D-ROIのいずれの部分に対応させるかを、ユーザが入力装置33を介して設定することも可能である。

#### 【0054】

決定された3D-ROIは、入力装置33を介したユーザの指示に従って調整することも可能である。続いて、3D-ROI内に含まれるボクセルの色相が変更される(ステップS9)。色相が変更されたボクセルを用いて発生されたVR画像が、表示部37で表示される(ステップS10)。図6(a)は表示部37で表示されたVR画像に対して決定された3D-ROI(144)内の複数のボクセル(143)に対して色相の変更を行った図である。図6(b)は、図6(a)の視線方向とは異なった視線方向において表示されたVR画像である。3D-ROIは、これらの図から、視線方向を変更しても診断対象としている領域(143)を包含していることがわかる。

10

#### 【0055】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置によれば、着目領域を含む1枚の投影画像上に2D-ROIを設定することにより、ボリュームデータ内に当該着目領域を包含する3D-ROIが決定される。従って、読影医等にとっては、着目領域を有する1枚の投影画像に対して、2D-ROIを指定する操作だけが必要となるため、作業負担が大幅に軽減される。また、読影医等は、表示画像と対峙しながら上記操作を行うため、3次元画像と2次元画像との逐次的な対応を頭の中で把握する必要がなくなる。その結果、読影医等に混乱は生じえない。以上のことから、読影医等の操作性および作業効率を向上させることができ、かつ、3D-ROIの決定を容易にかつ迅速に行うことができる。

20

#### 【0056】

(第2の実施形態)

以下、図面を参照して、本発明の第2の実施形態を説明する。

第1の実施形態との相違は、平均寄与値に基づく替わりに、設定された3次元領域内に含まれるボクセルの輝度値の和が最大となるVR画像から視線方向に沿った距離に基づいて、3D-ROIを決定する点である。

30

#### 【0057】

図7は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。

以下、第2の実施形態と第1の実施形態との構成要素において、異なる動作を行う構成要素および3次元領域設定部42について説明する。

#### 【0058】

3次元領域設定部42は、VR画像上に設定された2D-ROIをVR画像発生の際に設定された視線方向に対する投影領域として含む3次元領域(以下3D-R(3Dimensional Region)と呼ぶ)を、ボリュームデータ内に設定する。言い換えると、3D-Rの当該視線方向に対する投影領域は2D-ROIを包含する。3D-Rは、任意の形状に設定することが可能である。なお、3D-Rの形状は、あらかじめ内部記憶装置49に保存されたテンプレートから、入力装置33を介したユーザの指示により、選択されることも可能である。また、3D-Rの形状は、入力装置33を介したユーザの指示により任意の形状に設定されることも可能である。

40

#### 【0059】

計算部43は、3D-R内に含まれるボクセルの輝度値の和(以下3DR輝度和と呼ぶ)を、視線方向に沿った所定の幅ごとに計算する。計算された3DR輝度和は、VR画像から視線方向に沿った距離と対応付けられて内部記憶装置49に保存される。所定の幅とは、例えば、視線方向に沿ったボクセルの長さの定数倍である。なお、この幅は、入力装置を介したユーザの指示により変更可能である。

50

## 【0060】

3次元関心領域決定部45は、内部記憶装置49に記憶された所定の幅ごとの3DR輝度和から、最大値を有する3DR輝度和を特定する。3次元関心領域決定部45は、3DR輝度和の最大値が計算されたVR画像からの距離に基づいて、ポリウムデータ内における3D-ROIの位置を決定する。

## 【0061】

(3次元関心領域決定機能)

図8は、3D-ROI決定処理の流れを示すフローチャートである。

第1の実施形態に関するフローチャートである図4と異なる処理であるステップSb5からステップSb9までを以下で説明する。

10

## 【0062】

ステップSa4に続いて、3D-Rが、ポリウムデータ内のVR画像に最接近する位置に設定される(ステップSb5)。なお、ポリウムデータ内に3D-Rを設定する位置は、VR画像から最も離れた位置でもよい。続いて、3DR輝度和が計算され、VR画像からの視線方向に沿った距離と対応付けられて、内部記憶装置49に保存される(ステップSb6)。次に、3D-Rは、視線方向に沿ってVR画像から離れる向き(もしくは近づく向き)に所定の幅で移動される(ステップSb7)。図9は、視線方向(71)に沿って所定の幅ごとに3D-R(72)を移動させる様子を示している。すなわち、3D-R(72)は、図9(a)、図9(b)、図9(c)の順に移動する。

20

## 【0063】

3D-Rがポリウムデータからはみ出るまで、ステップSb6およびステップSb7の処理が繰り返し行われる(ステップSb8)。

## 【0064】

VR画像から3DR輝度和の最大値が計算された3D-Rの中心までの距離に基づいて、ポリウムデータ内における3D-ROIの位置が決定される(ステップSb9)。図10は、VR画像から視線方向に沿った3次元領域の中心までの距離に対応する3DR輝度和と、3D-ROIを決定するための当該和の最大値に対応する当該距離との一例を示す図である。図10のグラフは、VR画像から視線方向に沿った距離に対する3DR輝度和をプロットした曲線(173)を示している。3DRMは、3D-Rの最大値を示している。Pxは、3D-ROIを決定するための3DRMに対応するVR画像から視線方向に沿った距離を示している。3次元関心領域決定部45は、このPxに基づいてポリウムデータ内の3D-ROIの位置を決定する。決定された3D-ROIの位置は、3D-ROIの重心であるとする。例えば、3D-ROIが球体である場合、このPxに基づいて3D-ROIの中心の位置が、ポリウムデータ内に決定される。なお、3次元関心領域決定部45は、ユーザが入力装置33を介して、Pxに基づいて決定された3D-ROIの位置に対して、3D-ROIのどの部分に対応させるかを、設定することも可能である。

30

## 【0065】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置によれば、着目領域を含む1枚の投影画像上に2D-ROIを設定することにより、ポリウムデータ内に当該着目領域を包含する3D-ROIが決定される。従って、読影医等にとっては、着目領域を有する1枚の投影画像に対して、2D-ROIを指定する操作だけが必要となるため、作業負担が大幅に軽減される。また、読影医等は、表示画像と対峙しながらこれらの操作を行うため、3次元画像と2次元画像との逐次的な対応を頭の中で把握する必要がなくなる。その結果、読影医等に混乱は生じえない。以上のことから、読影医等の操作性および作業効率を向上させることができ、かつ、3D-ROIの決定を容易にかつ迅速に行うことができる。

40

## 【0066】

(第3の実施形態)

以下、図面を参照して、本発明の第2の実施形態を説明する。

50

第 1 の実施形態および第 2 の実施形態との相違は、設定された 3 次元領域内に含まれるボクセルの輝度値の和と当該 3 次元領域を包含する外殻に含まれるボクセルの輝度値の和との差分が最大となる VR 画像から視線方向に沿った距離に基づいて、3D-ROI を決定する点である。

【0067】

本実施形態のブロック構成図は、第 2 の実施形態のブロック構成図である図 7 と同じである。以下、第 2 の実施形態と第 1 の実施形態との構成要素において、異なる動作を行う構成要素および 3 次元領域設定部 42 について説明する。

【0068】

3 次元領域設定部 42 は、3D-R と当該 3D-R を包含する外殻（以下 3D-H（3 Dimensional Hull）と呼ぶ）を、ボリュームデータ内に設定する。3D-R および 3D-H は、任意の形状に設定することが可能である。なお、3D-R および 3D-H の形状は、あらかじめ内部記憶装置 49 に保存されたテンプレートから、入力装置 33 を介したユーザの指示により、選択されることも可能である。また、3D-R および 3D-H の形状は、入力装置 33 を介したユーザの指示により任意の形状に設定されることも可能である。

10

【0069】

計算部 43 は、3DR 輝度値と 3D-H 内に含まれるボクセルの輝度値の和（以下、外殻和と呼ぶ）との差分を、視線方向に沿った所定の幅ごとに計算する。計算された差分は、VR 画像から視線方向に沿った距離と対応付けられて内部記憶装置 49 に保存される。

20

【0070】

3 次元関心領域決定部 45 は、内部記憶装置 49 に記憶された所定の幅ごとの差分から、差分の最大値を特定する。3 次元関心領域決定部 45 は、差分の最大値が計算された VR 画像からの距離に基づいて、ボリュームデータ内における 3D-ROI の位置を決定する。

【0071】

（3 次元関心領域決定機能）

図 11 は、3D-ROI 決定処理の流れを示すフローチャートである。

第 1 の実施形態に関するフローチャートである図 4 と異なる処理であるステップ Sc5 からステップ Sc9 までを以下で説明する。

30

【0072】

ステップ Sa4 に続いて、3D-R と当該 3D-R の外殻である 3D-H とが、ボリュームデータ内の VR 画像に再接近する位置に設定される（ステップ Sc5）。図 12 は 3D-R（181）の一例と、3D-R を包含する 3D-H（182）とを示している。なお、ボリュームデータ内に 3D-R と 3D-H とを設定する位置は、ボリュームデータ内の VR 画像から最も離れた位置でもよい。続いて、3DR 輝度値と外殻和との差分が計算され、VR 画像からの視線方向に沿った距離と対応付けられて、内部記憶装置 49 に保存される（ステップ Sc6）。次に、3D-R と 3D-H は、視線方向に沿って、VR 画像から離れる向き（もしくは近づく向き）に所定の幅で移動される（ステップ Sc7）。3D-H がボリュームデータからはみ出すまで、ステップ Sc6 およびステップ Sc7 の処理が繰り返し行われる（ステップ Sc8）。

40

【0073】

VR 画像から差分の最大値が計算された 3D-R の中心までの距離に基づいて、ボリュームデータ内における 3D-ROI の位置が決定される（ステップ Sc9）。図 13 は、VR 画像から視線方向に沿った 3D-R の中心までの距離に対応する 3DR 輝度値と外殻和との差分と、3D-ROI を決定するための当該差分の最大値に対応する当該距離とを示す図である。図 13 のグラフは、VR 画像から視線方向に沿った距離に対する 3DR 輝度値をプロットした曲線（183）を示している。DM は、差分値の最大値を示している。Py は、DM に対応する VR 画像から視線方向に沿った距離を示している。3 次元関心領域決定部 45 は、この Py に基づいてボリュームデータ内の 3D-ROI の位置を決定

50

する。

【0074】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置によれば、投影画像に対応する視線方向に対して、着目領域を包含する3D-ROIの前後に、大きな輝度値を有する当該3D-ROIより広い領域が存在する場合に、当該3D-ROIを決定することができる。さらに、着目領域を含む1枚の投影画像上に2D-ROIを設定することにより、ボリュームデータ内に当該着目領域を包含する3D-ROIが決定される。従って、読影医等にとっては、着目領域を有する1枚の投影画像に対して、2D-ROIを指定する操作だけが必要となるため、作業負担が大幅に軽減される。また、読影医等は、表示画像と対峙しながら操作を行うため、3次元画像と2次元画像との逐次的な対応を頭の中で把握する必要がなくなる。その結果、読影医等に混乱は生じえない。以上のことから、読影医等の操作性および作業効率を向上させることができ、かつ、3D-ROIの決定を容易にかつ迅速に行うことができる。

10

【0075】

(第4の実施形態)

以下、図面を参照して、本発明の第4の実施形態を説明する。

第1の実施形態乃至第3の実施形態との相違は、異なる2つの視線方向に基づいて、3D-ROIを決定する点である。

【0076】

図14は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。以下、第1の実施形態乃至第3の実施形態との構成要素において、異なる動作を行う構成要素および第1直線発生部38および第2直線発生部40について説明する。

20

【0077】

第1直線発生部38は、投影画像発生部29で発生された第1のVR画像上に、入力装置33を介したユーザからの指示に従って第1の点を設定し、この第1の点と第1のVR画像を発生する際に用いた第1の視線方向とを用いて、第1の直線を発生する。第1の直線に関するボリュームデータ内の位置情報は、内部記憶装置49に保存される。

【0078】

第2直線発生部40は、投影画像発生部29で発生された第2のVR画像上に、入力装置33を介したユーザからの指示に従って第2の点を設定し、この第2の点と第2のVR画像を発生する際に用いた第2の視線方向とを用いて、第2の直線を発生する。第2の直線に関するボリュームデータ内の位置情報は、内部記憶装置49に保存される。

30

【0079】

3次元領域決定部45は、ボリュームデータ上に第1の直線と第2の直線とを発生させる。3次元領域決定部45は、これらの直線がねじれの位置関係にある場合、これらの直線の最短距離に対する所定の内分点を3D-ROIの位置として決定する。所定の内分点とは、例えば最短距離の midpoint である。3次元領域決定部45は、これらの直線が交わる場合、これらの直線の交点を3D-ROIの位置として決定する。

【0080】

(3次元関心領域決定機能)

図15は、3D-ROI決定処理の流れを示すフローチャートである。

第1の実施形態に関するフローチャートである図4と異なる処理であるステップSd4からステップSd10までを以下で説明する。

40

【0081】

ボリュームデータおよび入力装置33を介してユーザにより設定された第1の視線方向に基づいて、投影画像発生部29において第1のVR画像が発生される。第1のVR画像上に、入力装置33を介したユーザからの指示に従って、第1の点が設定される(ステップSd4)。第1の視線方向と第1の点とを用いて第1の直線が発生される(ステップSd5)。図16(a)は、第1直線発生部38で発生される第1の直線を示している。1stVRは、第1のVR画像を示している。1stPは、第1の点を示している。1st

50

1 は、第 1 の直線を示している。

【 0 0 8 2 】

ボリュームデータおよび入力装置 3 3 を介してユーザにより設定された第 2 の視線方向に基づいて、投影画像発生部 2 9 において第 2 の V R 画像が発生される。第 2 の V R 画像上に、入力装置 3 3 を介したユーザからの指示に従って、第 2 の点が設定される（ステップ S d 6）。第 2 の視線方向と第 2 の点とを用いて第 2 の直線が発生される（ステップ S d 7）。図 1 6 ( b ) は、第 2 直線発生部 4 0 で発生される第 2 の直線を示している。2 n d V R は、第 2 の V R 画像を示している。2 n d P は、第 2 の点を示している。2 n d l は、第 2 の直線を示している。

【 0 0 8 3 】

第 1 の直線と第 2 の直線とがねじれの位置関係である否かの判断が、3 次元関心領域決定部 4 5 でなされる（ステップ S d 8）。第 1 の直線と第 2 の直線とがねじれの位置関係である場合、3 次元関心領域決定部 4 5 は、第 1 の直線と第 2 の直線との最短距離に対する所定の内分点を、3 D - R O I の位置として決定する（ステップ S d 9）。第 1 の直線と第 2 の直線とがねじれの位置関係でない場合、すなわち、第 1 の直線と第 2 の直線とが交わる場合、3 次元関心領域決定部 4 5 は、第 1 の直線と第 2 の直線との交点を、3 D - R O I の位置として決定する（ステップ S d 1 0）。図 1 6 ( c ) は、第 1 の直線と第 2 の直線とがねじれの位置関係である場合において、3 D - R O I が決定された図である。図 1 6 ( c ) の L は、第 1 の直線 1 s t l と第 2 の直線 2 n d l との最短距離を示している。3 D P は、L の中点であり、3 D - R O I の中心を示している。図 1 6 ( c ) において、3 D - R O I は一例として球体で示されている。

【 0 0 8 4 】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置によれば、異なる視線方向に基づいた 2 枚の投影画像上の着目領域内に 1 点をそれぞれ設定することにより、ボリュームデータ内に当該着目領域を包含する 3 D - R O I が決定される。従って、読影医等にとっては、着目領域を有する 2 枚の投影画像に対して、それぞれ 1 点を指定する操作だけが必要となるため、作業負担が大幅に軽減される。また、読影医等は、表示画像と対峙しながらこれらの操作を行うため、3 次元画像と 2 次元画像との逐次的な対応を頭の中で把握する必要がなくなる。その結果、読影医等に混乱は生じえない。以上のことから、読影医等の操作性および作業効率を向上させることができ、かつ、3 D - R O I の決定を容易にかつ迅速に行うことができる。

【 0 0 8 5 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。加えて、各実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（C D - R O M、D V D など）、半導体メモリなどの記憶媒体に格納して頒布することも可能である。

【 0 0 8 6 】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 7 】

1 1 ... 超音波プローブ、2 1 ... 超音波送受信部、2 3 ... B モード処理部、2 5 ... ドブラ処理部、2 7 ... ボリュームデータ発生部、2 9 ... 投影画像発生部、3 1 ... インターフェース部、3 3 ... 入力装置、3 5 ... 画像合成部、3 7 ... 表示部、3 8 ... 第 1 直線発生部、3 9 ... 2 次元関心領域設定部、4 0 ... 第 2 直線発生部、4 1 ... 特定部、4 2 ... 3 次元領域設定部、4 3 ... 計算部、4 5 ... 3 次元関心領域決定部、4 7 ... 制御部、4 9 ... 内部記憶装置、

10

20

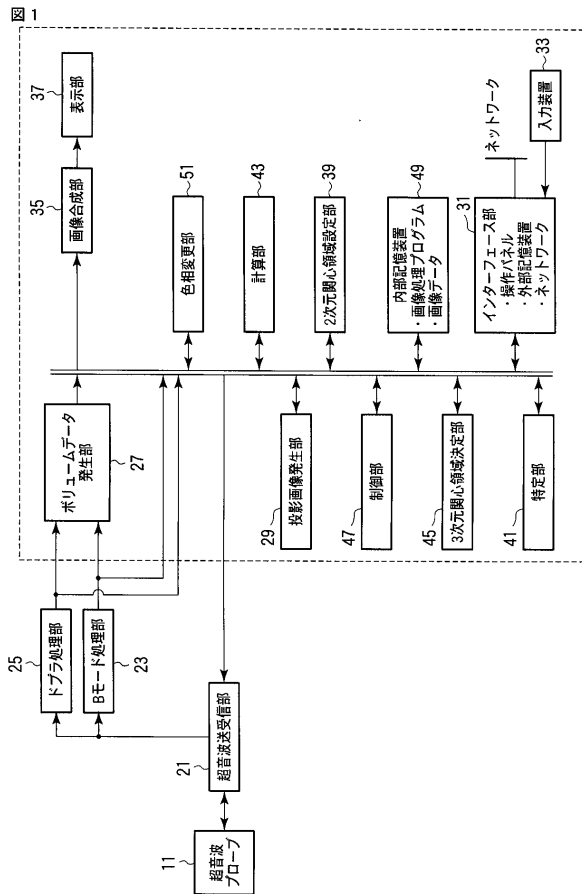
30

40

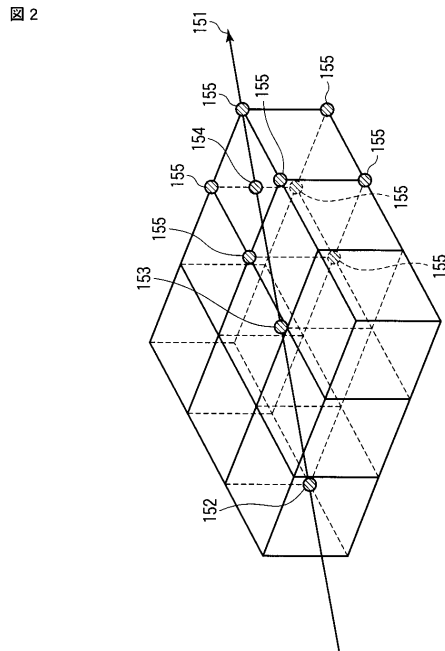
50

5 1 ... 色相変更部

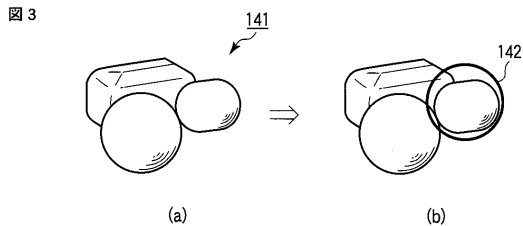
【 図 1 】



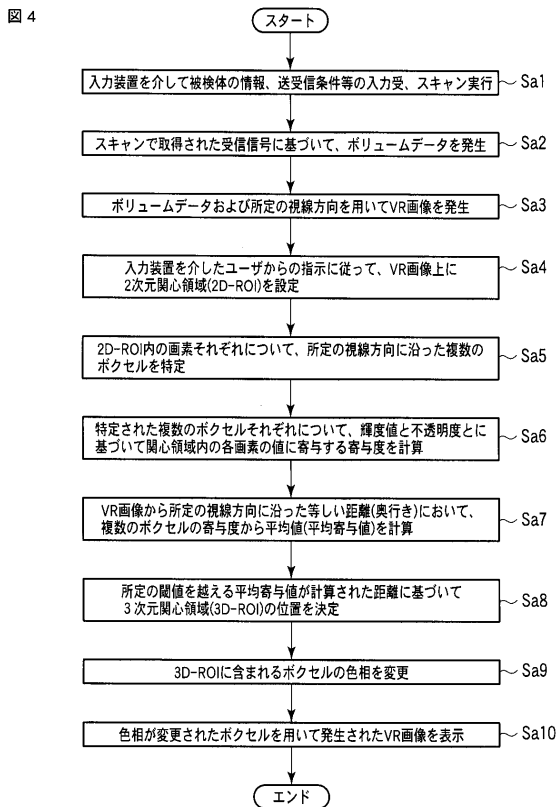
【 図 2 】



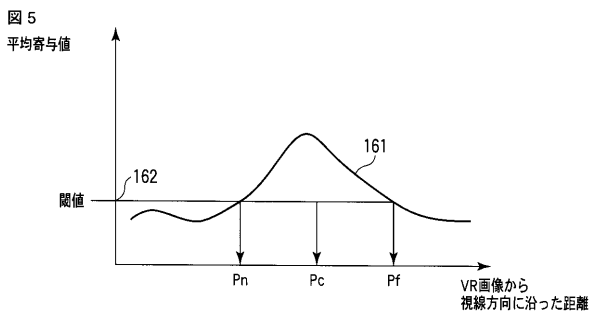
【 図 3 】



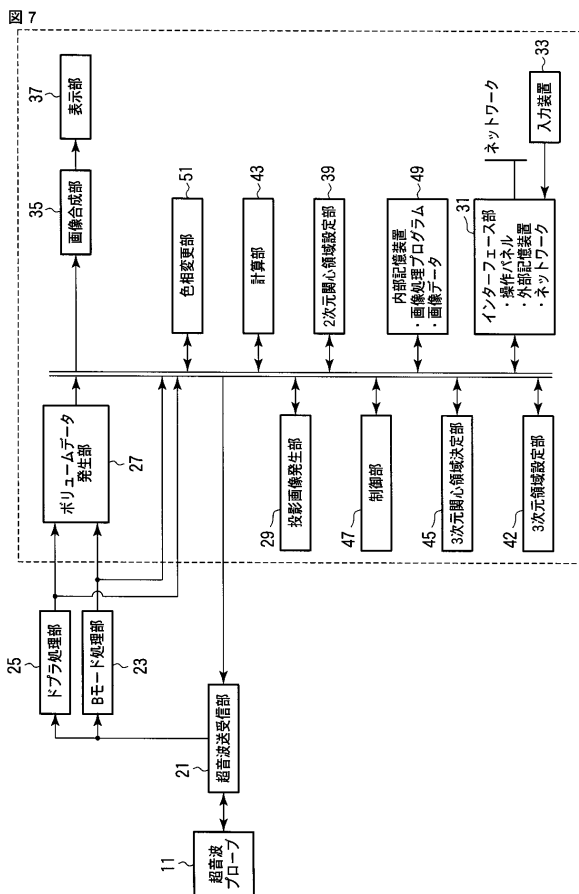
【 図 4 】



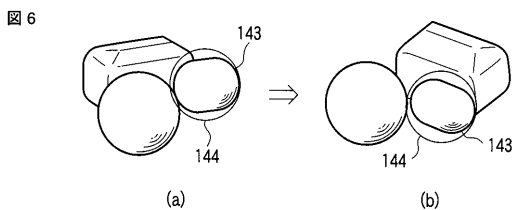
【 図 5 】



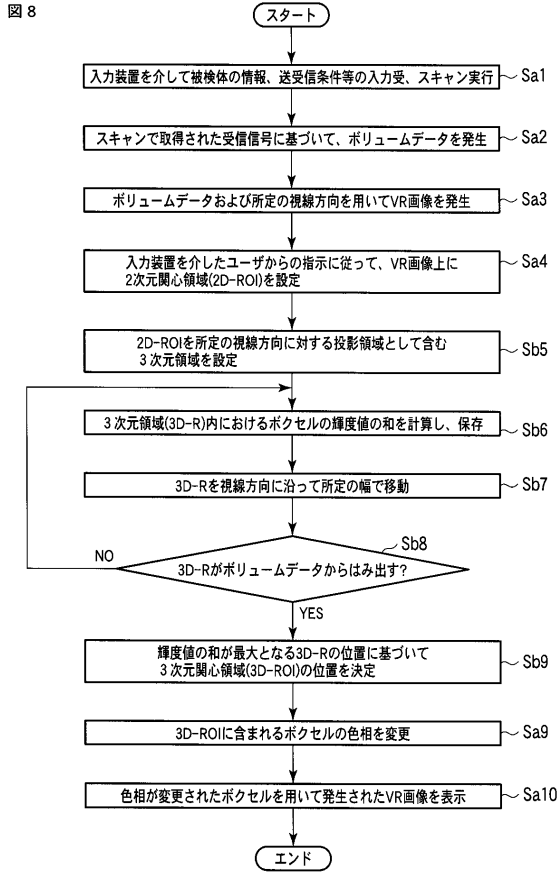
【 図 7 】



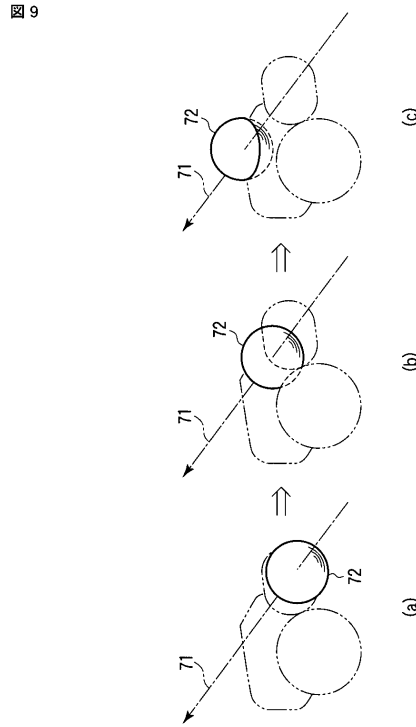
【 図 6 】



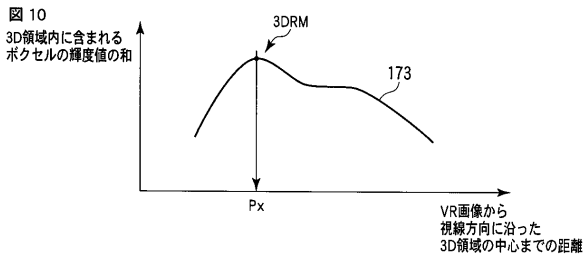
【 図 8 】



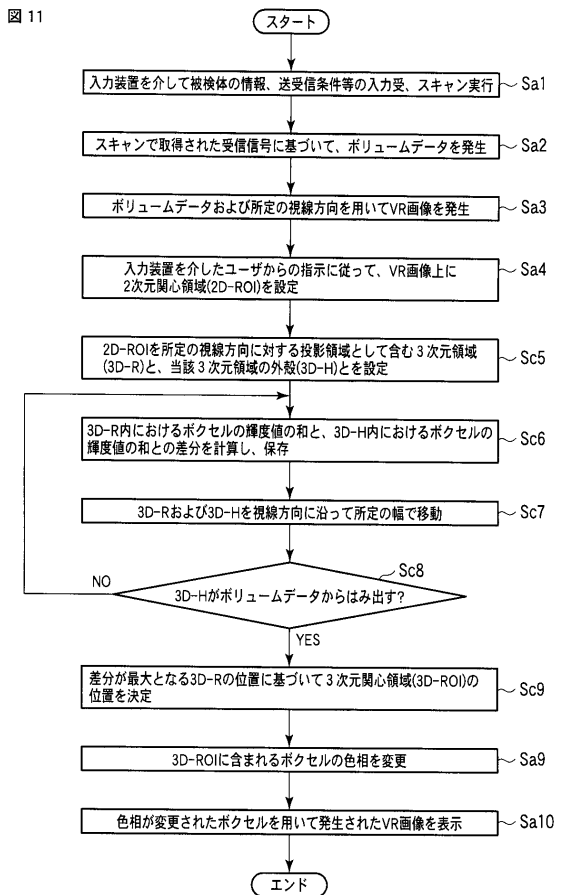
【 図 9 】



【 図 10 】

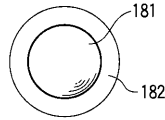


【 図 11 】



【 図 1 2 】

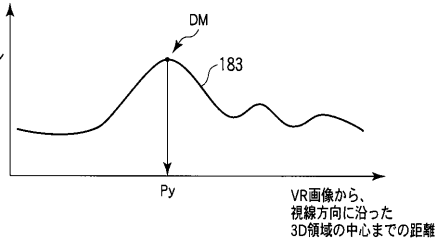
図 12



【 図 1 3 】

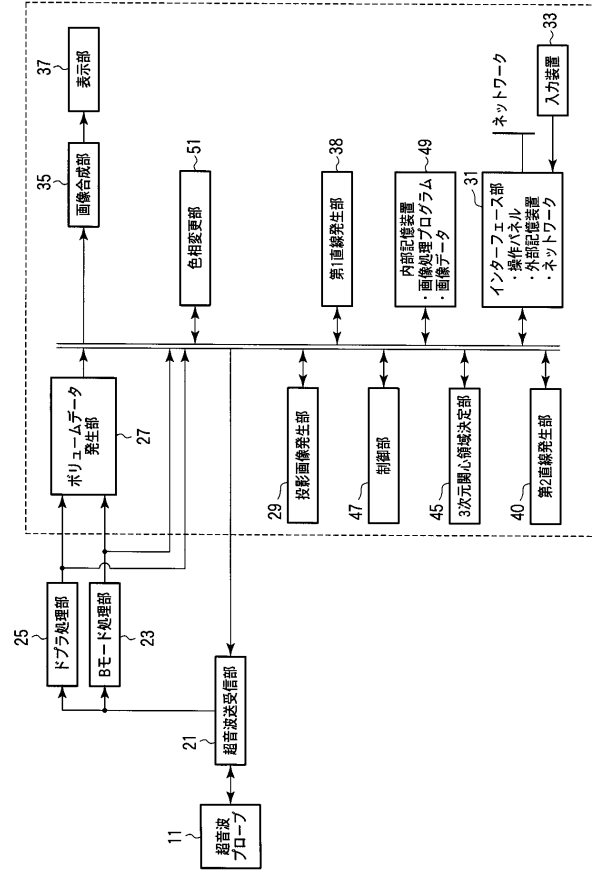
図 13

3D領域内に含まれるボクセルの輝度値の和と、外殻内に含まれるボクセルの輝度値の和との差分



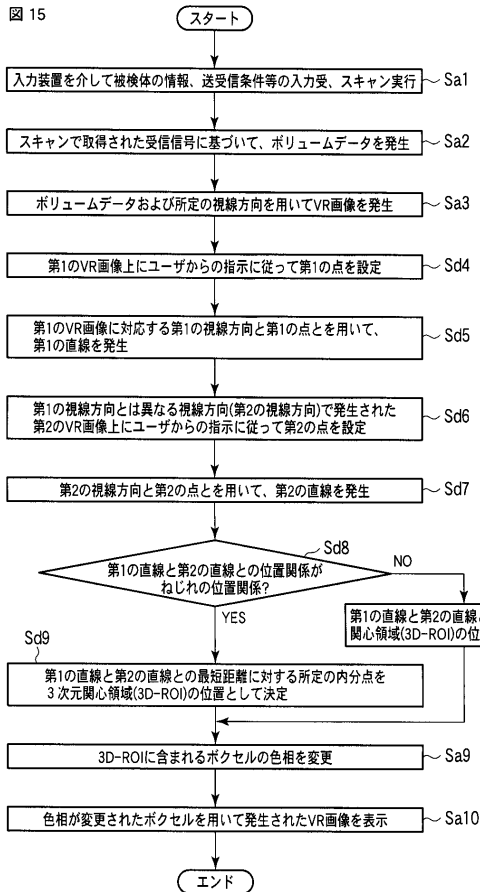
【 図 1 4 】

図 14



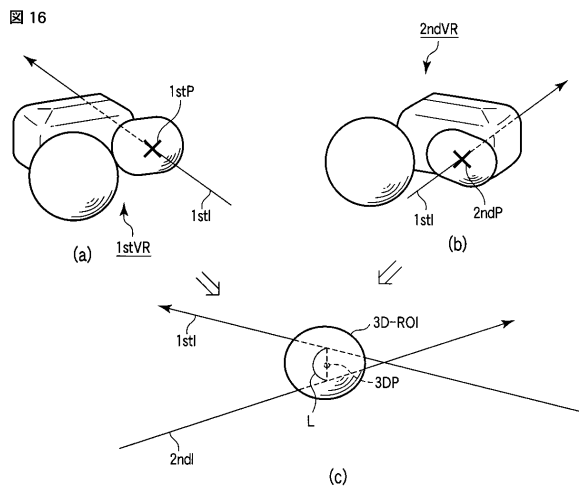
【 図 1 5 】

図 15



【 図 1 6 】

図 16



## フロントページの続き

- (74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933  
弁理士 山下 元
- (72)発明者 金山 侑子  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 神山 直久  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 岡村 陽子  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 JC26 JC37 KK21  
5B057 AA07 BA05 BA24 CA08 CA13 CA16 CD14 CD16

专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置和医学图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011139854A</a>	公开(公告)日	2011-07-21
申请号	JP2010003301	申请日	2010-01-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	金山侑子 神山直久 岡村陽子		
发明人	金山 侑子 神山 直久 岡村 陽子		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/14 A61B8/483 G01S7/52063 G01S15/8993 G06T15/08		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/KK21 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CD14 5B057/CD16 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA24 5L096/DA01 5L096/FA32 5L096/FA67 5L096/FA69 5L096/FA76 5L096/GA41 5L096/GA51		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 岡田 隆 山下 元		
其他公开文献	JP5606076B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断设备，医学图像处理设备和医学图像处理程序，用于简单地确定体数据中的3D-ROI（三维感兴趣区域），而无需用户掌握之间的对应关系。三维图像和多个二维图像。解决方案：指定单元41指定通过二维关注区域设置单元39设置的2D-ROI中的各个像素的光线上的单元，并用于获取VR图像。计算单元43，基于指定的每个单元的体素值和不透明度，对2D-ROI中的像素的值有贡献的每个指定单元的贡献度，并计算单元的贡献度的平均值沿着视线方向与投影图像的距离相等。三维关注区域确定单元45指定距VR图像的距离对应于超过预定阈值的平均贡献值，并确定体积数据中3D-ROI的位置。

