

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4864554号
(P4864554)

(45) 発行日 平成24年2月1日(2012.2.1)

(24) 登録日 平成23年11月18日(2011.11.18)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2006-162444 (P2006-162444)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成18年6月12日 (2006.6.12)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2007-330325 (P2007-330325A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成19年12月27日 (2007.12.27)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成21年6月11日 (2009.6.11)		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	110000866
			特許業務法人三澤特許事務所
		(74) 代理人	100081411
			弁理士 三澤 正義
		(72) 発明者	小林 忠晴
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社 本社内
		審査官	右▲高▼ 孝幸
			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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波を送受信することで走査データを取得する取得手段と、
前記走査データをボクセルデータに変換する変換手段と、
強さの異なる平滑フィルタ処理を施す第1、第2の平滑化処理手段を有し、前記ボクセルデータを受けて、前記第1の平滑化処理手段からの第1のボクセルデータと、前記第2の平滑化処理手段によって前記第1のボクセルデータより強い平滑フィルタ処理がされた第2のボクセルデータとを出力する手段と、
前記第2のボクセルデータに基づいて、該第2のボクセルデータを構成する各ボクセルの法線ベクトルを算出する法線ベクトル算出手段と、
前記法線ベクトルの向きに従って、前記第1のボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより3次元画像データを生成する3次元画像生成手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

被検体に対して超音波を送受信することで走査データを取得する取得手段と、
前記走査データを平滑フィルタ処理する第1の平滑化処理手段と、
前記平滑フィルタ処理された前記走査データをボクセルデータに変換し第1のボクセルデータとして出力する変換手段と、
前記第1のボクセルデータを受けて、前記第1の平滑化処理手段より強い平滑フィルタ処理して第2のボクセルデータとして出力する第2の平滑化処理手段と、

前記第 2 のボクセルデータに基づいて、該第 2 のボクセルデータを構成する各ボクセルの法線ベクトルを算出する法線ベクトル算出手段と、

前記法線ベクトルの向きに従って、前記第 1 のボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより 3 次元画像データを生成する 3 次元画像生成手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

強さの異なる平滑フィルタ処理を施す第 1、第 2 の平滑化処理手段を有し、ボクセルデータを受けて、前記第 1 の平滑化処理手段からの第 1 のボクセルデータと、前記第 2 の平滑化処理手段によって前記第 1 のボクセルデータより強い平滑フィルタ処理がされた第 2 のボクセルデータとを出力する手段と、

10

前記第 2 のボクセルデータに基づいて、該第 2 のボクセルデータを構成する各ボクセルの法線ベクトルを算出する法線ベクトル算出手段と、

前記法線ベクトルの向きに従って、前記第 1 のボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより 3 次元画像データを生成する 3 次元画像生成手段と、

を有することを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 4】

コンピュータに、

ボクセルデータを受けて、平滑化処理を行って第 1 のボクセルデータを出力するとともに、前記平滑化処理より強い平滑化処理を行って第 2 のボクセルデータを出力する平滑化処理機能と、

20

前記第 2 のボクセルデータに基づいて、該第 2 のボクセルデータを構成する各ボクセルの法線ベクトルを算出する法線ベクトル算出機能と、

前記法線ベクトルの向きに従って、前記第 1 のボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより 3 次元画像データを生成する 3 次元画像生成機能と、

を実行させることを特徴とする医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、3 次元画像データを生成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。

30

【背景技術】

【0002】

医用画像診断装置によって被検体の 3 次元画像を取得し、その 3 次元画像を用いた診断が普及しつつある。例えば、超音波を用いた診断では、以下の (1) ~ (3) に示す超音波診断装置が用いられている。

(1) 超音波振動子が格子状 (マトリックス状) に配置された 2 次元超音波プローブを備え、3 次元画像データの取得が可能な 3 次元超音波診断装置。

(2) 超音波振動子が所定方向 (走査方向) に配列された 1 次元超音波プローブを備え、その 1 次元超音波プローブを機械的に揺動して 3 次元的にデータを取得することが可能な機械式 3 次元超音波診断装置。

40

(3) 1 次元超音波プローブを手動で移動させることで、3 次元的にデータを取得することが可能な手動式 3 次元超音波診断装置。

【0003】

上記 (1) の 3 次元超音波診断装置や (2) の機械式 3 次元超音波診断装置は、3 次元的に超音波を送信して反射波を受信することで、3 次元的な走査データを得ることができる。そして、3 次元的に取得された走査データは、3 次元スキャンコンバージョン処理に施されることで、ボクセルデータに変換される。

【0004】

また、(3) の手動式 3 次元超音波診断装置は、2 次元的に超音波を送信して反射波を受信することで、2 次元的な走査データを得ることができる。そして、2 次元的に取得さ

50

れた走査データは、２次元スキャンコンバージョン処理に施されることで、２次元画像データに変換される。さらに、複数の２次元画像データに基づいてボクセルデータが生成される。

【０００５】

そして、ボクセルデータに対して、ボリュームレンダリング処理（以下、ＶＲ処理と称する場合がある）やＭＰＲ処理（Multi Planar Reconstruction）などの画像処理を施すことにより、３次元画像データ（「ＶＲ画像データ」と称する場合もある）や任意断面におけるＭＰＲ画像データなどが生成される。

【０００６】

また、ボリュームレンダリング処理では、ボクセルデータを構成する各ボクセルにおける法線ベクトルを求め、その法線ベクトルとボクセルデータとに基づいて、陰影付きの３次元画像データを生成する方法が用いられている（例えば特許文献１）。

【０００７】

ここで、３次元画像データを生成するための処理について、図１７を参照して説明する。図１７は、従来技術に係る超音波診断装置の一部を示すブロック図である。ここでは、３次元的に取得された走査データ（以下、「３次元走査データ」と称する場合がある）に基づいて、３次元画像データ（ＶＲ画像データ）を生成する場合について説明する。

【０００８】

スキャンコンバージョン処理部１０１は、超音波を３次元的に送受信することで得られた３次元走査データを受けて、その３次元走査データに対して３次元スキャンコンバージョン処理を施すことで、ボクセルデータを生成する。そして、スキャンコンバージョン処理部１０１は、ボクセルデータを法線ベクトル算出部１０２と光線追跡処理部１０３に出力する。

【０００９】

法線ベクトル算出部１０２は、スキャンコンバージョン処理部１０１からボクセルデータを受け、各ボクセルの法線ベクトル（方向）を求める。例えば、法線ベクトル算出部１０２は、あるボクセルと、そのボクセルの周囲に存在するボクセルとを対象として、ボクセル値の微分を求めることで、そのボクセルにおける接線を求める。そして、法線ベクトル算出部１０２は、その接線に直交するベクトルを法線ベクトルとする。そして、法線ベクトル算出部１０２は、各ボクセルの法線ベクトルを求める。また、法線ベクトル算出部１０２は、法線ベクトルを正規化することにより単位法線ベクトルに変換する。なお、以下では、「法線ベクトル」は「単位法線ベクトル」を示すものとして説明する。

【００１０】

ボクセルの法線ベクトルは、ボクセルデータに含まれる構造物の表面の方向を表しているため、ボクセルの法線ベクトルを求めることにより、ボクセルデータに含まれる構造物の表面が、どの方向を向いているのかが分かる。

【００１１】

光線追跡処理部１０３は、スキャンコンバージョン処理部１０１からボクセルデータを受け、法線ベクトル算出部１０２から法線ベクトルを受けると、そのボクセルデータに対して光線追跡処理（Ray Tracing処理）を施すことにより、３次元画像データを生成する。このとき、光線追跡処理部１０３は、光線追跡処理で設定された光源からの光線方向と、法線ベクトル算出部１０２にて算出された法線ベクトルの向きとに基づいて、物体表面のある点における明るさ（反射輝度）を求めて、陰影付きの３次元画像データ（ＶＲ画像データ）を生成する。具体的には、光線追跡処理部１０３は、光源からの光線方向を示すベクトルと法線ベクトルとの内積を求めることで、物体表面の明るさを求める。

【００１２】

ところで、超音波診断装置は被検体内に超音波を送信し、被検体内で反射された超音波を受信して画像データを生成するため、取得される走査データは、超音波が伝播する経路の状態に依存する。ここで、超音波が伝播する経路について図１８を参照して説明する。

10

20

30

40

50

図 18 は、超音波が伝播する経路を説明するための図である。例えば、図 18 に示すように、均一な材質で作製されたファントム 110 に対して超音波を送信した場合であっても、超音波ビーム 112 と超音波ビーム 113 のように、超音波ビームの経路上の構造物 111 の有無によって、取得される走査データの値に差が生じてしまう。超音波ビーム 112 の経路上には構造物 111 が存在し、超音波ビーム 113 の経路上には構造物 111 が存在しないため、超音波ビーム 112 と超音波ビーム 113 とでは、取得されるデータに差異が生じてしまう。

【0013】

また、ファントム 110 が配置された深さによっても、取得される走査データの値に差が生じる。さらに、超音波診断装置では、超音波の干渉によって生じるスペックルノイズが超音波画像に影響を与える。

10

【0014】

以上のように、超音波診断装置では、均一な材質の被検体を画像化しても、得られたボクセルは均一なボクセル値を持つとは限らず、ある箇所ではボクセル値が急激に変化するおそれがある。

【0015】

空間的に連続する構造物に対して超音波を送信した場合であっても、得られるボクセル値がある箇所では急激に変化すること、以下(1)～(3)の要因が考えられる。

(1) 被検体の材質などの違いにより、超音波の反射係数が変化する。

(2) 超音波が送受信される経路上の状態に差異がある。

20

(3) スペックルノイズが発生する。

【0016】

次に、空間的に連続な組織(構造物)の表面において、ボクセル値が急激に変化した場合に、3次元画像データ(VR画像データ)に与える影響を説明する。

【0017】

上述したように、3次元画像に陰影を付けるために用いられる法線ベクトルは、ボクセル値の微分によって求められる。従って、ボクセル値が大きく変化する箇所では、法線ベクトルの向きは、周辺のボクセルにおける法線ベクトルの向きに対して大きく傾くことになる。

【0018】

30

この法線ベクトルの傾きについて図 19 を参照して説明する。図 19 は、法線ベクトルの傾きを説明するための模式図である。例えば、ある組織 120 の走査データを取得した場合に、表面 121 において走査データの値が急激に変化している部位 122 が存在すると、その部位 122 が存在する表面 121 の法線ベクトル 124 及び 125 の向きは、他の部位の法線ベクトル 123 の向きに対して大きく傾くことになる。例えば、表面 121 に凹凸がない場合、本来ならば、法線ベクトルの向きは大きく傾くことはないが、走査データの値が急激に変化する箇所があることによって、その箇所における法線ベクトルの傾きが、他の箇所における法線ベクトルの向きに対して大きく傾いてしまう。

【0019】

以上のように、部位 122 は組織 120 において空間的に連続しているが、走査データの値が他の部位と比べて急激に変化しているため、部位 122 が存在する表面では、法線ベクトルの向きは、周囲の部位の法線ベクトルの向きに対して大きく傾いてしまうことになる。

40

【0020】

向きが周囲の法線ベクトルと大きく異なる法線ベクトルを用いて、ボクセルデータに対して光線追跡処理を施した場合、空間的には連続した(滑らかな)構造物上に、向きが異なる法線ベクトルに対応して、局所的に強い陰影が発生してしまう。つまり、法線ベクトルの向きが他の箇所の法線ベクトルの向きに対して大きく傾くことによって、本来は陰影が生じないような箇所であっても、強い陰影が発生してしまう。このような陰影は、例えば産科の診断においては、除去すべきアーチファクトに挙げられる。

50

【 0 0 2 1 】

以上のような陰影（アーチファクト）を除去するために、従来においては、走査データ又はボクセルデータに対して平滑化処理を施していた。この平滑化処理について図 2 0 及び図 2 1 を参照して説明する。図 2 0 及び図 2 1 は、従来技術に係る平滑化処理を説明するためのブロック図である。

【 0 0 2 2 】

例えば、図 2 0 に示すように、平滑化処理部 1 0 4 は、スキャンによって取得された 3 次元走査データに対して、所定の平滑化フィルタを用いて平滑化処理を施し、スキャンコンバージョン処理部 1 0 1 は、平滑化処理後の走査データに対して 3 次元スキャンコンバージョン処理を施すことで、ボクセルデータを生成する。平滑化処理部 1 0 4 は、例えば、所定範囲に含まれる走査データの平均を算出する。

10

【 0 0 2 3 】

また、図 2 1 に示すように、平滑化処理部 1 0 4 は、スキャンコンバージョン処理部 1 0 1 によって生成されたボクセルデータに対して、所定の平滑化フィルタを用いて平滑化処理を施す。そして、法線ベクトル算出部 1 0 2 は、平滑化処理後のボクセルデータに基づいて各ボクセルの法線ベクトルを算出し、光線追跡部 1 0 3 は、その法線ベクトルと平滑化処理後のボクセルデータとに基づいて 3 次元画像データを生成する。平滑化処理部 1 0 4 は、例えば、所定範囲におけるボクセル値の平均を算出する。

【 0 0 2 4 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 6 1 9 5 6 号公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 5 】

しかしながら、除去すべき陰影（アーチファクト）の強度が強い場合は、強い平滑化フィルタを用いて平滑化処理を施す必要がある。例えば、平滑化処理を行う範囲を広めたりして平滑化の作用を強める必要がある。このように強い平滑化フィルタを用いて平滑化処理を行う必要があるため、ボリュームレンダリングで得られる 3 次元画像データの空間分解能が著しく低下してしまう問題がある。つまり、アーチファクトとしての陰影を除去するために、強い平滑化フィルタを用いると、3 次元画像がぼやけた画像になってしまう問題がある。

30

【 0 0 2 6 】

この発明は上記の問題を解決するものであり、3 次元画像データの空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能な超音波診断装置、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】

【 0 0 3 0 】

請求項 1 に記載の発明は、被検体に対して超音波を送受信することで走査データを取得する取得手段と、前記走査データをボクセルデータに変換する変換手段と、強さの異なる平滑フィルタ処理を施す第 1、第 2 の平滑化処理手段を有し、前記ボクセルデータを受けて、前記第 1 の平滑化処理手段からの第 1 のボクセルデータと、前記第 2 の平滑化処理手段によって前記第 1 のボクセルデータより強い平滑フィルタ処理がされた第 2 のボクセルデータを出力する手段と、前記第 2 のボクセルデータに基づいて、該第 2 のボクセルデータを構成する各ボクセルの法線ベクトルを算出する法線ベクトル算出手段と、前記法線ベクトルの向きに従って、前記第 1 のボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより 3 次元画像データを生成する 3 次元画像生成手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

40

請求項 2 に記載の発明は、被検体に対して超音波を送受信することで走査データを取得する取得手段と、前記走査データを平滑フィルタ処理する第 1 の平滑化処理手段と、前記平滑フィルタ処理された前記走査データをボクセルデータに変換し第 1 のボクセルデータとして出力する変換手段と、前記第 1 のボクセルデータを受けて、前記第 1 の平滑化処理

50

手段より強い平滑フィルタ処理して第2のボクセルデータとして出力する第2の平滑化処理手段と、前記第2のボクセルデータに基づいて、該第2のボクセルデータを構成する各ボクセルの法線ベクトルを算出する法線ベクトル算出手段と、前記法線ベクトルの向きに従って、前記第1のボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより3次元画像データを生成する3次元画像生成手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

請求項3に記載の発明は、強さの異なる平滑フィルタ処理を施す第1、第2の平滑化処理手段を有し、ボクセルデータを受けて、前記第1の平滑化処理手段からの第1のボクセルデータと、前記第2の平滑化処理手段によって前記第1のボクセルデータより強い平滑フィルタ処理がされた第2のボクセルデータとを出力する手段と、前記第2のボクセルデータに基づいて、該第2のボクセルデータを構成する各ボクセルの法線ベクトルを算出する法線ベクトル算出手段と、前記法線ベクトルの向きに従って、前記第1のボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより3次元画像データを生成する3次元画像生成手段と、を有することを特徴とする医用画像処理装置である。

10

請求項4に記載の発明は、コンピュータに、ボクセルデータを受けて、平滑化処理を行って第1のボクセルデータを出力するとともに、前記平滑化処理より強い平滑化処理を行って第2のボクセルデータを出力する平滑化処理機能と、前記第2のボクセルデータに基づいて、該第2のボクセルデータを構成する各ボクセルの法線ベクトルを算出する法線ベクトル算出機能と、前記法線ベクトルの向きに従って、前記第1のボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより3次元画像データを生成する3次元画像生成機能と、を実行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。

20

【発明の効果】

【0033】

この発明によると、平滑化処理が施されたボクセルデータ又は走査データに基づいて各ボクセルの法線ベクトルを求め、平滑化処理が施されていないボクセルデータとその法線ベクトルとに基づいて3次元画像データを生成することにより、3次元画像データの空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減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】

【0034】

〔第1の実施の形態〕

30

この発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図1を参照して説明する。図1は、この発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【0035】

この第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、3次元走査データ又はボクセルデータに対して平滑化処理を施し、平滑化された3次元走査データ又は平滑化されたボクセルデータを用いて、各ボクセルの法線ベクトルを算出する。そして、超音波診断装置1は、その法線ベクトルと、平滑化処理が施されていないボクセルデータとに基づいて、陰影付きの3次元画像データを生成する。つまり、超音波診断装置1は、法線ベクトルを算出するために、3次元走査データ又はボクセルデータを平滑し、光線追跡処理を施す対象のボクセルデータには、平滑化処理が施されていないボクセルデータを用いる。これにより、3次元画像の空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。以下、超音波診断装置1の各部を説明する。

40

【0036】

超音波プローブ2は、複数の超音波振動子がマトリックス（格子）状に配置された2次元超音波プローブからなり、走査（スキャン）することによって3次元的に超音波を送受信し、プローブ表面から放射状に広がる形状の3次元データをエコー信号として受信する。

【0037】

また、超音波プローブ2には、2次元超音波プローブの代わりに、複数の超音波振動子

50

が所定方向（走査方向）に１列に配列された１次元超音波プローブであって、走査方向に直交する方向（揺動方向）に超音波振動子を機械的に揺動することが可能な１次元超音波プローブを用いてもよい。つまり、この第１の実施形態では、３次元空間をスキャンすることが可能な超音波プローブが用いられる。

【００３８】

ここで、超音波プローブ２が走査可能な領域について、図２を参照して説明する。図２は、超音波プローブが走査可能な領域を説明するための模式図である。図２に示すように、超音波プローブ２が走査できる領域２０は、３次元的な空間である。超音波プローブ２として２次元超音波プローブを用いた場合、超音波プローブ２は、超音波を電子的に走査することで３次元空間を走査する。また、超音波プローブ２として１次元超音波プローブを用いた場合、超音波プローブ２は、超音波振動子を機械的に揺動することで３次元空間を走査する。

10

【００３９】

送受信部３は送信部と受信部とを備え、図示しない制御部の指示の下、超音波プローブ２に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ２が受信したエコー信号を受信する。送受信部３から出力されるデータは信号処理部４に出力される。

【００４０】

送信部の具体的な構成について説明すると、送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路（チャンネル）の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスが発生し、超音波プローブ２の各超音波振動子に供給するようになっている。

20

【００４１】

また、送受信部３内の受信部は、図示しないプリアンプ回路、Ａ／Ｄ変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ１の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。Ａ／Ｄ変換回路は、増幅されたエコー信号をＡ／Ｄ変換する。受信遅延・加算回路は、Ａ／Ｄ変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部３によって加算処理された信号を「ＲＦ信号」と称する。このＲＦ信号は送受信部３から信号処理部４に出力される。

30

【００４２】

Ｂモード処理部４１は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号からＢモード超音波ラスタデータ（走査データ）を生成する。具体的には、Ｂモード処理部４１は、送受信部３から出力されたデータ（ＲＦ信号）に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。このＢモード処理部４１で生成されるデータをＢモード超音波ラスタデータと称する。なお、このＢモード超音波ラスタデータが、この発明の「走査データ」に相当する。また、超音波プローブ２、送受信部３及び信号処理部４が、この発明の「取得手段」に相当する。

40

【００４３】

また、ＣＦＭ処理部４２は、動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。

【００４４】

記憶部５は、信号処理部４によって生成された超音波ラスタデータ（走査データ）を一時的に記憶、保持する。

【００４５】

D S C 6 (D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r : デジタルスキャンコンバ

50

ータ)は、直交座標系で表される画像を得るために、2次元的に取得された超音波ラスタデータ(2次元走査データ)を直交座標で表される画像データに変換する(スキャンコンバージョン処理)。例えば、超音波プローブ2を用いて2次元の断面内をスキャンする場合、DSC6が記憶部5から超音波ラスタデータ(2次元走査データ)を読み出して2次元スキャンコンバージョン処理を行うことで、2次元画像データを生成する。その2次元画像データは表示部8に出力され、表示部8はその2次元画像データに基づく2次元画像を表示する。例えば、DSC6は、Bモード超音波ラスタデータに基づいて2次元情報としての断層像データを生成し、その断層像データを表示部8に出力する。表示部8はその断層像データに基づく断層像を表示する。

【0046】

10

画像処理部7は、3次元的に取得された超音波ラスタデータ(3次元走査データ)に対して、3次元スキャンコンバージョン処理を行うことでボクセルデータを生成する。さらに、画像処理部7は、そのボクセルデータに対してボリュームレンダリング処理やMPR処理などの画像処理を施すことで、3次元画像データやMPR画像データなどの画像データを生成する。

【0047】

この画像処理部7の詳細な構成及び機能について図3を参照して説明する。図3は、この発明の第1の実施形態に係る画像処理部の構成を示すブロック図である。

【0048】

スキャンコンバージョン処理部71は、記憶部5から3次元的に取得された超音波ラスタデータ(3次元走査データ)を読み出し、その3次元走査データに対して3次元スキャンコンバージョン処理を施すことにより、ボクセルデータを生成する。ここで、3次元スキャンコンバージョン処理について図4を参照して説明する。図4は、超音波ラスタデータ(3次元走査データ)とボクセルデータを示す模式図である。スキャンコンバージョン処理部71は、記憶部5から超音波ラスタデータ(3次元走査データ)21を読み出し、その超音波ラスタデータ21に対して3次元スキャンコンバージョン処理を施すことで、ボクセルデータ22を生成する。そして、スキャンコンバージョン処理部71は、ボクセルデータを平滑化処理部72と光線追跡部74に出力する。なお、スキャンコンバージョン処理部71が、この発明の「変換手段」に相当する。

20

【0049】

30

平滑化処理部72は、スキャンコンバージョン処理部71からボクセルデータを受けると、所定の平滑化フィルタを用いてそのボクセルデータに対して平滑化処理を施す。平滑化処理部72は、例えば、所定範囲におけるボクセルデータの平均を算出する。そして、平滑化処理部72は、平滑化処理後のボクセルデータを法線ベクトル算出部73に出力する。この平滑化処理後のボクセルデータは、法線ベクトルを算出するために用いられることになる。

【0050】

法線ベクトル算出部73は、平滑化処理部72から平滑化処理後のボクセルデータを受け、各ボクセルの法線ベクトルを求める。例えば、法線ベクトル算出部73は、あるボクセルと、そのボクセルの周囲に存在するボクセルとを対象として、ボクセル値の微分を求めることにより、そのボクセルにおける接線を求める。そして、法線ベクトル算出部73は、その接線に直交するベクトルをそのボクセルの法線ベクトルとする。そして、法線ベクトル算出部73は、各ボクセルの法線ベクトルを求める。このとき、法線ベクトル算出部73は、法線ベクトルを正規化することにより単位法線ベクトルに変換する。以下では、「法線ベクトル」は「単位法線ベクトル」を示すものとして説明する。そして、法線ベクトル算出部73は、各ボクセルの法線ベクトルを光線追跡部74に出力する。

40

【0051】

以上のように、平滑化処理後のボクセルデータに基づいて各ボクセルの法線ベクトルを求めることで、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。ここで、平滑化処理の前後における法線ベクトルの傾きについて、図5を参照して説明する。図5は、平滑

50

化処理の前後における法線ベクトルの傾きを説明するための模式図である。

【 0 0 5 2 】

例えば、図 5 に示すように、ある組織 1 2 0 の 3 次元走査データを取得した場合に、表面 1 2 1 において 3 次元走査データの値が急激に変化している部位 1 2 2 が存在すると、その部位 1 2 2 が存在する表面 1 2 1 の法線ベクトル 1 2 4 及び法線ベクトル 1 2 4 の向きは、他の部位の法線ベクトル 1 2 3 の向きに対して大きく傾くことになる。表面 1 2 1 に凹凸がなければ、法線ベクトルの向きは大きく傾くことはないが、3 次元走査データの値が急激に変化する箇所があることによって、その箇所における法線ベクトルが大きく傾いてしまう。

【 0 0 5 3 】

これに対して、第 1 の実施形態では、平滑化処理部 7 2 がボクセルデータに対して平滑化処理を施し、法線ベクトル算出部 7 3 は、その平滑化処理後のボクセルデータに基づいて法線ベクトルを求めているため、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。その結果、図 5 に示すように、平滑化処理前の法線ベクトル 1 2 4 は、平滑化処理によって傾きが緩やかな法線ベクトル 1 2 6 になり、平滑化処理前の法線ベクトル 1 2 5 は、平滑化処理によって傾きが緩やかな法線ベクトル 1 2 7 になる。これにより、空間的に連続している組織の表面においては、ボクセル値が急激に変化している箇所が存在しても、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。

【 0 0 5 4 】

また、第 1 の実施形態によると、本来、陰影を付けるべき構造（例えば鼻のエッジなど）では法線ベクトルの向きを維持しつつ、アーチファクトとしての陰影を生じさせる法線ベクトルの変動を効果的に抑えることが可能となる。この作用について図 6 を参照して説明する。図 6 は、平滑化処理の前後における法線ベクトルの傾きを説明するための模式図であり、顔の断面図である。

【 0 0 5 5 】

例えば、図 6 に示すように、顔 1 3 0 の 3 次元走査データを取得した場合に、3 次元走査データの値が急激に変化している部位 1 3 3 が存在すると、その部位 1 3 3 が存在する表面 1 3 1 の法線ベクトル 1 3 6 の向きは、他の部位の法線ベクトル 1 3 4 の向きに対して大きく傾くことになる。第 1 の実施形態によると、平滑化処理部 7 2 がボクセルデータに対して平滑化処理を施し、法線ベクトル算出部 7 3 は、その平滑化処理後のボクセルデータに基づいて法線ベクトルを求めているため、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。その結果、図 6 に示すように、平滑化処理前の法線ベクトル 1 3 6 は、平滑化処理によって傾きが緩やかな法線ベクトル 1 3 7 になる。つまり、空間的に連続している組織の表面においては、ボクセル値が急激に変化している箇所が存在しても、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。

【 0 0 5 6 】

一方、本来、陰影を付けるべき構造（例えば鼻 1 3 2 のエッジなど）では、平滑化処理を施しても、法線ベクトルの向きを維持することができる。例えば、鼻 1 3 2 のエッジにおける法線ベクトル 1 3 8 は、平滑化処理によって法線ベクトル 1 3 9 になるが、傾きは僅かに変わる程度で、本来の傾きを維持している。また、顔 1 3 0 の表面 1 3 1 の法線ベクトル 1 3 4 も平滑化処理によって法線ベクトル 1 3 5 になるが、傾きが僅かに変わる程度で、本来の傾きを維持している。

【 0 0 5 7 】

以上のように、第 1 の実施形態によると、本来、陰影を付けるべき構造では、法線ベクトルの向きを維持することができ、さらに、除去すべき陰影を生じさせる法線ベクトルの傾きを効果的に抑えることが可能となる。

【 0 0 5 8 】

光線追跡処理部 7 4 は、スキャンコンバージョン処理部 7 1 からボクセルデータを受け、法線ベクトル算出部 7 3 から各ボクセルの法線ベクトルを受けると、そのボクセルデータに対して光線追跡処理（Ray Tracing 処理）を施すことにより、3 次元画像

10

20

30

40

50

データを生成する。この実施形態では、スキャンコンバージョン処理部 7 1 から出力されるボクセルデータは平滑化処理が施されていない。一方、法線ベクトル算出部 7 3 から出力される法線ベクトルは、平滑化処理が施されたボクセルデータに基づいて求められている。そして、この実施形態に係る光線追跡処理部 7 4 は、平滑化処理が施されたボクセルデータに基づいて得られた法線ベクトルに従って、平滑化処理が施されていないボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことで、陰影付きの 3 次元画像データを生成する。なお、光線追跡処理部 7 4 は、光線追跡処理で設定された光源からの光線の方向と、法線ベクトル算出部 7 3 にて算出された法線ベクトルの向きとに基づいて、物体表面のある点における明るさ（反射輝度）を求めて、陰影付きの 3 次元画像データを生成する。具体的には、光線追跡処理部 7 4 は、光源からの光線の方向を示すベクトルと法線ベクトルとの内積を求めることで、物体表面の明るさを求める。なお、光線追跡処理部 7 4 が、この発明の「3 次元画像生成手段」に相当する。

10

【0059】

以上のように、光線追跡処理部 7 4 の処理の対象となるボクセルデータは、平滑化処理が施されていないため、そのボクセルデータに基づいて生成される 3 次元画像データの空間分解能を低下させずに済む。

【0060】

そして、画像処理部 7 は、生成した陰影付きの 3 次元画像データを表示部 8 に出力する。これにより、表示部 8 には、陰影付きの 3 次元画像データに基づく 3 次元画像が表示される。

20

【0061】

以上のように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、光線追跡処理を施す対象のボクセルデータには、平滑化処理が施されていないボクセルデータを用いるため、3 次元画像データの空間分解能を低下させずに済む。さらに、ボクセルの法線ベクトルを求めるためのボクセルデータには、平滑化処理後のボクセルデータを用いることで、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。

【0062】

なお、画像処理部 7 は、超音波診断装置 1 に内蔵された A S I C、F P G A 若しくは C P U で構成されるか、又は超音波診断装置 1 の外部に設置されたワークステーションなどで構成されている。そして、画像処理部 7 は、図示しない記憶部に記憶されている医用画像処理プログラムを実行することで、スキャンコンバージョン処理部 7 1、平滑化処理部 7 2、法線ベクトル算出部 7 3、及び光線追跡処理部 7 4 の機能を実行する。

30

【0063】

表示部 8 は C R T や液晶ディスプレイなどのモニタで構成され、そのモニタ画面上に断層像、3 次元画像又は血流情報などが表示される。

【0064】

また、超音波診断装置 1 には、図示しない制御部が設けられている。制御部は超音波診断装置 1 の各部に接続されて、超音波診断装置 1 の動作を制御する。その他、超音波診断装置 1 には、超音波の送受信条件などに関する各種設定を入力するための操作部（図示しない）が備えられている。この操作部は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード又は T C S (T o u c h C o m m a n d S c r e e n) などで構成されている。

40

【0065】

（変形例 1）

次に、第 1 の実施形態の変形例 1 について図 7 を参照して説明する。図 7 は、変形例 1 に係る画像処理部の構成を示すブロック図である。

【0066】

変形例 1 では、画像処理部の構成を変えた。この変形例 1 に係る超音波診断装置は、画像処理部 7 の代わりに画像処理部 7 A を備えている。また、画像処理部以外の構成については、変形例 1 に係る超音波診断装置は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成

50

と同じ構成を備えている。従って、画像処理部 7 A の構成及び機能について説明し、画像処理部 7 A 以外の構成については説明を省略する。

【 0 0 6 7 】

変形例 1 に係る画像処理部 7 A は、画像処理部 7 が備える平滑化処理部 7 2 の代わりに、平均化処理部 7 5 を備えている。また、画像処理部 7 A が備えるスキャンコンバージョン処理部 7 1、法線ベクトル算出部 7 3、及び光線追跡処理部 7 4 の機能は、第 1 の実施形態に係る画像処理部 7 と同じ機能を備えている。

【 0 0 6 8 】

平均化処理部 7 5 は、法線ベクトル算出部 7 3 にて求められた法線ベクトルを受けて、所定範囲に含まれる複数の法線ベクトルを対象として、法線ベクトルの平均を算出することで、各ボクセルの法線ベクトルを平均化する。そして、平均化処理部 7 5 は、平均化した法線ベクトルを光線追跡処理部 7 4 に出力する。

10

【 0 0 6 9 】

以上のように、法線ベクトルを平均化することで、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。これにより、空間的に連続している組織の表面においては、ボクセル値が急激に変化している箇所が存在しても、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。

【 0 0 7 0 】

光線追跡処理部 7 4 は、スキャンコンバージョン処理部 7 1 からボクセルデータを受け、平均化処理部 7 5 から各ボクセルの法線ベクトルを受けると、そのボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより、3次元画像データを生成する。この変形例 1 では、スキャンコンバージョン処理部 7 1 から光線追跡処理部 7 4 に出力されるボクセルデータは、平滑化処理が施されていない。一方、平均化処理部 7 5 から光線追跡処理部 7 4 に出力される法線ベクトルは、平均化処理部 7 5 にて平均化されている。そして、光線追跡処理部 7 4 は、平均化された法線ベクトルに従って、平滑化処理が施されていないボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことで、陰影付きの 3次元画像データを生成する。

20

【 0 0 7 1 】

以上のように、光線追跡処理部 7 4 の処理の対象となるボクセルデータは、平滑化処理が施されていないため、そのボクセルデータに基づいて生成される 3次元画像データの空間分解能を低下させずに済む。

30

【 0 0 7 2 】

そして、画像処理部 7 A は、生成した陰影付きの 3次元画像データを表示部 8 に出力する。これにより、表示部 8 には、陰影付きの 3次元画像データに基づく 3次元画像が表示される。

【 0 0 7 3 】

以上のように、変形例 1 に係る超音波診断装置によると、光線追跡処理を施す対象のボクセルデータには、平滑化処理が施されていないボクセルデータを用い、光線追跡処理には平均化された法線ベクトルを用いることで、3次元画像データの空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。

【 0 0 7 4 】

40

(変形例 2)

次に、第 1 の実施形態の変形例 2 について図 8 を参照して説明する。図 8 は、変形例 2 に係る画像処理部の構成を示すブロック図である。

【 0 0 7 5 】

変形例 2 では、画像処理部の構成を変えた。この変形例 2 に係る超音波診断装置は、画像処理部 7 の代わりに画像処理部 7 B を備えている。また、画像処理部以外の構成については、変形例 2 に係る超音波診断装置は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成と同じ構成を備えている。従って、画像処理部 7 B の構成及び機能について説明し、画像処理部 7 B 以外の構成については説明を省略する。

【 0 0 7 6 】

50

変形例 2 に係る画像処理部 7 B は、第 1 の実施形態に係る画像処理部 7 と同様に、スキャンコンバージョン処理部 7 1、平滑化処理部 7 2、法線ベクトル算出部 7 3、及び光線追跡処理部 7 4 を備えている。画像処理部 7 B の各部の機能は、第 1 の実施形態に係る画像処理部 7 の各部の機能と同じであるが、それぞれの配置が異なる。

【 0 0 7 7 】

スキャンコンバージョン処理部 7 1 は、記憶部 5 から超音波ラスタデータ（3 次元走査データ）を読み出し、その 3 次元走査データに対して 3 次元スキャンコンバージョン処理を施すことにより、ボクセルデータを生成する。そして、スキャンコンバージョン処理部 7 1 は、ボクセルデータを光線追跡処理部 7 4 に出力する。このボクセルデータは、光線追跡処理部 7 4 にて光線追跡処理が施される。このように、光線追跡処理の対象となるボクセルデータには、その生成過程において平滑化処理が施されていないボクセルデータを用いる。なお、生成過程において平滑化処理が施されていないボクセルデータを、便宜的に「第 1 のボクセルデータ」と称することにする。

10

【 0 0 7 8 】

平滑化処理部 7 2 は、記憶部 5 から 3 次元走査データを読み出し、所定の平滑化フィルタを用いてその 3 次元走査データに対して平滑化処理を施す。そして、平滑化処理部 7 2 は、平滑化処理後の 3 次元走査データをスキャンコンバージョン処理部 7 1 に出力する。そして、スキャンコンバージョン処理部 7 1 は、平滑化処理部 7 2 から平滑化処理後の 3 次元走査データを受けると、その平滑化処理後の 3 次元画像データに対して、3 次元スキャンコンバージョン処理を施すことにより、ボクセルデータを生成する。このボクセルデータは、その生成過程において、平滑化処理が施されたことになる。そして、スキャンコンバージョン処理部 7 1 は、生成過程において平滑化処理が施されているボクセルデータを法線ベクトル算出部 7 3 に出力する。このように、法線ベクトルの算出に用いられるボクセルデータには、その生成過程において平滑化処理が施されているボクセルデータを用いる。なお、生成過程において平滑化処理が施されているボクセルデータを、便宜的に「第 2 のボクセルデータ」と称することにする。

20

【 0 0 7 9 】

法線ベクトル算出部 7 3 は、スキャンコンバージョン処理部 7 1 から第 2 のボクセルデータ（生成過程で平滑化処理が施されているボクセルデータ）を受け、各ボクセルの法線ベクトルを求める。第 2 のボクセルデータは、その生成過程において平滑化処理が施されているため、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。これにより、空間的に連続している組織の表面においては、ボクセル値が急激に変化している箇所が存在しても、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。

30

【 0 0 8 0 】

光線追跡処理部 7 4 は、スキャンコンバージョン処理部 7 1 から第 1 のボクセルデータ（平滑化処理が施されていないボクセルデータ）を受け、さらに、法線ベクトル算出部 7 3 から、第 2 のボクセルデータ（平滑化処理が生成過程で施されているボクセルデータ）に基づいて求められた法線ベクトルを受けて、第 1 のボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより、陰影付きの 3 次元画像データを生成する。

40

【 0 0 8 1 】

以上のように、光線追跡処理部 7 4 の処理の対象となるボクセルデータ（第 1 のボクセルデータ）は、平滑化処理が施されていないため、そのボクセルデータに基づいて生成される 3 次元画像データの空間分解能を低下させずに済む。

【 0 0 8 2 】

そして、画像処理部 7 B は、生成した陰影付きの 3 次元画像データを表示部 8 に出力する。これにより、表示部 8 には、陰影付きの 3 次元画像データに基づく 3 次元画像が表示される。

【 0 0 8 3 】

以上のように、変形例 2 に係る超音波診断装置によると、光線追跡処理を施す対象のボクセルデータには、平滑化処理が施されていないボクセルデータを用い、ボクセルの法線

50

ベクトルを求めるためのボクセルデータには、その生成過程において平滑化処理が施されたボクセルデータを用いることで、3次元画像データの空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。

【0084】

(変形例3)

次に、第1の実施形態の変形例3について図9を参照して説明する。図9は、変形例3に係る画像処理部の構成を示すブロック図である。

【0085】

第1の実施形態、変形例1、及び変形例2では、光線追跡処理の対象となるボクセルデータに対して平滑化処理を施さなかったが、そのボクセルデータに対して、ノイズを除去する程度の弱い平滑化フィルタを用いて平滑化処理を施してもよい。例えば、図9に示す変形例3に係る画像処理部7Cは、第1の平滑化処理部72Aと第2の平滑化処理部72Bを備えている。

【0086】

第1の平滑化処理部72Aは、スキャンコンバージョン処理部71によって生成されたボクセルデータに対して第1の平滑化処理を施す。この第1の平滑化処理に用いられる第1の平滑化フィルタは、ボクセルデータのノイズを除去する程度の弱いフィルタを用いる。そして、第1の平滑化処理部72Aは、第1の平滑化処理が施されたボクセルデータを第2の平滑化処理部72Bと光線追跡処理部74に出力する。

【0087】

第2の平滑化処理部72Bは、第1の平滑化処理が施されたボクセルデータに対して第2の平滑化処理を施す。そして、第2の平滑化処理部72Bは、第2の平滑化処理が施されたボクセルデータを法線ベクトル算出部73に出力する。この第2の平滑化処理に用いられる第2の平滑化フィルタは、第1の平滑化処理に用いられる第1の平滑化フィルタと同じ平滑化フィルタを用いてもよく、第1の平滑化フィルタよりも、平滑化作用が強い平滑化フィルタを用いてもよい。例えば、第1の平滑化フィルタよりも、平滑化を行う範囲を広くすることで、平滑化作用を強くすることができる。

【0088】

法線ベクトル算出部73は、第2の平滑化処理が施されたボクセルデータに基づいて、各ボクセルの法線ベクトルを求める。このように、第1の平滑化処理と第2の平滑化処理が施されたボクセルデータに基づいて各ボクセルの法線ベクトルを求めることで、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。つまり、空間的に連続している組織の表面においては、ボクセル値が急激に変化している箇所が存在しても、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。

【0089】

光線追跡処理部74は、第1の平滑化処理部72Aから第1の平滑化処理が施されたボクセルデータを受け、法線ベクトル算出部73から各ボクセルの法線ベクトルを受けると、そのボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより、3次元画像データを生成する。第1の平滑化処理部72Aで用いられる第1の平滑化フィルタは、ノイズを除去する程度の弱いフィルタであるため、3次元画像データの空間分解能を低下させずに済む。また、第1の平滑化処理と第2の平滑化処理が施されたボクセルデータに基づいて求められた法線ベクトルは、急激な変化が抑えられているため、アーチファクトとしての陰影を除去することが可能となる。

【0090】

そして、画像処理部7Cは、生成した陰影付きの3次元画像データを表示部8に出力する。これにより、表示部8には、陰影付きの3次元画像データに基づく3次元画像が表示される。

【0091】

なお、変形例3では、スキャンコンバージョン処理後のボクセルデータに第1の平滑化処理を施したが、スキャンコンバージョン処理前の3次元走査データに対して第1の平滑

10

20

30

40

50

化処理を施してもよい。また、変形例 1 及び変形例 2 においても、ノイズを除去する程度の弱い平滑化フィルタを用いた第 1 の平滑化処理を実行してもよい。例えば、変形例 1 では、スキャンコンバージョン処理後のボクセルデータに対して第 1 の平滑化処理を施したり、スキャンコンバージョン処理前の 3 次元走査データに対して第 1 の平滑化処理を施したりしてもよい。また、変形例 2 では、スキャンコンバージョン処理前の 3 次元走査データに対して第 1 の平滑化処理を施したり、光線追跡処理部 7 4 に出力するボクセルデータに対して第 1 の平滑化処理を施したりしてもよい。

【 0 0 9 2 】

以上のように、ノイズを除去する程度の弱い平滑化フィルタを 3 次元走査データやボクセルデータに作用させても、平滑化フィルタの作用が弱いため、3 次元画像データの空間分解能を低下させずに済む。そして、法線ベクトルの算出に用いられるボクセルデータには、第 1 の平滑化処理と第 2 の平滑化処理が施されたボクセルデータを用いることにより、法線ベクトルの急激な変化を抑えることができるため、アーチファクトとしての陰影を除去することが可能となる。

【 0 0 9 3 】

[第 2 の実施の形態]

次に、この発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図 1 0 を参照して説明する。図 1 0 は、この発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【 0 0 9 4 】

第 2 の実施形態では、D S C 及び画像処理部の構成を変えた。第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 A は、D S C 6 の代わりに D S C 6 A を備え、さらに、画像処理部 7 の代わりに画像処理部 7 D を備えている。この第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 A は、D S C 6 A がスキャンコンバージョン処理と平滑化処理を行い、画像処理部 7 D が法線ベクトルの算出と光線追跡処理を行う。

【 0 0 9 5 】

なお、D S C 6 A 及び画像処理部 7 D 以外の構成については、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 A は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成と同じ構成を備えている。従って、D S C 6 A と画像処理部 7 D の構成及び機能について説明し、D S C 6 A 及び画像処理部 7 D 以外の構成については説明を省略する。

【 0 0 9 6 】

D S C 6 及び画像処理部 7 D の構成を図 1 1 に示す。図 1 1 は、この発明の第 2 の実施形態に係る D S C と画像処理部の構成を示すブロック図である。D S C 6 A は、スキャンコンバージョン処理部 6 1 と平滑化処理部 6 2 を備えている。また、画像処理部 7 D は、法線ベクトル算出部 7 3 と光線追跡処理部 7 4 を備えている。

【 0 0 9 7 】

スキャンコンバージョン処理部 6 1 は、上記変形例 3 のスキャンコンバージョン処理部 7 1 と同じ機能を有する。つまり、スキャンコンバージョン処理部 6 1 は、記憶部 5 から超音波ラスタデータ（3 次元走査データ）を読み出し、その 3 次元画像データに対して 3 次元スキャンコンバージョン処理を施すことにより、ボクセルデータ（第 1 のボクセルデータ）を生成する。そして、スキャンコンバージョン処理部 6 1 は、その第 1 のボクセルデータを画像処理部 7 D の光線追跡処理部 7 4 に出力する。この第 1 のボクセルデータは、光線追跡処理部 7 4 にて光線追跡処理が施される。このように、光線追跡処理の対象となるボクセルデータには、その生成過程において平滑化処理が施されていないボクセルデータを用いる。

【 0 0 9 8 】

平滑化処理部 6 2 は、上記変形例 3 の平滑化処理部 7 2 と同じ機能を有する。つまり、平滑化処理部 6 2 は、記憶部 5 から 3 次元走査データを読み出し、その 3 次元走査データに対して所定の平滑化フィルタを用いて平滑化処理を施す。そして、平滑化処理部 6 2 は、平滑化処理後の 3 次元走査データをスキャンコンバージョン処理部 6 1 に出力する。そ

して、スキャンコンバージョン処理部 6 1 は、平滑化処理部 6 2 から平滑化処理後の 3 次元走査データを受けると、その平滑化処理後の 3 次元画像データに対して、3 次元スキャンコンバージョン処理を施すことにより、ボクセルデータ（第 2 のボクセルデータ）を生成する。この第 2 のボクセルデータは、その生成過程において、平滑化処理が施されたことになる。そして、スキャンコンバージョン処理部 6 1 は、第 2 のボクセルデータを画像処理部 7 D の法線ベクトル算出部 7 3 に出力する。このように、法線ベクトルの算出に用いられるボクセルデータには、その生成過程において平滑化処理が施されているボクセルデータを用いる。

【 0 0 9 9 】

画像処理部 7 D の法線ベクトル算出部 7 3 は、D S C 6 A のスキャンコンバージョン処理部 6 1 から第 2 のボクセルデータを受けると、各ボクセルの法線ベクトルを求める。第 2 のボクセルデータは、その生成過程において平滑化処理が施されているため、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。これにより、空間的に連続している組織の表面においては、ボクセル値が急激に変化している箇所が存在しても、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。

【 0 1 0 0 】

画像処理部 7 D の光線追跡処理部 7 4 は、D S C 6 A のスキャンコンバージョン処理部 6 1 から第 1 のボクセルデータを受け、さらに、法線ベクトル算出部 7 3 から、第 2 のボクセルデータに基づいて求められた法線ベクトルを受けて、第 1 のボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより、陰影付きの 3 次元画像データを生成する。

【 0 1 0 1 】

そして、画像処理部 7 D は、生成した陰影付きの 3 次元画像データを表示部 8 に出力する。これにより、表示部 8 には、陰影付きの 3 次元画像データに基づく 3 次元画像が表示される。

【 0 1 0 2 】

以上のように、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 A であっても、光線追跡処理を施す対象のボクセルデータには、平滑化処理が施されていないボクセルデータを用い、ボクセルの法線ベクトルを求めるためのボクセルデータには、その生成過程において平滑化処理が施されたボクセルデータを用いることで、3 次元画像データの空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。

【 0 1 0 3 】

また、この第 2 の実施形態においても、上記変形例 3 と同様に、光線追跡処理の対象となるボクセルデータに対して、ノイズを除去する程度の弱い平滑化フィルタを用いた平滑化処理を施してもよい。

【 0 1 0 4 】

[第 3 の実施の形態]

次に、この発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図 1 2 及び図 1 3 を参照して説明する。図 1 2 は、この発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。図 1 3 は、1 次元超音波プローブによる走査範囲、2 次元画像、及びボクセルデータを説明するための模式図である。

【 0 1 0 5 】

この第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 B では、1 次元超音波プローブ 2 A を用いた。操作者が 1 次元超音波プローブ 2 A を手動で移動させることで、3 次元空間を走査する。例えば、図 1 3 (a) に示すように、1 次元超音波プローブ 2 A は、2 次元の断面 2 3 内を走査することができる。そして、操作者が 1 次元超音波プローブ 2 A を手動で X 方向に移動させることで、3 次元空間を走査することができる。

【 0 1 0 6 】

第 3 の実施形態では、D S C 6 が、2 次元スキャンコンバージョン処理を実行することで、2 次元画像データを生成する。例えば、図 1 3 (b) に示すように、D S C 6 は 2 次元的に取得された 2 次元走査データ 2 4 を受けて、その 2 次元走査データ 2 4 に対して 2

10

20

30

40

50

次元スキャンコンバージョン処理を施すことにより、２次元画像データ２５を生成する。そして、ＤＳＣ６はその２次元画像データ２５を画像処理部７に出力する。また、ＤＳＣ６は２次元画像データを表示部８に出力する。これにより、表示部８には２次元画像データに基づく２次元画像（断層像）が表示されることになる。

【０１０７】

画像処理部７は、ＤＳＣ６から複数の２次元画像データを受けると、図１３（ｃ）に示すように、複数の２次元画像データ２５を結合することで、ボクセルデータ２６を生成する。そして、画像処理部７は、そのボクセルデータ２６に対してポリウムレンダリングを施すことで、３次元画像データを生成する。

【０１０８】

画像処理部７は、上述した第１の実施形態に係る画像処理部７と同じ機能を有する。つまり、画像処理部７は、ボクセルデータに対して平滑化処理を施し、その平滑化処理が施されたボクセルデータに基づいて、各ボクセルの法線ベクトルを算出する。そして、画像処理部７は、その法線ベクトルに従って、平滑化処理が施されていないボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことで、陰影付きの３次元画像データを生成する。これにより、３次元画像の空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。

【０１０９】

また、画像処理部７の代わりに変形例１に係る画像処理部７Ａを超音波診断装置１Ｂに設置してもよい。この場合、画像処理部７Ａは、平滑化処理が施されていないボクセルデータに基づいて、各ボクセルの法線ベクトルを算出し、所定範囲に含まれる複数の法線ベクトルの平均を算出する。そして、画像処理部７Ａは、その法線ベクトルに従って、平滑化処理が施されていないボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことで、陰影付きの３次元画像データを生成する。これにより、３次元画像の空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。

【０１１０】

なお、この第３の実施形態では、超音波診断装置１Ｂが画像処理部７又は画像処理部７Ａを備えた場合について説明したが、変形例２や第２の実施形態に係る画像処理部やＤＳＣを備えても、３次元画像の空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。

【０１１１】

[第４の実施の形態]

次に、この発明の第４の実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図１４を参照して説明する。図１４は、この発明の第４の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【０１１２】

この第４の実施形態に係る超音波診断装置１Ｃでは、第３の実施形態に係る超音波診断装置１Ｂと同様に、１次元超音波プローブ２Ａを用いた。第４の実施形態では、画像処理部７が、２次元スキャンコンバージョン処理を実行することで、２次元画像データを生成する。さらに、画像処理部７は、複数の２次元画像データを結合することで、ボクセルデータを生成する。そして、画像処理部７は、そのボクセルデータに対してポリウムレンダリングを施すことで、３次元画像データを生成する。

【０１１３】

画像処理部７は、上述した第１の実施形態に係る画像処理部７と同じ機能を有する。つまり、画像処理部７は、ボクセルデータに対して平滑化処理を施し、その平滑化処理が施されたボクセルデータに基づいて、各ボクセルの法線ベクトルを算出する。そして、画像処理部７は、その法線ベクトルに従って、平滑化処理が施されていないボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことで、陰影付きの３次元画像データを生成する。これにより、３次元画像の空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。

【 0 1 1 4 】

また、上述した第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 B と同様に、画像処理部 7 の代わりに変形例 1 に係る画像処理部 7 A を超音波診断装置 1 C に設置してもよい。この場合も、3 次元画像の空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。

【 0 1 1 5 】

なお、上記第 1 の実施形態、変形例 1、変形例 2、変形例 3、第 2 の実施形態、第 3 の実施形態、及び第 4 の実施形態では、超音波診断装置について説明したが、この発明は超音波診断装置に限定されない。画像処理部 7 などを X 線 C T 装置や M R I 装置などの他の医用画像診断装置に適用しても、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 などと同じ作用及び効果を奏することができる。さらに、この発明を医用画像診断装置以外の医用画像処理装置に適用してもよい。この発明を医用画像処理装置に適用した 1 例を、第 5 の実施形態と第 6 の実施形態として説明する。

10

【 0 1 1 6 】

[第 5 の実施の形態]

この発明の第 5 の実施形態に係る医用画像処理装置の構成について、図 1 5 を参照して説明する。図 1 5 は、この発明の第 5 の実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【 0 1 1 7 】

医用画像処理装置 9 は、平滑化処理部 9 1、法線ベクトル算出部 9 2、及び光線追跡処理部 9 3 を備え、ボクセルデータを受けて、そのボクセルデータに対してボリュームレンダリングを施すことにより、陰影付きの 3 次元画像データを生成する。

20

【 0 1 1 8 】

平滑化処理部 9 1 は、ボクセルデータを受けて、そのボクセルデータに対して所定の平滑化フィルタを用いて平滑化処理を施す。そして、平滑化処理部 9 1 は、平滑化処理後のボクセルデータを法線ベクトル算出部 9 2 に出力する。この平滑化処理後のボクセルデータは、ボクセルの法線ベクトルを算出するために用いられる。

【 0 1 1 9 】

法線ベクトル算出部 9 2 は、平滑化処理部 9 1 から平滑化処理後のボクセルデータを受けて、そのボクセルデータに基づいて各ボクセルの法線ベクトルを求める。そして、法線ベクトル算出部 9 2 は、法線ベクトルを光線追跡処理部 9 3 に出力する。

30

【 0 1 2 0 】

光線追跡処理部 9 3 は、平滑化処理が施されていないボクセルデータを受け、さらに、法線ベクトル算出部 9 2 から法線ベクトルを受けて、そのボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより、陰影付きの 3 次元画像データを生成する。

【 0 1 2 1 】

そして、光線追跡処理部 9 3 は、生成した陰影付きの 3 次元画像データを、図示しない表示部に出力する。これにより、表示部には、陰影付きの 3 次元画像データに基づく 3 次元画像が表示される。

【 0 1 2 2 】

以上のように、第 5 の実施形態に係る医用画像処理装置 9 によると、光線追跡処理を施す対象のボクセルデータには、平滑化処理が施されていないボクセルデータを用い、ボクセルの法線ベクトルを求めるためのボクセルデータには、平滑化処理が施されたボクセルデータを用いることで、3 次元画像データの空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。

40

【 0 1 2 3 】

なお、この第 5 の実施形態において、上記変形例 3 と同様に、平滑化処理を 2 回行ってもよい。例えば、平滑化処理部 9 1 は、ボクセルデータに対して第 1 の平滑化処理を施し、さらに、第 1 の平滑化処理が施されたボクセルデータに対して、第 1 の平滑化処理よりも平滑化の作用が強い第 2 の平滑化処理を施す。そして、平滑化処理部 9 1 は、第 1 の平

50

平滑化処理が施されたボクセルデータを光線追跡処理部 9 3 に出力し、第 1 及び第 2 の平滑化処理が施されたボクセルデータを法線ベクトル算出部 9 2 に出力する。このように、法線ベクトルの算出に用いられるボクセルデータに対して複数回の平滑化処理を行うことにより、法線ベクトルの急激な変化を抑えることが可能となる。また、光線追跡処理の対象となるボクセルデータに対しては、ノイズを除去する程度の平滑化処理が施されるだけであるため、3 次元画像データの空間分解能を低下させずに済む。

【0124】

[第 6 の実施の形態]

次に、この発明の第 6 の実施形態に係る医用画像処理装置の構成について、図 1 6 を参照して説明する。図 1 6 は、この発明の第 6 の実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示すブロック図である。

10

【0125】

医用画像処理装置 9 A は、法線ベクトル算出部 9 2、光線追跡処理部 9 3、及び平均化処理部 9 4 を備え、ボクセルデータを受けて、そのボクセルデータに対してボリュームレンダリングを施すことにより、陰影付きの 3 次元画像データを生成する。

【0126】

法線ベクトル算出部 9 2 は、ボクセルデータを受けて、そのボクセルデータに基づいて各ボクセルの法線ベクトルを求める。そして、法線ベクトル算出部 9 2 は、法線ベクトルを平均化処理部 9 4 に出力する。

【0127】

20

平均化処理部 9 4 は、法線ベクトル算出部 9 2 にて求められた法線ベクトルを受けて、所定範囲に含まれる複数の法線ベクトルを対象として、法線ベクトルの平均を算出することで、各ボクセルの法線ベクトルを平均化する。そして、平均化処理部 9 4 は、平均化した法線ベクトルを光線追跡処理部 7 4 に出力する。

【0128】

光線追跡処理部 9 3 は、ボクセルデータを受け、さらに、平均化処理部 9 4 から各ボクセルの法線ベクトルを受けると、そのボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことにより、3 次元画像データを生成する。この第 6 の実施形態では、光線追跡処理部 9 3 に出力されるボクセルデータは、平滑化処理が施されていない。一方、平均化処理部 9 4 から光線追跡処理部 9 3 に出力される法線ベクトルは、平均化処理部 9 4 にて平均化されている。そして、光線追跡処理部 9 3 は、平均化された法線ベクトルに従って、平滑化処理が施されていないボクセルデータに対して光線追跡処理を施すことで、陰影付きの 3 次元画像データを生成する。

30

【0129】

そして、光線追跡処理部 9 3 は、生成した陰影付きの 3 次元画像データを、図示しない表示部に出力する。これにより、表示部には、陰影付きの 3 次元画像データに基づく 3 次元画像が表示される。

【0130】

以上のように、第 6 の実施形態に係る医用画像処理装置によると、光線追跡処理を施す対象のボクセルデータには、平滑化処理が施されていないボクセルデータを用い、光線追跡処理には平均化された法線ベクトルを用いることで、3 次元画像データの空間分解能を低下させずに、アーチファクトとしての陰影を低減することが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0131】

【図 1】この発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【図 2】超音波プローブが走査可能な領域を説明するための模式図である。

【図 3】この発明の第 1 の実施形態に係る画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図 4】超音波ラスタデータ（3 次元走査データ）とボクセルデータを示す模式図である。

50

【図 5】平滑化処理の前後における法線ベクトルの傾きを説明するための模式図である。

【図 6】平滑化処理の前後における法線ベクトルの傾きを説明するための模式図であり、顔の断面図である。

【図 7】変形例 1 に係る画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図 8】変形例 2 に係る画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図 9】変形例 3 に係る画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図 10】この発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【図 11】この発明の第 2 の実施形態に係る D S C と画像処理部の構成を示すブロック図である。

10

【図 12】この発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【図 13】1 次元超音波プローブによる走査範囲、2 次元画像、及びボクセルデータを説明するための模式図である。

【図 14】この発明の第 4 の実施形態に係る超音波診断装置の概略的な構成を示すブロック図である。

【図 15】この発明の第 5 の実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図 16】この発明の第 6 の実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示すブロック図である。

20

【図 17】従来技術に係る超音波診断装置の一部を示すブロック図である。

【図 18】超音波が伝播する経路を説明するための図である。

【図 19】法線ベクトルの傾きを説明するための模式図である。

【図 20】従来技術に係る平滑化処理を説明するためのブロック図である。

【図 21】従来技術に係る平滑化処理を説明するためのブロック図である。

【符号の説明】

【 0 1 3 2 】

1 超音波診断装置

7 画像処理部

9 医用画像処理装置

30

7 1 スキャンコンバージョン処理部

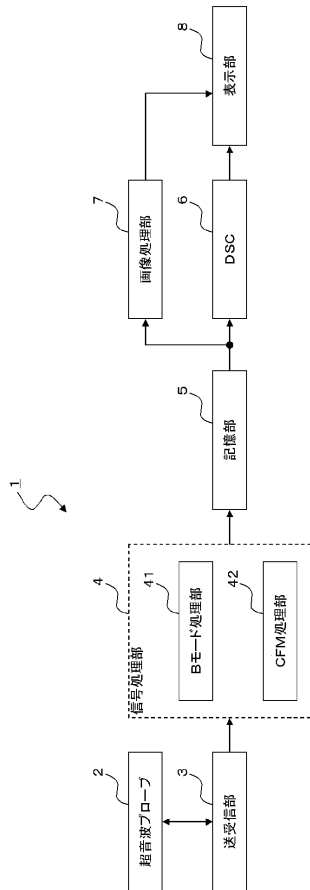
7 2、9 1 平滑化処理部

7 3、9 2 法線ベクトル算出部

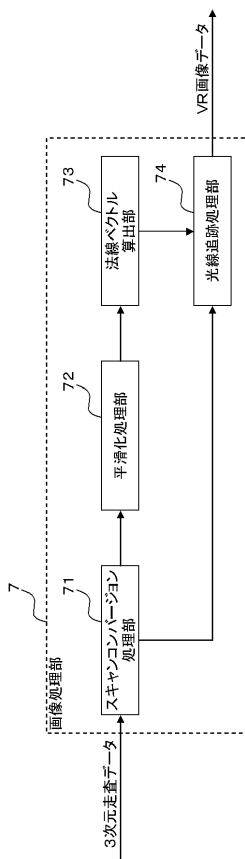
7 4、9 3 光線追跡処理部

7 5、9 4 平均化処理部

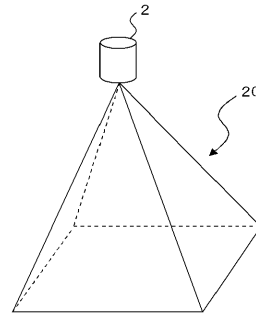
【図 1】



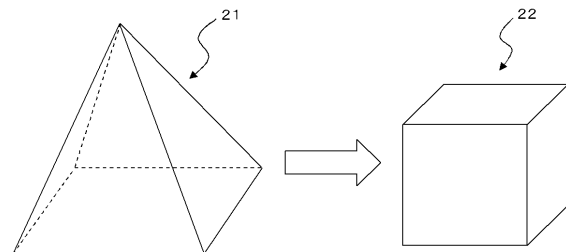
【図 3】



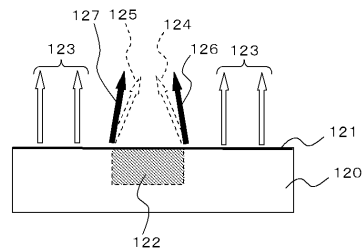
【図 2】



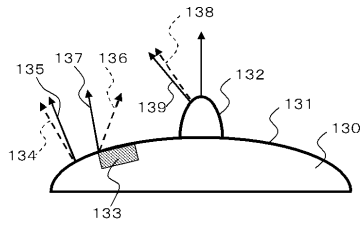
【図 4】



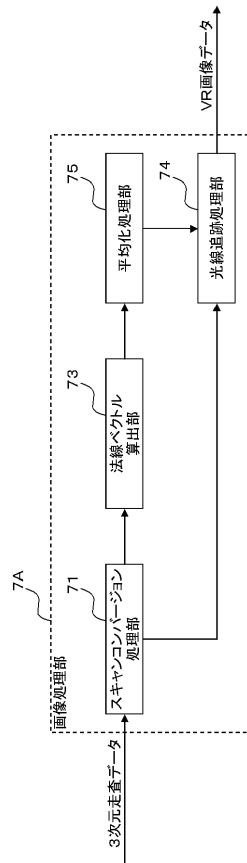
【図 5】



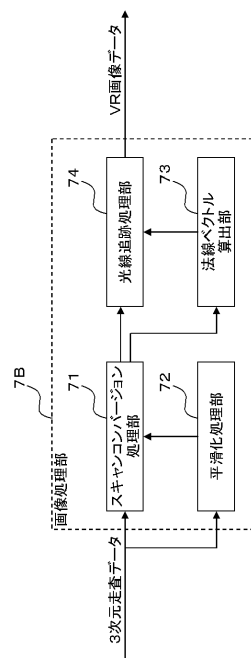
【図6】



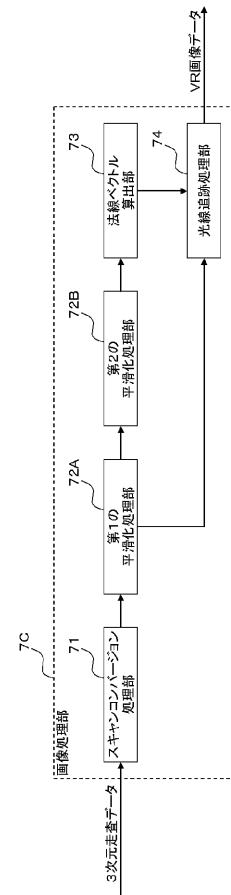
【図7】



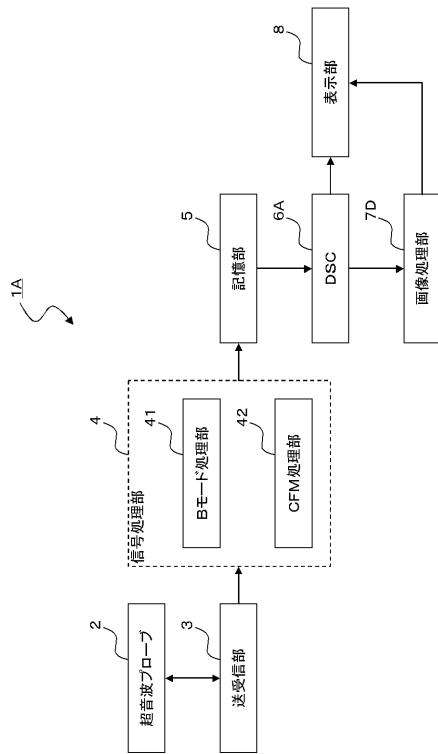
【図8】



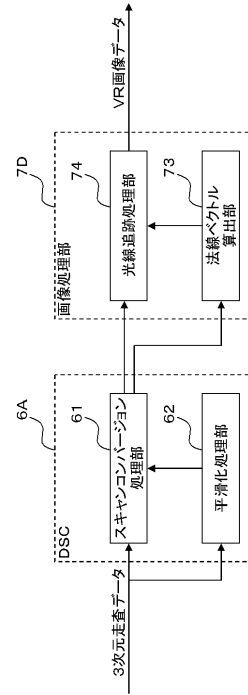
【図9】



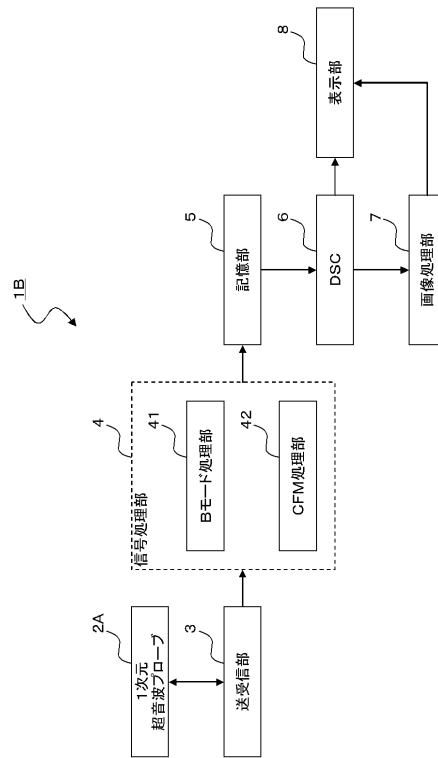
【図10】



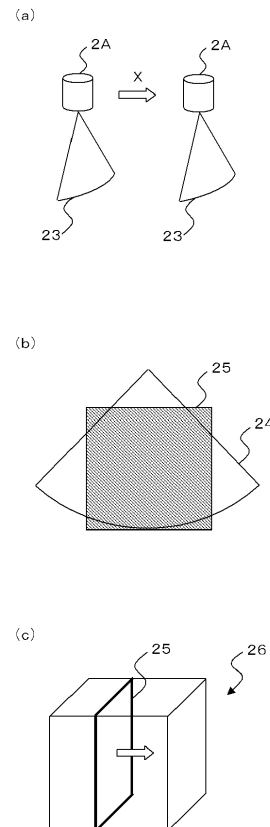
【図11】



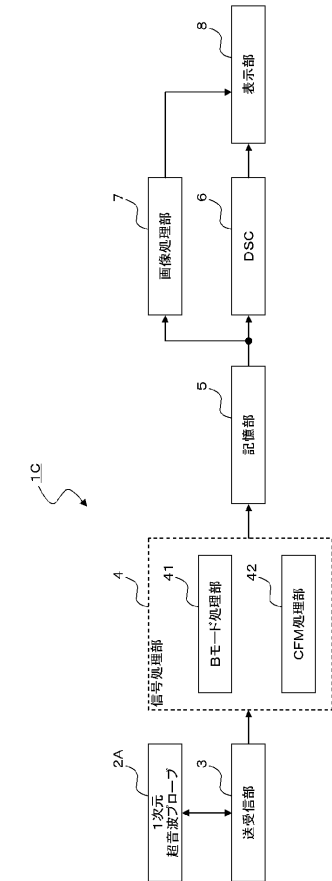
【図12】



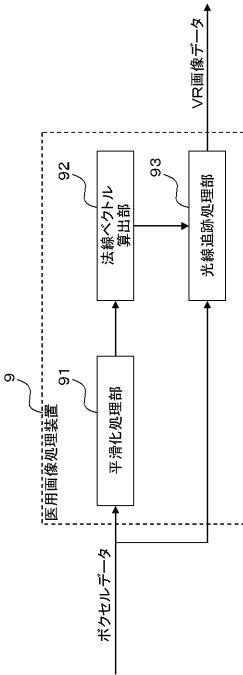
【図13】



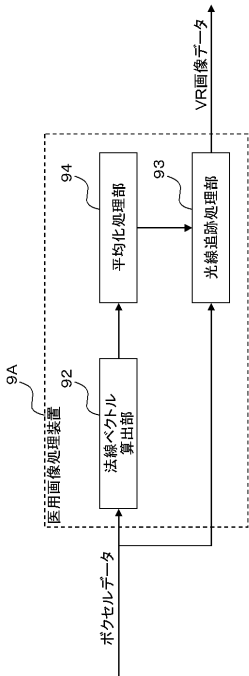
【図 14】



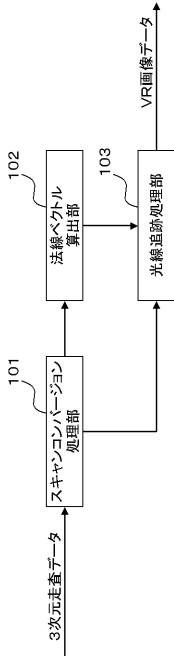
【図 15】



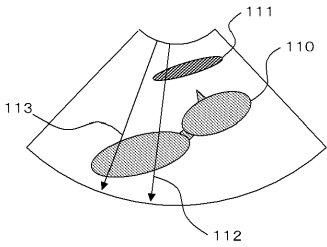
【図 16】



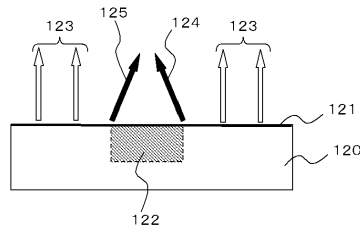
【図 17】



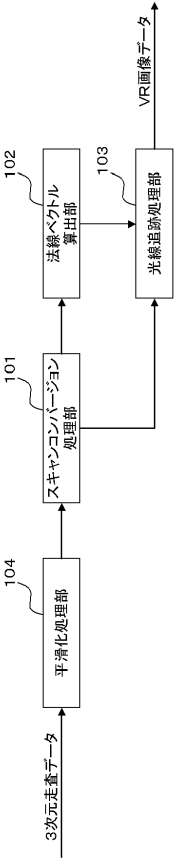
【図 18】



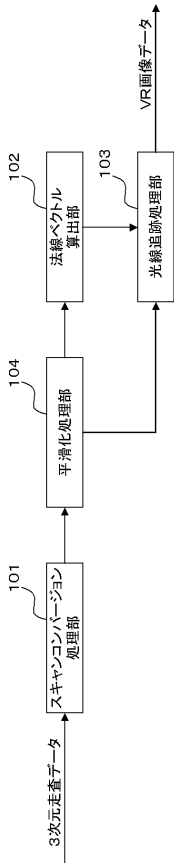
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004 - 141514 (J P , A)
特開2006 - 127 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置，医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP4864554B2	公开(公告)日	2012-02-01
申请号	JP2006162444	申请日	2006-06-12
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	小林忠晴		
发明人	小林 忠晴		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/483 G06T15/08 G06T2207/20182		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/JC28 4C601/KK22		
其他公开文献	JP2007330325A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在不降低三维图像数据的空间分辨率的情况下将阴影减少为伪影的超声诊断设备。扫描转换处理单元将三维扫描数据转换为体素数据。平滑处理单元72对体素数据执行预定的平滑处理。法线向量计算单元73基于平滑处理之后的体素数据来计算每个体素的法向量。根据法线矢量，光线跟踪处理单元74通过对未经过平滑处理的体素数据应用光线跟踪处理来生成阴影三维图像数据。点域

【 図 2 】

