

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/168249

発行日 平成29年2月16日(2017.2.16)

(43) 国際公開日 平成26年10月16日(2014.10.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
G 0 6 T 15/08 (2011.01)	G 0 6 T 15/08	5 B 0 5 7
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 8 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 61 頁)

出願番号	特願2015-511320 (P2015-511320)	(71) 出願人	000005108
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/060554		株式会社日立製作所
(22) 国際出願日	平成26年4月11日(2014.4.11)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(31) 優先権主張番号	特願2013-84151 (P2013-84151)	(74) 代理人	100145735
(32) 優先日	平成25年4月12日(2013.4.12)		弁理士 田村 尚隆
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	辻田 剛啓
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 EE04 GB06 JC28 KK22 5B057 AA07 BA05 CA01 CA13 CA16 CE17 CH08 DA08 DB03 DB06 DC09 DC25 5B080 AA00 DA06 FA02 GA11

最終頁に続く

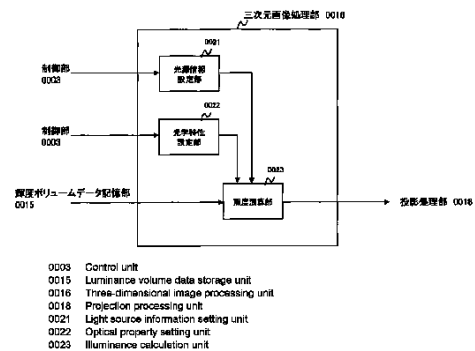
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波三次元画像作成方法

(57) 【要約】

組織中又は異なる組織間において光の散乱や吸収などによる相互作用を表現し、リアリティを向上させた三次元画像を作成する超音波診断装置を提供することができる超音波診断装置及び超音波三次元画像作成方法を提供する。

本発明に係る超音波診断装置は、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ、及び弾性ボリュームデータの少なくとも1つのボリュームデータに基づいて対象物の三次元画像を表示する超音波診断装置であって、三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定する光源情報設定部と、前記光源に対する前記ボリュームデータの光学特性を設定する光学特性設定部と、前記光源データ及び前記光学特性に基づいて、前記ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成する照度演算部と、前記照度ボリュームデータから前記三次元画像を作成する投影処理部とを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ、及び弾性ボリュームデータの少なくとも 1 つのボリュームデータに基づいて対象物の三次元画像を表示する超音波診断装置であって、

三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定する光源情報設定部と、

前記光源に対する前記ボリュームデータの光学特性を設定する光学特性設定部と、

前記光源データ及び前記光学特性に基づいて、前記ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成する照度演算部と、

前記照度ボリュームデータから前記三次元画像を作成する投影処理部と

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記光学特性設定部は、前記光源に対する前記ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定し、

前記照度演算部は、前記光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成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】

前記ボリュームデータは、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ、及び弾性ボリュームデータの少なくとも 2 つのボリュームデータであって、

前記照度演算部は、前記ボリュームデータの座標ごとに前記 2 つのボリュームデータから 1 つのボリュームデータを選択し、選択されたボリュームデータの前記光学特性に基づいて前記座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成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 4】

前記ボリュームデータは、輝度ボリュームデータ及び血流ボリュームデータであって、

前記照度演算部は、前記ボリュームデータの座標ごとに前記輝度ボリュームデータ及び前記血流ボリュームデータから 1 つのボリュームデータを選択し、選択されたボリュームデータの前記光学特性に基づいて前記座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成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 5】

前記ボリュームデータは、輝度ボリュームデータ及び弾性ボリュームデータであって、

前記照度演算部は、前記ボリュームデータの座標ごとに前記輝度ボリュームデータ及び前記弾性ボリュームデータから 1 つのボリュームデータを選択し、選択されたボリュームデータの前記光学特性に基づいて前記座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記光学特性設定部は、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ、及び弾性ボリュームデータの少なくとも 1 つのボクセル値と前記対象物の表面からの距離とに応じて、前記重み係数を設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 7】

前記光学特性設定部は、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ、及び弾性ボリュームデータの少なくとも 2 つのボクセル値に応じて、前記重み係数を設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 8】

前記光学特性設定部は、輝度ボリュームデータと、血流ボリュームデータ及び弾性ボリュームデータの少なくとも 2 つのボクセル値と、前記対象物の表面からの距離とに応じて

10

20

30

40

50

、前記重み係数を設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 9】

前記重み係数は、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ、及び弾性ボリュームデータの少なくとも 1 つのボクセル値と前記対象物の表面からの距離とを指標とする二次元重み係数テーブルにより規定されることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記重み係数は、輝度ボリュームデータの輝度値と前記対象物の表面からの距離とを指標とする輝度二次元重み係数テーブル及び血流ボリュームデータの血流値と前記対象物の表面からの距離とを指標とする血流二次元重み係数テーブルにより規定され、

10

前記照度演算部は、前記輝度二次元重み係数テーブル及び前記血流二次元重み係数テーブルの何れかが選択し、選択された前記二次元重み係数テーブルに規定される前記重み係数に基づいて、前記ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出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 11】

前記重み係数は、輝度ボリュームデータの輝度値と前記対象物の表面からの距離とを指標とする輝度二次元重み係数テーブル及び弾性ボリュームデータの弾性値と前記対象物の表面からの距離とを指標とする弾性二次元重み係数テーブルにより規定され、

20

前記照度演算部は、前記輝度二次元重み係数テーブル及び前記弾性二次元重み係数テーブルの何れかが選択し、選択された前記二次元重み係数テーブルに規定される前記重み係数に基づいて、前記ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出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 12】

前記光学特性設定部は、前記光源に対する輝度ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定し、

前記照度演算部は、前記光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記輝度ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成し、

前記投影処理部は、血流ボリュームデータの血流値より参照されるカラーパレットの値と前記照度ボリュームデータとから三次元画像を作成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。

30

【請求項 13】

前記光学特性設定部は、前記光源に対する輝度ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定し、

前記照度演算部は、前記光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記輝度ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成し、

前記投影処理部は、弾性ボリュームデータの弾性値より参照されるカラーパレットの値と前記照度ボリュームデータとから三次元画像を作成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。

40

【請求項 14】

輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ、及び弾性ボリュームデータの少なくとも 1 つに基づいて、前記照度ボリュームデータの色調を変換する色調変換部を備え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 15】

前記照度演算部は、前記光源の複数の波長ごとに複数の前記照度ボリュームデータを作成し、

前記色調変換部は、前記複数の照度ボリュームデータのうち少なくとも 2 つの前記照度ボリュームデータの前記照度の値を交換することにより、前記色調を変換することを特徴とする請求項 14 に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 16】

前記照度演算部は、前記光源の複数の波長ごとに複数の前記照度ボリュームデータを作成し、

前記色調変換部は、前記複数の照度ボリュームデータのうち少なくとも 1 つの前記照度ボリュームデータの前記照度の値に、所定の値の加算、減算、乗算、及び除算の少なくとも 1 つを施すことにより、前記色調を変換することを特徴とする請求項 14 に記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ、及び弾性ボリュームデータの少なくとも 1 つのボリュームデータに基づいて対象物の三次元画像を表示する超音波三次元画像作成方法であって、

三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定し、

前記光源に対する前記ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定し、

前記光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成し、

前記照度ボリュームデータから前記三次元画像を作成することを特徴とする超音波三次元画像作成方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、複数の超音波のボリュームデータの少なくとも 1 つから三次元投影像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、例えば、超音波断層像（B モード像）などの輝度断層画像を構成して診断用に表示する。

【0003】

三次元超音波データを収集する場合には、探触子を自動もしくは手動で短軸方向に走査することにより得られた三次元データに対し、座標変換を行った後に視線方向に超音波画像データを再構成し、三次元画像を作成することで対象物の表面を観察する技術が一般的となっている。

【0004】

また、現在では、反射エコー信号の信号処理を実時間で実施し、動く三次元画像を表示するリアルタイム 3D 又は 4D と呼ばれる技術が一般的となっている。

【0005】

これらの三次元画像は、表面形状の描出能力に優れ、従来、1 断面を表示する超音波断層像からでは診断の難しかった皮膚上の裂溝（口唇・口蓋裂など）の疾患の診断には有効である。

【0006】

しかしながら、超音波の画像は、スペックルノイズなど超音波特有のアーチファクトが多いため、平滑化処理などにより画質を向上させているが、平滑化処理により境界が連続的になり、皮膚上の裂溝が連続的に表示されてしまうという逆効果もある。

【0007】

この問題を解決する方法としては、三次元画像表示が可能な画像処理装置において、検査対象物の構造把握と表面形状の抽出を両立させ、良好な画質の合成三次元画像を得ることができる画像処理装置がある（例えば、特許文献 1 参照）。

【0008】

また、ドブラ法を用いて反射エコー信号から三次元血流データや三次元硬さデータを収集し、血流データや硬さデータの三次元画像を作成することが可能となっている（例えば

10

20

30

40

50

、特許文献 2 参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献 1】特開 2006 - 130071 号公報

【特許文献 2】W02011 / 099410 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、従来の超音波診断装置(画像処理装置)では、検査対象物の構造把握と表面形状の抽出を両立させることにより、良好な画質を得ることができるが、光学写真のように、ボリュームレンダリング法において光源を設定し、陰影などにより、リアリティを向上させた画像を得ることはできなかった。

10

【0011】

また、従来の超音波診断装置(画像処理装置)では、組織構造に相当する三次元輝度データと血管構造に相当する三次元血流データとの位置関係を寄与率という尺度で変更しながら、構造認識に適した三次元画像を作成することが可能であるが、性質の異なる組織間(例えば、皮膚組織、脂肪組織、血管、及び腫瘍組織などの組織間)の光学的な相互作用を考慮してリアリティを向上させた三次元画像を得ることはできなかった。

20

【0012】

本発明は、上記の問題を解決するためになされたもので、組織中における光の挙動(漏出、吸収、散乱、反射など)を表現することにより、組織背部の陰影や皮膚の裂溝に生じる局所的な陰影を再現し、光の漏出や吸収などによる陰影効果を表現してリアリティを向上させた三次元画像を作成する超音波診断装置を提供することを目的とする。また、本発明は、上記の問題を解決するためになされたもので、組織中における光の挙動を表現することにより、性質の異なる組織間における光の相互作用を表現してリアリティを向上させた三次元画像を作成す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】

【0013】

本発明に係る超音波診断装置は、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ(血流速度ボリュームデータ、血流振幅ボリュームデータ、及び血流分散ボリュームデータを含む)、及び弾性ボリュームデータの少なくとも1つのボリュームデータに基づいて対象物の三次元画像を表示する超音波診断装置であって、三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定する光源情報設定部と、前記光源に対する前記ボリュームデータの光学特性を設定する光学特性設定部と、前記光源データ及び前記光学特性に基づいて、前記ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成する照度演算部と、前記照度ボリュームデータから前記三次元画像を作成する投影処理部とを備える。

30

【発明の効果】

【0014】

本発明は、組織中又は異なる組織間において光の散乱や吸収などによる相互作用を表現し、リアリティを向上させた三次元画像を作成する超音波診断装置を提供することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図 1】第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置の一例を示したブロック図である。

【図 2】第 1 の実施の形態に係る三次元画像処理部の一例を示したブロック図である。

【図 3】輝度ボリュームデータと光源の位置関係とを模式的に表した概念図である。

【図 4】第 1 の実施の形態に係る照度演算部の構成の一例を示したブロック図である。

【図 5】第 1 の実施の形態に係る輝度二次元重み係数テーブルの一例を示した図である。

50

- 【図 6】第 1 の実施の形態による三次元画像の特徴について説明した図である。
- 【図 7】第 1 の実施の形態における表示例を示した図である。
- 【図 8】第 1 の実施の形態に係る三次元画像処理部の変形例を示したブロック図である。
- 【図 9】第 1 の実施の形態の変形例による照度演算の概念図を表した図である。
- 【図 10】照度補正部の構成の一例を示したブロック図である。
- 【図 11】第 1 の実施の形態の他の変形例に関する二次元畳み込み処理部を示したブロック図である。
- 【図 12】表示部がカラーマップを表示することを示した図である。
- 【図 13】カラーマップの選択方法の例を示した図である。
- 【図 14】カラーマップの選択方法の他の例を示した図である。 10
- 【図 15】第 2 の実施の形態に係る超音波診断装置の一例を示したブロック図である。
- 【図 16】第 2 の実施の形態に係る三次元画像処理部の一例を示したブロック図である。
- 【図 17】輝度ボリュームデータ又は血流ボリュームデータと光源の位置関係とを模式的に表した概念図である。
- 【図 18】第 2 の実施の形態に係る照度演算部の構成の一例を示したブロック図である。
- 【図 19】第 2 の実施の形態に係る輝度二次元重み係数テーブル及び血流二次元重み係数テーブルの一例を示した図である。
- 【図 20】第 2 の実施の形態による三次元画像の特徴について説明した図である。
- 【図 21】第 2 の実施の形態における表示例を示した図である。
- 【図 22】第 2 の実施の形態に輝度血流二次元重み係数テーブルの変形例を示した図である。 20
- 【図 23】第 2 の実施の形態に輝度血流三次元重み係数テーブルの一例を示した図である。
- 【図 24】第 3 の実施の形態に係る超音波診断装置の一例を示したブロック図である。
- 【図 25】第 3 の実施の形態に係る三次元画像処理部の一例を示したブロック図である。
- 【図 26】輝度ボリュームデータ又は弾性ボリュームデータと光源の位置関係とを模式的に表した概念図である。
- 【図 27】第 3 の実施の形態に係る照度演算部の構成の一例を示したブロック図である。
- 【図 28】第 3 の実施の形態に係る輝度弾性三次元重み係数テーブルの一例を示した図である。 30
- 【図 29】第 3 の実施の形態による三次元画像の特徴について説明した図である。
- 【図 30】第 3 の実施の形態における表示例を示した図である。
- 【図 31】第 4 の実施の形態における三次元画像処理部の一例を示したブロック図である。
- 【図 32】各要素 (R G B) の値の交換の効果を示す模式図である。
- 【図 33】要素に係数が乗算された効果を示す模式図である。
- 【図 34】第 5 の実施の形態における三次元画像処理部の一例を示したブロック図である。
- 【図 35】各要素 (R G B) の値の交換の効果を示す模式図である。
- 【図 36】第 3 の実施の形態に輝度弾性二次元重み係数テーブルの変形例を示した図である。 40
- 【図 37】第 3 の実施の形態に輝度二次元重み係数テーブル及び弾性二次重み係数テーブルの一例を示した図である。
- 【図 38】超音波診断装置の変形例を示したブロック図である。
- 【図 39】三次元画像処理部の変形例を示したブロック図である。
- 【図 40】超音波診断装置の他の変形例を示したブロック図である。
- 【図 41】三次元画像処理部の他の変形例を示したブロック図である。
- 【発明を実施するための形態】
- 【 0 0 1 6 】
- (第 1 の実施の形態) 50

以下、本発明の第１の実施の形態の超音波診断装置について、図面を用いて説明する。図１は、本実施の形態に係る超音波診断装置の一例を示したブロック図である。図１に示すように、超音波診断装置０００１は、制御部０００３、操作部０００４、送信部０００５、受信部０００６、送受信制御部０００７、整相加算部０００８、表示部０００９、輝度情報演算部００１１、三次元輝度データ記憶部００１２、任意断面画像作成部００１３、三次元座標変換部００１４、輝度ポリウムデータ記憶部００１５、三次元画像処理部００１６、画像合成部００１７、投影処理部００１８、及び勾配演算部００１９を備え、輝度ポリウムデータに基づいて対象物の三次元画像を表示する。また、超音波診断装置０００１には、超音波探触子０００２が接続されている。

【００１７】

超音波探触子０００２は、被検体００１０に当接させて用いられる。超音波探触子０００２は、複数の振動子を配設して形成されており、被検体００１０に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。超音波探触子０００２は、一次元の直線形又は扇形をなす複数の振動子からなり、探触子の配列方向に電子的に超音波の送受信を行うと同時に複数の振動子の配列方向と直交する方向に振動子を機械的に振り、あるいは手動で移動させ、超音波を三次元に送受信することができる。超音波探触子０００２は、複数の振動子が二次元配列され、超音波の送受信を電子的に制御することができるものでもよい。

【００１８】

制御部０００３は、超音波診断装置０００１及び超音波探触子０００２の各構成要素を制御する。操作部０００４は、制御部０００３に各種入力を行なう。操作部０００４は、

【００１９】

送信部０００５は、超音波探触子０００２を介して被検体００１０に一定の時間間隔において超音波を繰り返し送信させる。送信部０００５は、超音波探触子０００２の振動子を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成する。送信部０００５は、送信される超音波の収束点のある深さに設定する機能を有している。受信部０００６は、被検体００１０から反射した反射エコー信号を受信する。受信部０００６は、超音波探触子０００２で受信された反射エコー信号について所定のゲインで増幅してＲＦ信号すなわち受信信号を生成するものである。送受信制御部０００７は、送信部０００５と受信部０００６を制御する。

【００２０】

整相加算部０００８は、受信部０００６で受信された反射エコーを整相加算する。整相加算部０００８は、受信部０００６で増幅されたＲＦ信号の位相を制御し、１点又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成してＲＦ信号フレームデータ（ＲＡＷデータに相当）を生成する。輝度情報演算部００１１は、整相加算部０００８で生成されたＲＦ信号フレームデータに基づいて断層画像を構成する。三次元輝度データ記憶部００１２は、輝度情報演算部００１１で構成された断層画像を複数記憶する。

【００２１】

任意断面画像作成部００１３は、断層画像の取得形状に基づいて任意断面画像を作成する。三次元座標変換部００１４は、断層画像の取得形状に基づいて三次元座標変換を行ない、輝度ポリウムデータを生成し、輝度ポリウムデータ記憶部００１５に格納する。三次元画像処理部００１６は、輝度ポリウムデータ記憶部００１５に格納された輝度ポリウムデータを用いて照度ポリウムデータを作成する。

【００２２】

勾配演算部００１９は、輝度ポリウムデータ記憶部００１５に格納された輝度ポリウムデータを用いて勾配ポリウムデータを作成する。勾配ポリウムデータ（輝度勾配ポリウムデータ）の勾配値は、輝度値に基づいて算出された三次元形状の傾き（例えば、三次元形状における法線の傾き、又は三次元形状における法線と光源方向との角度）を表す値である。投影処理部００１８は、照度ポリウムデータと輝度ポリウムデータと勾配ポリウムデータ（輝度勾配ポリウムデータ）とを用いてレンダリング処理を行い

10

20

30

40

50

、三次元画像を生成する。また、投影処理部 0018 は、輝度ポリウムデータ及び照度ポリウムデータから三次元画像を作成してもよい。画像合成部 0017 は、投影処理部 0018 で生成された三次元画像と、任意断面画像作成部 0013 で作成された任意断面画像（三次元輝度データの任意断面画像）を合成する。表示部 0009 は、画像合成部 0017 で作成された表示画像を表示する。

【0023】

次に、三次元データの処理について説明する。超音波探触子 0002 は、超音波の送受信と同時に、二次元的に送受信方向を切り替えながら、例えば θ 、 ϕ の 2 つの軸に沿って計測することができる。輝度情報演算部 0011 は、制御部 0003 における設定条件に基づいて、整相加算部 0008 から出力される RF 信号フレームデータを入力して、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、平滑化処理等の信号処理を行ない、二次元断層データを構成する。

【0024】

三次元輝度データ記憶部 0012 は、輝度情報演算部 0011 の出力データである二次元断層データを、取得位置に相当する送受信方向に基づいて、複数記憶する機能を有する。例えば、深さ方向にサンプリングを行った時系列の超音波データを、 θ 方向に送受信を行った計測結果から作成された二次元断層画像を、 θ 方向に直交する ϕ 方向に駆動して複数枚取得し、 ϕ に関連付けられた複数の二次元断層データを三次元断層データとして記憶している。

【0025】

三次元座標変換部 0014 は、三次元輝度データ記憶部 0012 に記憶された三次元断層データを用い、取得位置（深さ、 θ 、 ϕ ）に基づいて空間上の座標に三次元座標変換を行ない、輝度ポリウムデータを生成し、輝度ポリウムデータ記憶部 0015 に格納する。

【0026】

任意断面画像作成部 0013 は、三次元輝度データ記憶部 0012 に記憶された三次元断層データを用い、取得位置（深さ、 θ 、 ϕ ）に基づいて、制御部 0003 及び操作部 0004 により設定された三次元空間上の任意の平面における任意断面画像を作成する。

【0027】

三次元画像処理部 0016 は、輝度ポリウムデータ記憶部 0015 に格納された輝度ポリウムデータに基づいて、照度ポリウムデータを作成する。勾配演算部 0019 は、輝度ポリウムデータ記憶部 0015 に格納された輝度ポリウムデータに基づいて、各ボクセル座標における視線方向の勾配が算定されたポリウムデータを作成する。

【0028】

次に、三次元画像処理部 0016 の処理について説明する。三次元画像処理部 0016 は、本実施の形態にかかる超音波診断装置 0001 の特徴的な処理部であり、輝度ポリウムデータ記憶部 0015 に記憶された輝度ポリウムデータを用い、制御部 0003 及び操作部 0004 により設定された三次元空間上の光源に基づいて照度ポリウムデータを作成する。

【0029】

図 2 は、三次元画像処理部 0016 の一例を示したブロック図である。図 2 に示すように、三次元画像処理部 0016 は、光源情報設定部 0021、光学特性設定部 0022、及び照度演算部 0023 を備える。本実施の形態に係る超音波診断装置 0001 は、ポリウムデータ（輝度ポリウムデータ）に基づいて対象物の三次元画像を表示する超音波診断装置 0001 であって、三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定する光源情報設定部 0021 と、前記光源に対する前記ポリウムデータの光学特性（又は、光学特性を表す重み係数）を設定する光学特性設定部 0022 と、前記光源データ及び前記光学特性（又は、前記重み係数）に基づいて、前記ポリウムデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ポリウムデータを作成する照度演算部 0023 と、前記照度ポリウムデータから前記三次元画像を作成する投影処

10

20

30

40

50

理部 0018 とを備える。また、本実施の形態に係る超音波三次元画像作成方法は、ボリュームデータに基づいて対象物の三次元画像を表示する超音波三次元画像作成方法であって、三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定し、前記光源に対する前記ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定し、前記光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成し、前記照度ボリュームデータから前記三次元画像を作成する。なお、本実施の形態ではボリュームデータは輝度ボリュームデータであるが、ボリュームデータは、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ（血流速度ボリュームデータ、血流振幅ボリュームデータ、及び血流分散ボリュームデータを含む）、及び弾性ボリュームデータの少なくとも 1 つであればよい。血流分散ボリュームデータは、血流速度分散ボリュームデータ及び血流振幅分散ボリュームデータを含む。

10

【0030】

光源情報設定部 0021 は、三次元画像の三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定（生成）する。例えば、光源情報設定部 0021 は、光源の強さを表す光源データを設定する。光源情報設定部 0021 は、光源の強さ、三次元空間上の光源の位置、光源の方向、光源の色調、及び光源の形状のうち少なくとも 1 つを調整して光源データを設定することもできる。光学特性設定部 0022 は、制御部 0003 及び操作部 0004 により設定される輝度ボリュームデータの光学特性を設定する。光学特性設定部 0022 は、光源に対する輝度ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定する。照度演算部 0023 は、光源情報設定部 0021 で設定された光源データと光学特性設定部 0022 で設定された光学特性とに基づいて、輝度ボリュームデータ上のボクセル座標に対応する照度を算出し、照度ボリュームデータを作成する。つまり、照度演算部 0023 は、光源データ及び重み係数に基づいて、輝度ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された照度に基づいて照度ボリュームデータを作成する。

20

【0031】

次に、光源情報設定部 0021 で設定される光源情報、光学特性設定部 0022 で設定される光学特性、照度演算部 0023 における照度ボリュームデータの作成方法について説明する。

【0032】

図 3 は、輝度ボリュームデータと光源の位置関係とを模式的に表した概念図である。図 3 に示すように、制御部 0003 及び操作部 0004 により、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 における輝度ボリュームデータ 0301 に対し、光源方向 0303 に光源（平行光源）0302 が設定される。三次元空間上の光源 0302 の位置、光源方向 0303、及び光源データは、光源情報設定部 0021 により生成される。

30

【0033】

面 0304 は、輝度ボリュームデータ 0301 が最初に光源方向 0303 の直交面に交差する（接する）面の位置であり、照度演算開始位置を示す。面 0305 は、輝度ボリュームデータ 0301 が最後に光源方向 0303 の直交面に交差する（接する）面の位置であり、照度演算終了位置を示す。

【0034】

照度演算部 0023 は、光源方向 0303 に沿って直交する面（光源方向 0303 の直交面）に対して照度演算を行う。図 3 では、照度演算部 0023 は、面 0304 から面 0305 の範囲において照度演算を行い、例えば、光源方向 0303 に位置するサンプル 0306 の照度演算において、面 0307 について照度演算を行う。

40

【0035】

次に、照度演算部 0023 の構成の一例について、図 4 を用いて説明する。図 4 に示すように、照度演算部 0023 は、照度ボリュームデータ記憶部 0401、光源データ保持部 0402、二次元畳み込み処理部 0403、及び重み付き加算部 0404 を備える。照度演算部 0023 は、前記光源データに対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成する二次元畳み込み処理部 0403 と、前記光源データ及

50

び前記二次元畳み込み積分データに対して、前記重み係数に基づいて重み付き加算（加重和）を行うことにより、前記照度ボリュームデータを作成する重み付き加算部 0 4 0 4 とを備える。

【 0 0 3 6 】

照度演算部 0 0 2 3 は、前記光源データの初期値と前記重み付き加算部による前記重み付き加算の結果とを、入力光源データとして保持する光源データ保持部 0 4 0 2 を備え、前記輝度ボリュームデータにおける照度演算開始位置から照度演算終了位置までボクセルを切り替えながら、前記入力光源データに対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成し、前記入力光源データ及び前記二次元畳み込み積分データに対して、前記重み係数に基づいて重み付き加算を行うことにより、前記照度ボリュームデータを作成する。

10

【 0 0 3 7 】

光源データ保持部 0 4 0 2 は、光源情報設定部 0 0 2 1 により生成された光源データを入力し、初期値として保持する。光源データ保持部 0 4 0 2 により保持されている光源データを、以下、「入力光源データ」と記載する。二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 は、入力光源データ（光源データ）に対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成する。二次元畳み込み積分処理は、二次元平面上での畳み込み積分を示し、例えば、面 0 3 0 7 に対して実施される。

【 0 0 3 8 】

重み付き加算部 0 4 0 4 は、二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 の出力結果である二次元畳み込み積分データを入力し、光源データ保持部 0 4 0 2 により保持されている入力光源データを入力する。重み付き加算部 0 4 0 4 は、入力光源データ（光源データ）及び二次元畳み込み積分データに対して、重み係数に基づいて重み付き加算を行うことにより、照度ボリュームデータを作成する。重み付き加算部 0 4 0 4 が用いる重み係数は、光源に対する輝度ボリュームデータの光学特性として、光学特性設定部 0 0 2 2 により設定される。重み付き加算部 0 4 0 4 が作成する重み付き加算結果を、以下、「出力照度データ」と記載する。

20

【 0 0 3 9 】

出力照度データは、照度ボリュームデータ記憶部 0 4 0 1 のボクセル座標に応じた位置に格納される。また、出力照度データは、光源データ保持部 0 4 0 2 に入力され、入力光源データとして格納（保持）される。つまり、光源データ保持部 0 4 0 2 は、光源データの初期値と重み付き加算部 0 4 0 4 による重み付き加算の結果とを、入力光源データとして保持する。

30

【 0 0 4 0 】

ここで、初期値の入力光源データは、光源情報設定部 0 0 2 1 において設定された光源データであり、照度演算部 0 0 2 3 が照度演算を開始する前に、光源データ保持部 0 4 0 2 に入力されて設定（保持）される。

【 0 0 4 1 】

照度演算部 0 0 2 3（二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 及び重み付き加算部 0 4 0 4）は、輝度ボリュームデータにおける照度演算開始位置（面 0 3 0 4）から照度演算終了位置（面 0 3 0 5）まで、参照される座標に該当するボクセルを切り替えながら、入力光源データに対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成し、入力光源データ及び二次元畳み込み積分データに対して、参照される座標に該当する輝度を切り替えながら、輝度値に基づく重み係数を用いて重み付き加算を行うことにより、照度ボリュームデータを作成する。

40

【 0 0 4 2 】

次に、重み付き加算部 0 4 0 4 で用いられる重み係数の設定方法について、図 5 を用いて説明する。図 5 に示すように、二次元重み係数テーブル（輝度二次元重み係数テーブル）0 5 0 1 は、制御部 0 0 0 3 によって設定される重み係数を備えており、輝度ボリュームデータの輝度値（ボクセル値）0 5 0 2 と体表（又は、組織表面）からの距離 0 5 0 3

50

との2つを指標として、二次元的に格納された重み係数を参照するための二次元テーブルである。つまり、重み係数は、輝度ボリュームデータの輝度値と対象物の表面からの距離とを指標とする二次元重み係数テーブル0501により規定される。この場合、光学特性設定部0022が、輝度ボリュームデータの輝度値と対象物の表面からの距離とに応じて重み係数を設定する。

【0043】

本実施の形態における光学特性は、組織の光学的な特性に基づき、光の挙動（振る舞い）を再現するように設定された重み係数により規定され、光学特性設定部0022により設定される。光学特性設定部0022は、輝度ボリュームデータの光学特性として、重み係数を備える二次元重み係数テーブル0501を設定する。

10

【0044】

図5に示すように、輝度ボリュームデータの輝度値と体表（又は、組織表面）からの距離との2つの指標に基づいて、二次元重み係数テーブル0501から参照される重み係数がaとbの2つである場合について説明する。入力光源データに影響する（乗算される）重み係数がaであり、二次元畳み込み積分データに影響する（乗算される）重み係数がbである場合、aとbの大きさを調整することにより、光の挙動（散乱の程度など）を簡便に設定することができる。

【0045】

また、重み係数aとbに基づく入力光源データ及び二次元畳み込み積分データの加重和が、照度ボリュームデータ記憶部0401に出力される。重み係数aとbの合計値を大きく設定することにより、増強された照度を設定することが可能となり、重み係数aとbの合計値を小さく設定することにより、弱い照度を設定することが可能となる。

20

【0046】

本実施の形態では、二次元重み係数テーブル0501は、輝度及び体表（又は、組織表面）からの距離を、2つの参照指標として備える。超音波データの場合、組織の音響インピーダンスを反映する輝度が、生体組織の特性を反映する有用な情報となり得る。超音波データにおける輝度は、放射した超音波が散乱体から反射して得られた反射波の振幅を反映しており、超音波が深部に伝搬するに伴って減衰するのが普通である。したがって、超音波データでは輝度のみでは組織を分類することは難しい。そこで、対象物の体表（又は、組織表面）からの距離を指標として加えることにより、超音波データにおいて組織の分類が可能になる。

30

【0047】

例えば、対象物が胎児であって、羊水を介して胎児の腕に到達する超音波を考えた場合、腕の骨体部（硬組織）から反射している超音波の輝度は高いことが知られている。しかし、腕の表面に到達した瞬間の輝度は、腕の表面が軟組織であるにもかかわらず、減衰が起こっていないために、骨体部と同じく輝度が高いことが知られている。このように、輝度だけを指標とした場合、軟組織と骨体部（硬組織）とを区別することは困難である。そこで、対象物の体表からの距離を指標として加える。骨体部は、胎児の組織の内部に存在するため、体表（又は、組織表面）からの距離と輝度の両方を用いて、組織の特性を設定することで、組織の判別が可能となる。

40

【0048】

体表（又は、組織表面）からの距離は、例えば、あるボクセルの輝度が、予め設定された閾値よりも高い場合は、組織中に該当すると判定され、体表（又は、組織表面）からの距離の値は1ボクセル分の距離が加算される。一方、あるボクセルの輝度が、予め設定された閾値よりも低い場合は、組織中に該当しないと判定され、そのボクセルにおける体表（又は、組織表面）からの距離の値は初期化される。

【0049】

体表（又は、組織表面）からの距離を重み係数の指標として用いることにより、胎児の腕のように組織表面に高輝度の軟組織が存在し、組織表面から深い位置に軟組織と同程度の輝度の骨体部が存在する場合、同程度の輝度であっても、体表（又は、組織表面）から

50

の距離に応じて、異なる重み係数を設定することで、組織により異なる光学的效果を付与できる。つまり、体表（又は、組織表面）からの距離に応じて、軟組織と骨体部（硬組織）とを区別して異なる重み係数を設定することにより、組織中における光の挙動（漏出、吸収、散乱、反射など）を、軟組織と骨体部（硬組織）とを区別して表現することができ、ボリュームレンダリング法において、リアリティを向上させた画像（三次元画像）を得ることができる。組織の特性に応じて特徴的な重み係数を用いることで、超音波データのように輝度値のみから組織の特性（又は、種類）を特定することが難しい場合でも、適切な光学的效果を付与することが可能となる。

【0050】

このように、複雑な演算を行わずに、組織の特性を反映した二次元重み係数テーブルを設定して、二次元重み係数テーブルに基づいて、光の挙動（散乱の程度など）を調整することにより、組織中における光学的效果を簡便且つ任意に付与することが可能となり、組織の特性（例えば、組織の硬軟）に応じてリアリティを向上させた三次元画像を作成することができる。

【0051】

照度演算部0023は、照度演算開始位置（面0304）から照度演算終了位置（面0305）まで、重み付き加算部0404で参照される座標に該当するボクセルを切り替えることにより、参照される座標に該当する輝度値（ボクセル輝度）を切り替えながら、上記の照度演算処理を繰り返し行う。

【0052】

照度演算部0023は、照度演算終了位置まで演算を行い、輝度ボリュームデータ上のボクセル座標に対応する照度がすべて算定された照度ボリュームデータを作成し、照度ボリュームデータ記憶部0401に記憶する。

【0053】

光の挙動特性は、自然法則に従って、光源の波長により異なる。よって、自然法則に則り、リアリティをより向上させる場合、照度演算は光源の波長ごとに行われる。この場合、重み係数は光源の波長ごとに異なる。

【0054】

光源情報設定部0021は、光源の複数の波長に応じた光源データを設定する。光学特性設定部0022は、複数の波長ごとに重み係数を設定する。

【0055】

照度演算部0023は、光源0302の複数の波長ごとに、照度演算を行い、照度ボリュームデータを作成する。例えば、光源0302が可視光線の7色である場合、照度演算部0023は、重み係数（又は、二次元重み係数テーブル）を7種類設定し、照度ボリュームデータを7種類生成する。また、光源0302が加色混合の三原色である場合、照度演算部0023は、R要素、G要素、B要素の波長に相当する3組の重み係数（又は、3種類の二次元重み係数テーブル）を設定し、照度ボリュームデータを3種類生成する。つまり、光源情報設定部0021は、前記光源の複数の波長に応じた前記光源データを設定し、光学特性設定部0022は、前記複数の波長ごとに前記重み係数を設定し、照度演算部0023は、前記複数の波長ごとに前記照度ボリュームデータを作成する。

【0056】

本実施の形態では、光源0302が加色混合の三原色であり、3組の重み係数（又は、3種類の二次元重み係数テーブル）が設定され、3種類の照度ボリュームデータが生成される場合について説明する。光源0302の波長ごとに、光源データの初期値が設定される。つまり、有効な波長の数と同数の光源データの初期値が、光源情報設定部0021によりそれぞれ設定される。したがって、本実施の形態では、R要素、G要素、B要素の波長に相当する3種類の光源データが設定され、それぞれ独立した入力光源データとして、光源データ保持部0402により保持される。また、3種類の光源データの初期値は、操作者が操作部0004を介して選択した初期値でもよいし、画像を使用して設定された初期値でもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

照度演算部 0 0 2 3 は、3 種類の光源データと 3 種類の光学特性（重み係数又は二次元重み係数テーブル）とに基づいて、輝度ポリウムデータ上に配置される照度を算定し、3 種類の照度ポリウムデータを作成する。

【 0 0 5 8 】

投影処理部 0 0 1 8 は、照度ポリウムデータの照度と、輝度ポリウムデータの輝度（ボクセル値）により参照される不透明度とに基づいて、三次元画像を作成する。光源 0 3 0 2 が三原色である場合、投影処理部 0 0 1 8 は、照度演算部 0 0 2 3 により作成された 3 種類の照度ポリウムデータと、輝度ポリウムデータ記憶部 0 0 1 5 に格納された輝度ポリウムデータとから三次元画像を作成する。投影処理部 0 0 1 8 における投影処理は、下記の式（1）～（3）に示すように、波長ごと（R 要素、G 要素、B 要素）の照度ポリウムデータ $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ における照度、不透明度 $\alpha[i]$ 、及び勾配値 $S[i]$ に基づいて、三次元画像が生成される。つまり、波長ごとの照度ポリウムデータ $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ におけるボクセル値に、不透明度 $\alpha[i]$ により求められる不透明度項と勾配値 $S[i]$ の値とを乗じ、視線方向に累算することにより、三次元画像が生成される。式中の“k”は、視線方向のボクセル座標を表す。視線方向は、操作部 0 0 0 4 により、制御部 0 0 0 3 を介して超音波画像を観察する方向として設定される。

【 0 0 5 9 】

$$OUT_R[K] = \sum_{k=0}^{K-1} ((L_r[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m]))$$

・・・（1）

$$OUT_G[K] = \sum_{k=0}^{K-1} ((L_g[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m]))$$

・・・（2）

$$OUT_B[K] = \sum_{k=0}^{K-1} ((L_b[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m]))$$

・・・（3）

【 0 0 6 0 】

投影処理部 0 0 1 8 により作成された三次元画像は、画像合成部 0 0 1 7 で任意の断面画像と同一画面上に配置され、表示部 0 0 0 9 で表示される。

【 0 0 6 1 】

なお、本実施の形態では、超音波診断装置 0 0 0 1 は、勾配演算部 0 0 1 9 を備えるが、勾配演算部 0 0 1 9 を除くことも可能である。この場合、式（1）～（3）における勾配値 $S[i]$ の項は、式（1）～（3）から除かれることにより（又は、“1.0”として扱われることにより）、作成される三次元画像に寄与しない。

【 0 0 6 2 】

次に本実施の形態による三次元画像の特徴について図 6 を用いて説明する。図 6 の三次元画像 0 6 0 1 は、本実施の形態の手法により構成された三次元画像であり、三次元画像 0 6 0 2 は、Levoy の手法に代表される一般的なポリウムレンダリング手法によって構成された三次元画像である。図 6 に示すように、従来の三次元画像 0 6 0 2 が、胎児の顔の輪郭に沿って暗く細い陰影 0 6 0 4 を持つ。一方、本実施の形態の三次元画像 0 6 0 1 は、顔の輪郭に対し、陰影 0 6 0 3 を強調して輪郭を浮き上がらせることで、境界を明瞭にしている。また、従来の三次元画像 0 6 0 2 では、胎児の内眼角が細い輪郭線 0 6 0 6 により表されている。一方、本実施の形態の三次元画像 0 6 0 1 では、胎児の内眼角が深い陰影 0 6 0 5 により強調されて表示され、境界が明瞭になっている。このように、陰影を強調することで境界を明瞭にし、ポリウムレンダリング法において、リアリティを向上させた自然な画像を得ることができる。

【 0 0 6 3 】

図 7 は、本実施の形態における表示例を示した図である。図 7 に示すように、各平面が互いに直交する三断面 0 7 0 1、0 7 0 2、0 7 0 3 と三次元画像 0 7 0 4 とが同時に表

示される。このように、三次元画像処理部 0016 により作成された三次元画像は、画像合成部 0017 で直交三断面（又は、任意の断面画像）0701, 0702, 0703 と同一画面上に配置され、表示部 0009 で表示される。各断面を参照しながら、三次元画像により表面を観察することで、検査精度と効率を向上させることができる。

【0064】

なお、図 7 の表示形式だけでなく、従来の三次元画像 0602 と本実施の形態の三次元画像 0601 との重畳画像を表示することも可能である。また、複数の光源情報（光源データ）、複数の視線情報、及び複数の位置における三次元画像を同時に表示することも可能である。

【0065】

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

【0066】

図 8 は、本実施の形態の変形例について示したブロック図である。図 9 は、本実施の形態の変形例による照度演算の概念図を表した図である。図 8 に示すように、超音波診断装置 0001 は、照度演算部 0023 の後段に、照度補正部 0080、補正光学特性設定部 0081、及び補正光源情報設定部 0082 を備えてもよい。本実施の形態に係る超音波診断装置 0001 は、前記三次元空間における視線方向の逆方向を補正光源方向として設定し、補正光源方向に光を照射する補正光源の特性を表す補正光源データを設定する補正光源情報設定部 0082 と、前記補正光源に対する前記輝度ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定する補正光学特性設定部 0081 と、前記補正光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記ボリュームデータ（輝度ボリュームデータ）の座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記補正照度に基づいて補正照度ボリュームデータを作成する照度補正部 0080 とを備え、投影処理部 0018 は、前記ボリュームデータ及び前記補正照度ボリュームデータから前記三次元画像を作成する。

【0067】

照度演算部 0023 による照度ボリュームデータは、光源 0302 の近位から遠位の方に光の強度の配置を算定する。一方、図 8 及び図 9 に示す変形例によれば、観察者の視点 0900 から観察される照度は、観察者の視線方向 0901 の遠位から近位の方に光が伝搬した結果の照度を加味することができる。

【0068】

補正光源情報設定部 0082 は、視点 0900 の反対側に補正光源を設定し、視線方向 0901 の逆方向に補正光源方向 0902 を設定する。つまり、補正光源情報設定部 0082 は、三次元空間における視線方向 0901 の逆方向を補正光源方向 0902 として設定し、補正光源方向 0902 に光を照射する補正光源の特性を表す補正光源データを設定する。

【0069】

補正光学特性設定部 0081 は、視線方向 0901 の逆方向（補正光源方向 0902）における重み係数を設定する。つまり、補正光学特性設定部 0081 は、補正光源に対する輝度ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定する。

【0070】

照度補正部 0080 は、視線方向の遠位から近位の方に照度ボリュームデータを補正した補正照度ボリュームデータを作成するために、照度補正演算を行う。つまり、照度補正部 0080 は、補正光源データ及び重み係数に基づいて、輝度ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された補正照度に基づいて補正照度ボリュームデータを作成する。

【0071】

図 9 に示すように、図 3 と同様、輝度ボリュームデータ 0301 に対し、光源 0302 と光源方向 0303 が設定される。照度ボリュームデータを作成する際に、視線方向 0901 が設定された場合、補正光源情報設定部 0082 は、視点 0900 の反対側に補正光

10

20

30

40

50

源を設定し、視線方向と逆の方向に補正光源方向 0 9 0 2 を設定する。

【 0 0 7 2 】

面 0 9 0 4 は、輝度ボリュームデータ 0 3 0 1 が最初に補正光源方向 0 9 0 2 の直交面に交差する（接する）面の位置であって、補正光源方向 0 9 0 2 上の最初のボクセルを含む面であり、照度演算開始位置を示す。面 0 9 0 5 は、輝度ボリュームデータ 0 3 0 1 が最後に補正光源方向 0 9 0 2 の直交面に交差する（接する）面の位置であって、補正光源方向 0 9 0 2 上の最後のボクセルを含む面であり、照度演算終了位置を示す。

【 0 0 7 3 】

照度補正部 0 0 8 0 は、補正光源方向 0 9 0 2 に沿って直交する面に対して照度補正を行う。図 9 に示すように、照度補正部 0 0 8 0 は、面 0 9 0 4 から面 0 9 0 5 の範囲において照度補正を行い、例えば、補正光源方向 0 9 0 2 に位置するサンプル 0 9 0 6 の照度補正では、面 0 9 0 3 について照度補正演算が行われる。

10

【 0 0 7 4 】

次に、照度補正部 0 0 8 0 の構成について、図 1 0 を用いて説明する。図 1 0 に示すように、照度補正部 0 0 8 0 は、加算部 1 0 0 1、補正照度ボリュームデータ記憶部 1 0 0 2、照度ボリュームデータ記憶部 0 4 0 1、光源データ保持部 0 4 0 2、二次元畳み込み処理部 0 4 0 3、及び重み付き加算部 0 4 0 4 を備える。図 4 と図 1 0 で同じ番号で記載される構成要素は、特に言及しない限り同様の機能を有する。

【 0 0 7 5 】

照度補正部 0 0 8 0 は、前記補正光源データ及び前記照度ボリュームデータを加算する加算部 1 0 0 1 と、前記補正光源データ及び前記照度ボリュームデータの加算値に対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成する二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 と、前記補正光源データ及び前記二次元畳み込み積分データに対して、前記重み係数に基づいて重み付き加算を行うことにより、前記補正照度ボリュームデータを作成する重み付き加算部 0 4 0 4 とを備える。

20

【 0 0 7 6 】

照度補正部 0 0 8 0 は、光源データ保持部 0 4 0 2 に格納される入力光源データ（補正光源データ）に対し、照度ボリュームデータ記憶部 0 4 0 1 から該当座標の出力照度データを読み出し、入力光源データ（補正光源データ）に出力照度データを加算する。つまり、加算部 1 0 0 1 が、補正光源データ及び照度ボリュームデータを加算する。但し、照度補正部 0 0 8 0 の光源データ保持部 0 4 0 2 は初期値を持たない点で、照度演算部 0 0 2 3 の光源データ保持部 0 4 0 2 と異なる。

30

【 0 0 7 7 】

照度補正部 0 0 8 0 において、加算部 1 0 0 1 は、光源データ保持部 0 4 0 2 に格納された入力光源データと、照度ボリュームデータ記憶部 0 4 0 1 から読み出された該当座標の出力照度データとを加算し、入力光源データを更新して保持する。

【 0 0 7 8 】

二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 は、加算部 1 0 0 1 により保持されている入力光源データに対し、二次元畳み込み積分を行う。つまり、二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 は、補正光源データ及び照度ボリュームデータ記憶部 0 4 0 1 に記憶されている照度ボリュームデータの加算値に対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成する。

40

【 0 0 7 9 】

重み付き加算部 0 4 0 4 は、二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 の出力結果である二次元畳み込み積分データを入力し、加算部 1 0 0 1 により保持されている更新された入力光源データを入力する。重み付き加算部 0 4 0 4 は、二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 の出力結果と、加算部 1 0 0 1 にて保持されている更新された入力光源データとに対して重み付き加算を行う。つまり、重み付き加算部 0 4 0 4 は、補正光源データ及び二次元畳み込み積分データに対して、重み係数に基づいて重み付き加算を行うことにより、補正照度ボリュームデータを作成する。ここで、重み付き加算部 0 4 0 4 が用いる重み係数は、補正用に設

50

定された補正光学特性設定部 0081 により設定される。重み係数は、上述のように、輝度ボリュームデータの輝度値と体表（又は、組織表面）からの距離との 2 つを指標として、二次元的に表現された二次元テーブルから参照されてもよい。

【0080】

補正照度ボリュームデータ記憶部 1002 は、重み付き加算部 0404 の結果を、ボクセル座標に応じた位置情報とともに格納される。また、重み付き加算部 0404 の結果は、光源データ保持部 0402 に入力され、入力光源データとして格納（保持）される。

【0081】

図 8 ～ 図 10 に示す変形例によれば、観察者の視点 0900 から観察される照度は、観察者の視線方向 0901 の遠位から近位の方に光が伝搬した結果の照度を加味することができ、光源方向 0303 と補正光源方向 0902 の 2 方向からの照度を算定した補正照度ボリュームデータを作成することができる。なお、補正照度ボリュームデータ記憶部 1002 と照度ボリュームデータ記憶部 0401 は独立した構成としたが、共通のメモリ領域を使用した構成とすることも可能である。

【0082】

また、照度補正部 0080 で作成された補正照度ボリュームデータは、上述の本実施の形態と同様に、リアリティをより向上させる場合、照度演算（又は、照度補正演算）は光源の波長ごとに行われてもよい。この場合、本実施の形態と同様に、設定された波長ごとに、照度演算（又は、照度補正演算）が繰り返し実施され、設定された波長ごとの補正照度ボリュームデータが作成される。例えば、光源 0302 が加色混合の三原色である場合、照度補正部 0080 は、R 要素、G 要素、B 要素の波長に相当する 3 組の重み係数（又は、3 種類の二次元重み係数テーブル）を設定し、補正照度ボリュームデータを 3 種類生成する。そして、投影処理部 0018 は、照度補正部 0080 で作成された 3 種類の補正照度ボリュームデータと、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 に格納された輝度ボリュームデータとから三次元画像を作成する。つまり、投影処理部 0018 は、輝度ボリュームデータ及び補正照度ボリュームデータから三次元画像を作成する。

【0083】

このように、光源方向 0303 と補正光源方向 0902 の 2 方向からの照度を算定することにより、より自然な陰影に基づいた照度を算定することができ、ボリュームレンダリング法において、リアリティを向上させた三次元画像を作成することができる。

【0084】

また、他の変形例について、図 11 を用いて説明する。図 11 に示すように、他の変形例では、二次元畳み込み処理部 0403 が特徴的構造を有する。したがって、二次元畳み込み処理部 0403 について主に説明する。

【0085】

図 11 に示すように、二次元畳み込み処理部 0403 は、照度演算部 0023 において、光源データ保持部 0402 から入力光源データを読み出し、二次元畳み込み積分処理を行い、二次元畳み込み積分データを重み付き加算部 0404 に出力する。二次元畳み込み処理部 0403 は、2 つ以上の複数の二次元畳み込み積分データを生成する。つまり、二次元畳み込み処理部 0403 は、前記光源データに対して複数の二次元畳み込み積分を行うことにより、複数の二次元畳み込み積分データを生成する。

【0086】

重み付き加算部 0404 は、光源データ保持部 0402 から読み出した入力光源データと、二次元畳み込み処理部 0403 において生成された複数の二次元畳み込み積分データとに対し、重み付き加算処理を行い、出力照度データを作成し、照度ボリュームデータ記憶部 0401 の該当ボクセル座標に格納する。

【0087】

図 11 に示された二次元畳み込み処理部 0403 の構成について説明する。二次元畳み込み処理部 0403 は、2 つ以上の複数の二次元畳み込み処理部を含む。二次元畳み込み処理部 0403 - 1 ～ 0403 - N は、入力された入力光源データに対し、それぞれ異なる

10

20

30

40

50

る二次元畳み込み積分データを出力し、重み付き加算部 0 4 0 4 へそれぞれ出力する。この場合、重み付き加算部 0 4 0 4 における重み係数は、入力光源データと、二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 (0 4 0 3 - 1 ~ 0 4 0 3 - N) により作成される複数の二次元畳み込み積分データに対する係数を保持している。二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 (0 4 0 3 - 1 ~ 0 4 0 3 - N) の出力結果ごとに異なる重み係数が二次元テーブルから参照され、重み付き加算部 0 4 0 4 で用いられてもよい。

【 0 0 8 8 】

このように、超音波診断装置 0 0 0 1 が、複数の二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 - 1 ~ 0 4 0 3 - N を備えることで、光の挙動に応じた陰影効果を複数表現することができ、ボリュームレンダリング法において、より自然な光の挙動（例えば、散乱）に基づいた照度が算定された三次元画像を作成することができる。

10

【 0 0 8 9 】

また、表示部 0 0 0 9 は、輝度と体表からの距離により得られる色相を示すカラーマップを表示してもよい。つまり、表示部 0 0 0 9 は、重み係数を規定する二次元重み係数テーブルに対応し、ボリュームデータ（輝度ボリュームデータ）のボクセル値（輝度）と対象物の表面からの距離とを指標とするカラーマップを表示する。図 1 2 は、本実施の形態における表示例に、カラーマップが表示されることを示した図である。図 1 2 に示すように、図 7 と同様、互いに直交する三断面 0 7 0 1 ~ 0 7 0 3 と三次元画像 0 7 0 4 とが同時に表示される。そして、カラーマップ 7 0 0 が表示される。カラーマップ 7 0 0 は、二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 により実現される三次元画像の色合いを視覚的に認識するための擬似的なカラーマップである。

20

【 0 0 9 0 】

カラーマップ 7 0 0 は、輝度ボクセル値を縦軸に配置する。カラーマップ 7 0 0 は、図 4 及び図 5 を用いて説明したように、組織表面からの距離に応じて、二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 に基づいて行われた照度演算の繰り返し回数（組織表面からの距離に相当する）を横軸に配置する。このように、カラーマップ 7 0 0 は、輝度と体表からの距離により得られる色相を示す参考画像である。

【 0 0 9 1 】

操作者は、カラーマップ 7 0 0 を確認することで、三次元画像（照明三次元画像）0 7 0 4 にどのような色相が割り当てられているかを認識することができる。例えば、表示されている領域が骨であるのか軟組織であるのかを認識することが可能となる。カラーマップ 7 0 0 の軸の方向を転置したり、軸を反転したりすることも可能である。

30

【 0 0 9 2 】

また、カラーマップ 7 0 0 は複数のカラーマップの中から選択されてもよい。例えば、表示部 0 0 0 9 は、対象物の組織（胎児の顔領域や骨領域など）に応じた重み係数を規定する複数の二次元重み係数テーブルに対応する複数のカラーマップを選択的に表示してもよい。図 1 3 は、カラーマップ 7 0 0 の選択方法を示した図である。図 1 3 に示すように、表示部 0 0 0 9 上に表示される領域選択用のグラフィカルインターフェイス 1 3 0 0 を、操作部 0 0 0 4（ポインタ、トラックボール、及びエンコーダなど）により操作することで、カラーマップ 7 0 0 は選択可能である。

40

【 0 0 9 3 】

図 1 3 の選択画面 1 3 0 1 は、検査時に表示されるボタンの例であり、対象に応じたボタンを選択することができる。例えば、対象 1 ボタン 1 3 0 2、対象 2 ボタン 1 3 0 3、・・・対象 N ボタン 1 3 0 4 から対象に応じたボタンを選択することで、対象に応じた三次元画像が作成可能となる。

【 0 0 9 4 】

対象 1 ボタン 1 3 0 2 が胎児の顔を指定する場合、対象 1 ボタン 1 3 0 2 を選択すると、胎児の顔に適した重み係数（二次元重み係数テーブル 0 5 0 1）が選択され、光学特性設定部 0 0 2 2 又は補正光学特性設定部 0 0 8 1 に設定され、対象 1 ボタン 1 3 0 2 に対応するカラーマップ 1 3 1 2 が表示される。

50

【 0 0 9 5 】

対象 2 ボタン 1 3 0 3 が胎児の骨を指定する場合、対象 2 ボタン 1 3 0 3 を選択すると、骨領域に適した重み係数（二次元重み係数テーブル 0 5 0 1）が選択され、光学特性設定部 0 0 2 2 又は補正光学特性設定部 0 0 8 1 に設定され、対象 2 ボタン 1 3 0 3 に対応したカラーマップ 1 3 1 3 が表示される。領域選択用のグラフィカルインターフェイス 1 3 0 0 は、選択されるカラーマップ 1 3 1 2 ~ 1 3 1 4 を表示することも可能である。

【 0 0 9 6 】

カラーマップ 1 3 1 2 ~ 1 3 1 4 は、それぞれの対象ボタン 1 3 0 2 ~ 1 3 0 4 により選択される二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 に基づいて作成されたカラーマップであり、対象ボタン 1 3 0 2 ~ 1 3 0 4 と同時に表示されることで、操作者は迷うことなく適切なカラーマップを選択することができる。

10

【 0 0 9 7 】

また、図 1 4 に示すように、領域選択用のグラフィカルインターフェイス 1 3 0 0 に選択画面 1 3 0 5 が表示されてもよい。選択画面 1 3 0 5 は、検査時に表示されるボタンの異なる例であり、選択されている対象の名称を表示する対象表示領域 1 3 0 6、対象選択ボタン上 1 3 0 7、及び対象選択ボタン下 1 3 0 8 を含み、予め用意された複数の対象を、対象選択ボタン上 1 3 0 7 と対象選択ボタン下 1 3 0 8 を用いて切り替えることができる。したがって、操作者が対象選択ボタン上 1 3 0 7 又は対象選択ボタン下 1 3 0 8 を操作することにより、対象に応じた三次元画像が作成可能である。例えば、対象 1（対象 1 ボタン）が胎児の顔を指定し、対象 2（対象 2 ボタン）が胎児の骨を指定する場合、対象選択ボタン上 1 3 0 7 又は対象選択ボタン下 1 3 0 8 により順番に対象が切り替わる。この場合、対象 1（対象 1 ボタン）の選択時には、胎児の顔に適した重み係数が選択され、光学特性設定部 0 0 2 2 又は補正光学特性設定部 0 0 8 1 に設定され、カラーマップ 7 0 0 が切り替わる。次に、対象選択ボタン下 1 3 0 8 により対象 2（対象 2 ボタン）が選択された場合、骨領域に適した重み係数が選択され、光学特性設定部 0 0 2 2 又は補正光学特性設定部 0 0 8 1 に設定され、カラーマップ 7 0 0 が切り替わる。

20

【 0 0 9 8 】

また、入力光源データも対象により切り替え可能であり、対象に応じた入力光源データを光源情報設定部 0 0 2 1 に設定することも可能である。また、対象選択画面が、重み係数と入力光源データのそれぞれに対して用意され、重み係数と入力光源データを独立して選択（又は、制御）することも可能である。

30

【 0 0 9 9 】

（第 2 の実施の形態）

以下、本発明の第 2 の実施の形態の超音波診断装置 0 0 0 1 について、図面を用いて説明する。超音波診断装置 0 0 0 1 は、組織中における光の挙動を表現することにより、性質の異なる組織間における光の相互作用を表現してリアリティを向上させた三次元画像を作成する。性質の異なる組織が隣接している場合、光の相互作用により、隣接する組織間で相互に光の挙動が影響し合い、発色などに影響が生じる。例えば、光源と筋・脂肪組織の間に血管が存在する場合（血管と筋・脂肪組織が光源方向の前後で隣接している場合）、筋・脂肪組織の色が赤くなくても、光が血管を通過することにより筋・脂肪組織が赤く発色する。また、血管と筋・脂肪組織が光源方向の前後以外で隣接している場合であっても、血管と筋・脂肪組織における光の相互作用により、光の散乱が生じて、筋・脂肪組織は赤く発色する。このように、超音波診断装置 0 0 0 1 は、性質の異なる組織間（例えば、血管と筋・脂肪組織との組織間）における光の相互作用を表現してリアリティを向上させた三次元画像を作成する。

40

【 0 1 0 0 】

図 1 5 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 0 0 0 1 の一例を示したブロック図である。図 1 5 に示すように、超音波診断装置 0 0 0 1 は、制御部 0 0 0 3、操作部 0 0 0 4、送信部 0 0 0 5、受信部 0 0 0 6、送受信制御部 0 0 0 7、整相加算部 0 0 0 8、表示部 0 0 0 9、輝度情報演算部 0 0 1 1、三次元輝度データ記憶部 0 0 1 2、任意断面画像

50

作成部 0013、三次元座標変換部 0014、輝度ボリュームデータ記憶部 0015、三次元画像処理部 0016、画像合成部 0017、投影処理部 0018、及び勾配演算部 0019を備える。

【0101】

また、超音波診断装置 0001は、血流情報演算部 0031、三次元血流データ記憶部 0032、任意断面画像作成部 0033、三次元座標変換部 0034、血流ボリュームデータ記憶部 0035、及び勾配演算部 0039を備え、輝度ボリュームデータと血流ボリュームデータ（血流速度ボリュームデータ、血流振幅ボリュームデータ、及び血流分散ボリュームデータを含む）に基づいて対象物の三次元画像を表示する。血流分散ボリュームデータは、血流速度分散ボリュームデータ及び血流振幅分散ボリュームデータを含む。また、超音波診断装置 0001には、超音波探触子 0002が接続されている。

10

【0102】

超音波探触子 0002は、被検体 0010に当接させて用いられる。超音波探触子 0002は、複数の振動子を配設して形成されており、被検体 0010に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。超音波探触子 0002は、一次元の直線形又は扇形をなす複数の振動子からなり、探触子の配列方向に電子的に超音波の送受信を行うと同時に複数の振動子の配列方向と直交する方向に振動子を機械的に振り、あるいは手で移動させ、超音波を三次元に送受信することができる。超音波探触子 0002は、複数の振動子が二次元配列され、超音波の送受信を電子的に制御することができるものでもよい。

20

【0103】

制御部 0003は、超音波診断装置 0001及び超音波探触子 0002の各構成要素を制御する。操作部 0004は、制御部 0003に各種入力を行なう。操作部 0004は、キーボードやトラックボールなどを備えている。

【0104】

送信部 0005は、超音波探触子 0002を介して被検体 0010に一定の時間間隔において超音波を繰り返し送信させる。送信部 0005は、超音波探触子 0002の振動子を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成する。送信部 0005は、送信される超音波の収束点のある深さに設定する機能を有している。受信部 0006は、被検体 0010から反射した反射エコー信号を受信する。受信部 0006は、超音波探触子 0002で受信された反射エコー信号について所定のゲインで増幅してRF信号すなわち受信信号を生成するものである。送受信制御部 0007は、送信部 0005と受信部 0006を制御する。

30

【0105】

整相加算部 0008は、受信部 0006で受信された反射エコーを整相加算する。整相加算部 0008は、受信部 0006で増幅されたRF信号の位相を制御し、1点又は複数の収束点に対し超音波ビームを形成してRF信号フレームデータ（RAWデータに相当）を生成する。輝度情報演算部 0011は、整相加算部 0008で生成されたRF信号フレームデータに基づいて輝度断層画像を構成する。三次元輝度データ記憶部 0012は、輝度情報演算部 0011で構成された輝度断層画像を複数記憶する。任意断面画像作成部 0013は、輝度断層画像の取得形状に基づいて任意断面画像を作成する。三次元座標変換部 0014は、輝度断層画像の取得形状に基づいて三次元座標変換を行ない、輝度ボリュームデータを生成し、輝度ボリュームデータ記憶部 0015に格納する。

40

【0106】

血流情報演算部 0031は、整相加算部 0008で生成されたRF信号フレームデータに基づいて血流断層画像を構成する。三次元血流データ記憶部 0032は、血流情報演算部 0031で構成された血流断層画像を複数記憶する。任意断面画像作成部 0033は、血流断層画像の取得形状に基づいて任意断面画像を作成する。三次元座標変換部 0034は、血流断層画像の取得形状に基づいて三次元座標変換を行ない、血流ボリュームデータ（血流速度ボリュームデータ、血流振幅ボリュームデータ、及び血流分散ボリュームデータを含む）を生成し、血流ボリュームデータ記憶部 0035に格納する。

50

【 0 1 0 7 】

三次元画像処理部 0 0 1 6 は、輝度ボリュームデータ記憶部 0 0 1 5 に格納された輝度ボリュームデータと、血流ボリュームデータ記憶部 0 0 3 5 に格納された血流ボリュームデータとを用いて照度ボリュームデータを作成する。

【 0 1 0 8 】

勾配演算部 0 0 1 9 は、輝度ボリュームデータ記憶部 0 0 1 5 に格納された輝度ボリュームデータを用いて輝度勾配ボリュームデータを作成する。勾配演算部 0 0 3 9 は、血流ボリュームデータ記憶部 0 0 3 5 に格納された血流ボリュームデータを用いて血流勾配ボリュームデータを作成する。勾配ボリュームデータ（血流勾配ボリュームデータ）の勾配値は、輝度値に基づいて算出された三次元形状の傾き（例えば、三次元形状における法線の傾き、又は三次元形状における法線と視線方向との角度）を表す値である。

10

【 0 1 0 9 】

投影処理部 0 0 1 8 は、照度ボリュームデータと輝度ボリュームデータと輝度勾配ボリュームデータとを用いてレンダリング処理を行い、三次元画像を生成する。また、投影処理部 0 0 1 8 は、照度ボリュームデータと血流ボリュームデータと血流勾配ボリュームデータとを用いてレンダリング処理を行い、三次元画像を生成する。投影処理部 0 0 1 8 は、ボクセルごとに輝度又は血流を選択し、輝度を選択した場合は、照度ボリュームデータと輝度ボリュームデータと輝度勾配ボリュームデータとを用いてボクセルに対してレンダリング計算を行い、血流を選択した場合は、照度ボリュームデータと血流ボリュームデータと血流勾配ボリュームデータとを用いてボクセルに対してレンダリング計算を行う。投影処理部 0 0 1 8 は、輝度又は血流によるボクセルごとのレンダリング計算の結果を、ボリューム全体で統合することにより、三次元画像を生成する。

20

【 0 1 1 0 】

画像合成部 0 0 1 7 は、投影処理部 0 0 1 8 で生成された三次元画像と、任意断面画像作成部 0 0 1 3 で作成された三次元輝度データの任意断面画像と、任意断面画像作成部 0 0 3 3 で作成された三次元血流データの任意断面画像とを合成する。表示部 0 0 0 9 は、画像合成部 0 0 1 7 で作成された表示画像を表示する。

【 0 1 1 1 】

次に、三次元輝度データ及び三次元血流データの処理について説明する。超音波探触子 0 0 0 2 は、超音波の送受信と同時に、二次元的に送受信方向を切り替えながら、例えば θ 、 φ の 2 つの軸に沿って計測することができる。輝度情報演算部 0 0 1 1 は、制御部 0 0 0 3 における設定条件に基づいて、整相加算部 0 0 0 8 から出力される RF 信号フレームデータを入力して、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、平滑化処理等の信号処理を行ない、二次元輝度データを構成する。血流情報演算部 0 0 3 1 は、制御部 0 0 0 3 における設定条件に基づいて、整相加算部 0 0 0 8 から出力される RF 信号フレームデータを入力して、血流速度推定、血流振幅推定、血流分散推定（血流速度分散推定及び血流振幅分散推定を含む）、輪郭強調、ノイズ除去、及び平滑化などの処理を行い、二次元血流データを構成する。二次元血流データは、血流速度、血流振幅、血流速度分散の少なくとも 1 つにより構成されればよい。

30

【 0 1 1 2 】

三次元輝度データ記憶部 0 0 1 2 は、輝度情報演算部 0 0 1 1 の出力データである二次元輝度データを、取得位置に相当する送受信方向に基づいて、複数記憶する機能を有する。例えば、深さ方向にサンプリングを行った時系列の超音波データを、 θ 方向に送受信を行った計測結果から作成された二次元輝度断層画像を、 θ 方向に直交する φ 方向に駆動して複数枚取得し、 φ に関連付けられた複数の二次元輝度データを三次元輝度データとして記憶している。

40

【 0 1 1 3 】

三次元血流データ記憶部 0 0 3 2 は、血流情報演算部 0 0 3 1 の出力データである二次元血流データを、取得位置に相当する送受信方向に基づいて、複数記憶する機能を有する。例えば、深さ方向にサンプリングを行った時系列の超音波データを、 θ 方向に送受信を

50

行った計測結果から作成された二次元血流断層画像を、 θ 方向に直交する ϕ 方向に駆動して複数枚取得し、 ϕ に関連付けられた複数の二次元血流データを三次元血流データとして記憶している。

【0114】

三次元座標変換部 0014 は、三次元輝度データ記憶部 0012 に記憶された三次元輝度データを用い、取得位置（深さ、 θ 、 ϕ ）に基づいて空間上の座標に三次元座標変換を行ない、輝度ボリュームデータを生成し、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 に格納する。

【0115】

三次元座標変換部 0034 は、三次元血流データ記憶部 0032 に記憶された三次元血流データを用い、取得位置（深さ、 θ 、 ϕ ）に基づいて空間上の座標に三次元座標変換を行ない、血流ボリュームデータを生成し、血流ボリュームデータ記憶部 0035 に格納する。

10

【0116】

任意断面画像作成部 0013 は、三次元輝度データ記憶部 0012 に記憶された三次元輝度データを用い、取得位置（深さ、 θ 、 ϕ ）に基づいて、制御部 0003 及び操作部 0004 により設定された三次元空間上の任意の平面における三次元輝度データの任意断面画像を作成する。

【0117】

任意断面画像作成部 0033 は、三次元血流データ記憶部 0032 に記憶された三次元血流データを用い、取得位置（深さ、 θ 、 ϕ ）に基づいて、制御部 0003 及び操作部 0004 により設定された三次元空間上の任意の平面における三次元血流データの任意断面画像を作成する。

20

【0118】

勾配演算部 0019 は、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 に格納された輝度ボリュームデータに基づいて、各ボクセル座標における視線方向の勾配が算定されたボリュームデータを作成する。

【0119】

勾配演算部 0039 は、血流ボリュームデータ記憶部 0035 に格納された血流ボリュームデータに基づいて、各ボクセル座標における視線方向の勾配が算定されたボリュームデータを作成する。

30

【0120】

次に、三次元画像処理部 0016 の処理について説明する。三次元画像処理部 0016 は、本実施の形態にかかる超音波診断装置 0001 の特徴的な処理部であり、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 に記憶された輝度ボリュームデータと、血流ボリュームデータ記憶部 0035 に記憶された血流ボリュームデータとを用い、制御部 0003 及び操作部 0004 により設定された三次元空間上の光源に基づいて照度ボリュームデータを作成する。

【0121】

図 16 は、三次元画像処理部 0016 の一例を示したブロック図である。図 16 に示すように、三次元画像処理部 0016 は、光源情報設定部 0021、光学特性設定部 0022、及び照度演算部 0023 を備える。

40

【0122】

本実施の形態に係る超音波診断装置 0001 は、輝度ボリュームデータ及び血流ボリュームデータに基づいて対象物の三次元画像を表示する超音波診断装置 0001 であって、三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定する光源情報設定部 0021 と、前記光源に対する前記輝度ボリュームデータの光学特性を表す重み係数と、前記血流ボリュームデータの光学特性を表す重み係数とを設定する光学特性設定部 0022 と、前記光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記輝度ボリュームデータの座標に応じた位置の照度及び前記血流ボリュームデータの座標に応じた位置の照度の少なくとも 1 つを算

50

出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成する照度演算部 0023 と、前記輝度ボリュームデータ及び前記血流ボリュームデータの少なくとも 1 つと前記照度ボリュームデータとから前記三次元画像を作成する投影処理部 0018 とを備える。

【0123】

また、本実施の形態に係る超音波三次元画像作成方法は、輝度ボリュームデータと血流ボリュームデータに基づいて対象物の三次元画像を表示する超音波三次元画像作成方法であって、三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定し、前記光源に対する前記輝度ボリュームデータの光学特性を表す重み係数と、前記光源に対する前記血流ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定し、前記光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記輝度ボリュームデータの座標に応じた位置の照度及び前記血流ボリュームデータの座標に応じた位置の照度の少なくとも 1 つを算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成し、前記輝度ボリュームデータ及び前記血流ボリュームデータの少なくとも 1 つと前記照度ボリュームデータとから前記三次元画像を作成する。

10

【0124】

光源情報設定部 0021 は、三次元画像の三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定（生成）する。例えば、光源情報設定部 0021 は、光源の強さを表す光源データを設定する。光源情報設定部 0021 は、光源の強さ、三次元空間上の光源の位置、光源の方向、光源の色調、及び光源の形状のうち少なくとも 1 つを調整して光源データを設定することもできる。光学特性設定部 0022 は、制御部 0003 及び操作部 0004 により設定される輝度ボリュームデータ及び血流ボリュームデータの光学特性を設定する。光学特性設定部 0022 は、光源に対する輝度ボリュームデータ及び血流ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定する。照度演算部 0023 は、光源情報設定部 0021 で設定された光源データと光学特性設定部 0022 で設定された光学特性とに基づいて、出力される照度ボリュームデータ上のボクセル座標に対応する照度を輝度ボリュームデータ及び血流ボリュームデータの少なくとも 1 つを用いて算出し、照度ボリュームデータを作成する。

20

【0125】

つまり、照度演算部 0023 は、光源データ、重み係数、及びボリュームデータ（輝度ボリュームデータ又は血流ボリュームデータ）に基づいて照度を算出し、算出された照度に基づいて照度ボリュームデータを作成する。

30

【0126】

次に、光源情報設定部 0021 で設定される光源情報、光学特性設定部 0022 で設定される光学特性、照度演算部 0023 における照度ボリュームデータの作成方法について説明する。

【0127】

図 17 は、輝度ボリュームデータ又は血流ボリュームデータと光源の位置関係とを模式的に表した概念図である。図 17 に示すように、制御部 0003 及び操作部 0004 により、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 における輝度ボリュームデータ又は血流ボリュームデータ 0301 に対し、光源方向 0303 に光源（平行光源）0302 が設定される。三次元空間上の光源 0302 の位置、光源方向 0303、及び光源データは、光源情報設定部 0021 により生成される。

40

【0128】

面 0304 は、ボリュームデータ（輝度ボリュームデータ又は血流ボリュームデータ）0301 が最初に光源方向 0303 の直交面に交差する（接する）面の位置であり、照度演算開始位置を示す。面 0305 は、ボリュームデータ（輝度ボリュームデータ又は血流ボリュームデータ）0301 が最後に光源方向 0303 の直交面に交差する（接する）面の位置であり、照度演算終了位置を示す。

【0129】

照度演算部 0023 は、光源方向 0303 に沿って直交する面（光源方向 0303 の直交面）に対して照度演算を行う。図 17 では、照度演算部 0023 は、面 0304 から面

50

0305の範囲において照度演算を行い、例えば、光源方向0303に位置するサンプル0306の照度演算において、面0307について照度演算を行う。

【0130】

次に、照度演算部0023の構成の一例について、図18を用いて説明する。図18に示すように、照度演算部0023は、照度ボリュームデータ記憶部0401、光源データ保持部0402、二次元畳み込み処理部0403、及び重み付き加算部0404を備える。照度演算部0023は、前記光源データに対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成する二次元畳み込み処理部0403と、前記光源データ及び前記二次元畳み込み積分データに対して、前記重み係数に基づいて重み付き加算を行うことにより、前記照度ボリュームデータを作成する重み付き加算部0404とを備える。

10

【0131】

照度演算部0023は、前記光源データの初期値と前記重み付き加算部による前記重み付き加算の結果とを、入力光源データとして保持する光源データ保持部0402を備え、前記輝度ボリュームデータにおける照度演算開始位置から照度演算終了位置までボクセルを切り替えながら、前記入力光源データに対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成し、前記入力光源データ及び前記二次元畳み込み積分データに対して、輝度値及び血流値の少なくとも1つに基づく前記重み係数に基づいて重み付き加算を行うことにより、前記照度ボリュームデータを作成する。

【0132】

20

光源データ保持部0402は、光源情報設定部0021により生成された光源データを入力し、初期値として保持する。光源データ保持部0402により保持されている光源データを、以下、「入力光源データ」と記載する。二次元畳み込み処理部0403は、入力光源データ（光源データ）に対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成する。二次元畳み込み積分処理は、二次元平面上での畳み込み積分を示し、例えば、面0307に対して実施される。

【0133】

重み付き加算部0404は、二次元畳み込み処理部0403の出力結果である二次元畳み込み積分データを入力し、光源データ保持部0402により保持されている入力光源データをを入力する。重み付き加算部0404は、入力光源データ（光源データ）及び二次元畳み込み積分データに対して、重み係数に基づいて重み付き加算を行うことにより、照度ボリュームデータを作成する。重み付き加算部0404が用いる重み係数は、光源に対するボリュームデータ（輝度ボリュームデータ又は血流ボリュームデータ）の光学特性として、光学特性設定部0022により設定される。重み付き加算部0404が作成する重み付き加算結果を、以下、「出力照度データ」と記載する。

30

【0134】

出力照度データは、照度ボリュームデータ記憶部0401のボクセル座標に応じた位置に格納される。また、出力照度データは、光源データ保持部0402に入力され、入力光源データとして格納（保持）される。つまり、光源データ保持部0402は、光源データの初期値と重み付き加算部0404による重み付き加算の結果とを、入力光源データとして保持する。

40

【0135】

ここで、初期値の入力光源データは、光源情報設定部0021において設定された光源データであり、照度演算部0023が照度演算を開始する前に、光源データ保持部0402に入力されて設定（保持）される。

【0136】

照度演算部0023における二次元畳み込み処理部0403及び重み付き加算部0404は、輝度ボリュームデータ又は血流ボリュームデータにおける照度演算開始位置（面0304）から照度演算終了位置（面0305）まで、参照される座標に該当するボクセルを切り替えながら、入力光源データに対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次

50

元畳み込み積分データを生成し、入力光源データ及び二次元畳み込み積分データに対して、参照される座標に該当する輝度値又は血流値を切り替えながら、輝度値又は血流値に基づく重み係数を用いて重み付き加算を行うことにより、照度ポリウムデータを作成する。

【 0 1 3 7 】

次に、重み付き加算部 0 4 0 4 で用いられる重み係数の設定方法について、図 1 9 を用いて説明する。図 1 9 (a) に示すように、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 は、制御部 0 0 0 3 によって設定される重み係数 (輝度値に基づく重み係数) を備えており、輝度ポリウムデータの輝度値 0 5 0 2 と体表 (又は、組織表面) からの距離 0 5 0 3 との 2 つを指標として、二次元的に格納された重み係数を参照するための二次元テーブルである。図 1 9 (b) に示すように、血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 は、制御部 0 0 0 3 によって設定される重み係数 (血流値に基づく重み係数) を備えており、血流ポリウムデータの血流値 (ボクセル値) 0 5 0 5 と体表 (又は、組織表面) からの距離 0 5 0 6 との 2 つを指標として、二次元的に格納された重み係数を参照するための二次元テーブルである。つまり、重み係数は、輝度ポリウムデータの輝度値と対象物の表面からの距離とを指標とする輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 と、血流ポリウムデータの血流値と対象物の表面からの距離とを指標とする血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 とにより規定される。この場合、光学特性設定部 0 0 2 2 が、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 及び血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 により規定される重み係数を設定する。光学特性設定部 0 0 2 2 は、輝度ポリウムデータの輝度と対象物の表面からの距離とに応じて重み係数を設定する。光学特性設定部 0 0 2 2 は、血流ポリウムデータの血流値と対象物の表面からの距離とに応じて重み係数を設定する。つまり、光学特性設定部 0 0 2 2 は、複数のポリウムデータの少なくとも 1 つのボクセル値と前記対象物の表面からの距離とに応じて、前記重み係数を設定する。

10

20

【 0 1 3 8 】

本実施の形態における光学特性は、組織の光学的な特性に基づき、光の挙動 (振る舞い) を再現するように設定された重み係数により規定され、光学特性設定部 0 0 2 2 により設定される。光学特性設定部 0 0 2 2 は、輝度ポリウムデータの光学特性として、重み係数を備える輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 を設定し、血流ポリウムデータの光学特性として、重み係数を備える血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 を設定する。

30

【 0 1 3 9 】

図 1 9 (a) に示すように、輝度ポリウムデータの輝度値と体表 (又は、組織表面) からの距離との 2 つの指標に基づいて、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 から参照される重み係数が a 1 と b 1 の 2 つであり、図 1 9 (b) に示すように、血流ポリウムデータの血流値と体表 (又は、組織表面) からの距離との 2 つの指標に基づいて、血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 から参照される重み係数が a 2 と b 2 の 2 つである。本実施の形態では、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 及び血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 の何れかが閾値により選択される場合について説明する。例えば、輝度閾値 c 1 に基づいて、参照される座標に該当する輝度値と輝度閾値 c 1 とを比較することにより、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 及び血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 の何れかが選択される。

40

【 0 1 4 0 】

重み係数 a 1 , a 2 は、入力光源データに影響する (乗算される) 重み係数であり、重み係数 b 1 , b 2 は、二次元畳み込み積分データに影響する (乗算される) 重み係数である。輝度閾値 c 1 により輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 が選択された場合、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 から参照される重み係数 a 1 , b 1 が入力光源データ及び二次元畳み込み積分データにそれぞれ乗算される。この場合、重み係数 a 1 , b 1 の大きさを調整することにより、輝度ポリウムデータにおける光の挙動 (散乱の程度など) を簡便に設定することができる。また、輝度閾値 c 1 により血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 が選択された場合、血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 から参照される重み係数

50

a 2 , b 2 が入力光源データ及び二次元畳み込み積分データにそれぞれ乗算される。この場合、重み係数 a 2 , b 2 の大きさを調整することにより、血流ボリュームデータにおける光の挙動を簡便に設定することができる。

【 0 1 4 1 】

また、輝度閾値 c 1 を調整することにより輝度ボリュームデータと血流ボリュームデータの関係を調整することができる。例えば、参照される座標に該当する輝度ボリュームデータの輝度値が輝度閾値 c 1 以上である場合、この座標における重み係数は、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 から参照される。参照される座標に該当する輝度ボリュームデータの輝度値が輝度閾値 c 1 未満である場合、この座標における重み係数は、血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 から参照される。この結果、輝度閾値 c 1 により、輝度ボリュームデータと血流ボリュームデータの関係（輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 と血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 の関係）を調整することができる。

10

【 0 1 4 2 】

輝度閾値 c 1 の代わりに、血流閾値 c 2 に基づいて、参照される座標に該当する血流値と血流閾値 c 2 とを比較することにより、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 及び血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 の何れかが選択されてもよい。例えば、参照される座標に該当する血流ボリュームデータの血流値が血流閾値 c 2 以上である場合、この座標における重み係数は、血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 から参照される。参照される座標に該当する血流ボリュームデータの血流値が血流閾値 c 2 未満である場合、この座標における重み係数は、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 から参照される。この結果、血流閾値 c 2 により、輝度ボリュームデータと血流ボリュームデータの関係（輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 と血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 の関係）を調整することができる。

20

【 0 1 4 3 】

また、輝度閾値 c 1 と血流閾値 c 2 とを組み合わせ、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 及び血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 の何れかが選択されてもよいし、複数の輝度閾値 c 1 又は複数の血流閾値 c 2 により、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 及び血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 の何れかが選択されてもよい。また、輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 及び血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 の重み係数を平均もしくは加重平均することにより、新たに重み係数を算出してもよい。

30

【 0 1 4 4 】

参照された重み係数と、重み係数が光源データ及び二次元畳み込み積分データにそれぞれ乗算された後に加算された加重和（重み付き加算の結果）とが、照度ボリュームデータ記憶部 0 4 0 1 に出力される。参照された重み係数（輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 から参照される重み係数 a 1 , b 1 又は血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 から参照される重み係数 a 2 , b 2 ）の合計値を大きく設定することにより、増強された照度を設定することが可能となり、重み係数の合計値を小さく設定することにより、弱い照度を設定することが可能となる。

【 0 1 4 5 】

本実施の形態では、二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 は、輝度及び体表（又は、組織表面）からの距離を、2つの参照指標として備える。超音波データの場合、組織の音響インピーダンスを反映する輝度が、生体組織の特性を反映する有用な情報となり得る。超音波データにおける輝度は、放射した超音波が散乱体から反射して得られた反射波の振幅を反映しており、超音波が深部に伝搬するに伴って減衰するのが普通である。したがって、超音波データでは輝度のみでは組織を分類することは難しい。そこで、対象物の体表（又は、組織表面）からの距離を指標として加えることにより、超音波データにおいて組織の分類を可能としている。

40

【 0 1 4 6 】

例えば、対象物が胎児であって、羊水を介して胎児の腕に到達する超音波を考えた場合、腕の骨体部（硬組織）から反射している超音波の輝度は高いことが良く知られている。

50

【 0 1 4 7 】

しかし、腕の表面に到達した瞬間の輝度は、腕の表面が軟組織であるにもかかわらず、減衰が起こっていないために、骨体部と同じく輝度が高いことが良く知られている。このように、輝度だけを指標とした場合、軟組織と骨体部（硬組織）とを区別することは困難である。そこで、対象物の体表からの距離を指標として加える。骨体部は、胎児の組織の内部に存在するため、体表（又は、組織表面）からの距離と輝度の両方を用いて、組織の特性を設定することで、組織の判別が可能となる。

【 0 1 4 8 】

体表（又は、組織表面）からの距離は、例えば、あるボクセルの輝度が、予め設定された閾値よりも高い場合は、組織中に該当すると判定され、体表（又は、組織表面）からの距離の値は1ボクセル分の距離が加算される。一方、あるボクセルの輝度が、予め設定された閾値よりも低い場合は、組織中に該当しないと判定され、そのボクセルにおける体表（又は、組織表面）からの距離の値は初期化される。

【 0 1 4 9 】

体表（又は、組織表面）からの距離を重み係数の指標として用いることにより、胎児の腕のように組織表面に高輝度の軟組織が存在し、組織表面から深い位置に軟組織と同程度の輝度の骨体部が存在する場合、同程度の輝度であっても、体表（又は、組織表面）からの距離に応じて、異なる重み係数を設定することで、組織により異なる光学的效果を付与できる。つまり、体表（又は、組織表面）からの距離に応じて、軟組織と骨体部（硬組織）とを区別して異なる重み係数を設定することにより、組織中における光の挙動（散乱、吸収、反射など）を、軟組織と骨体部（硬組織）とを区別して表現することができ、ボリュームレンダリング法において、リアリティを向上させた画像を得ることができる。組織の特性に応じて特徴的な重み係数を用いることで、超音波データのように輝度値のみから組織の特性（又は、種類）を特定することが難しい場合でも、適切な光学的な効果を付与することが可能となる。

【 0 1 5 0 】

このように、複雑な演算を行わずに、組織の特性を反映した二次元重み係数テーブルを設定して、二次元重み係数テーブルに基づいて、光の挙動（散乱の程度など）を調整することにより、組織中における光学的效果を簡便且つ任意に付与することが可能となり、組織の特性（例えば、組織の硬軟）に応じてリアリティを向上させた三次元画像を作成することができる。

【 0 1 5 1 】

また、本実施の形態では、二次元重み係数テーブル0504は、血流値及び血管（又は、血流表面）からの距離を、2つの参照指標として備える。超音波データの場合、組織や探触子の動きにより擬似的な血流成分が検出され、実際に血流がない場所であっても血流があると判断されることがある。したがって、超音波データでは血流値のみで組織を分類することは難しい場合がある。そこで、血流表面（すなわち、組織表面）からの距離を指標として加えることにより、超音波データにおいて組織の分類が可能になる。

【 0 1 5 2 】

例えば、血流値が血流閾値 c_2 以上であって、重み係数が血流二次元重み係数テーブル0504から参照される場合、血管表面からの距離が所定の閾値より大きいと、参照される座標に該当する血流値は、実際の血流ではなく擬似的な血流成分に起因することが考えられるため、血流二次元重み係数テーブル0504において重み係数 a_2 、 b_2 を周辺組織と同じ重み係数に設定することにより、組織中における光の挙動（散乱、吸収、反射など）を周辺組織とを区別せずに表現することで、擬似的な血流成分に起因する血流値を有する部分に光の挙動（振る舞い）を反映させないように重み係数を設定することができ、リアリティを向上させた三次元画像を作成できる。

【 0 1 5 3 】

照度演算部0023は、照度演算開始位置（面0304）から照度演算終了位置（面0305）まで、重み付き加算部0404で参照される座標に該当するボクセルを切り替え

ることにより、参照される座標に該当する輝度値又は血流値を切り替えながら、上記の照度演算処理を繰り返し行う。照度演算部 0023 は、ボリュームデータの座標ごとに 2 つのボリュームデータ（輝度ボリュームデータ及び血流ボリュームデータ）から 1 つのボリュームデータを選択し、選択されたボリュームデータの光学特性（又は、重み係数）に基づいて、座標に応じた位置の照度を算出し、算出された照度に基づいて照度ボリュームデータを作成する。

【0154】

照度演算部 0023 は、照度演算終了位置まで演算を行い、ボリュームデータ上のボクセル座標に対応する照度がすべて算定された照度ボリュームデータを作成し、照度ボリュームデータ記憶部 0401 に記憶する。

10

【0155】

光の挙動特性は、自然法則に従って、光源の波長により異なる。よって、自然法則に則り、リアリティをより向上させる場合、照度演算は光源の波長ごとに行われる。この場合、重み係数は光源の波長ごとに異なる。

【0156】

光源情報設定部 0021 は、光源の複数の波長に応じた光源データを設定する。光学特性設定部 0022 は、複数の波長ごとに重み係数を設定する。

【0157】

照度演算部 0023 は、光源 0302 の複数の波長ごとに、照度演算を行い、照度ボリュームデータを作成する。例えば、光源 0302 が可視光線の 7 色である場合、照度演算部 0023 は、重み係数（又は、二次元重み係数テーブル）を 7 種類設定し、照度ボリュームデータを 7 種類生成する。また、光源 0302 が加色混合の三原色である場合、照度演算部 0023 は、R 要素、G 要素、B 要素の波長に相当する 3 組の重み係数（又は、3 種類の二次元重み係数テーブル）を設定し、照度ボリュームデータを 3 種類生成する。つまり、光源情報設定部 0021 は、前記光源の複数の波長に応じた前記光源データを設定し、光学特性設定部 0022 は、前記複数の波長ごとに前記重み係数を設定し、照度演算部 0023 は、前記複数の波長ごとに前記照度ボリュームデータを作成する。

20

【0158】

本実施の形態では、光源 0302 が加色混合の三原色であり、3 組の重み係数（又は、3 種類の二次元重み係数テーブル）が設定され、3 種類の照度ボリュームデータが生成される場合について説明する。光源 0302 の波長ごとに、光源データの初期値が設定される。つまり、有効な波長の数と同数の光源データの初期値が、光源情報設定部 0021 によりそれぞれ設定される。したがって、本実施の形態では、R 要素、G 要素、B 要素の波長に相当する 3 種類の光源データが設定され、それぞれ独立した入力光源データとして、光源データ保持部 0402 により保持される。また、3 種類の光源データの初期値は、操作者が操作部 0004 を介して選択した初期値でもよいし、画像を使用して設定された初期値でもよい。

30

【0159】

照度演算部 0023 は、3 種類の光源データと 3 種類の光学特性（重み係数又は二次元重み係数テーブル）とに基づいて、輝度ボリュームデータ上に配置される照度を算定し、3 種類の照度ボリュームデータを作成する。

40

【0160】

投影処理部 0018 は、照度ボリュームデータの照度と、ボリュームデータのボクセル値（輝度ボリュームデータの輝度値又は血流ボリュームデータの血流値）により参照される不透明度とに基づいて、三次元画像を作成する。光源 0302 が三原色である場合、投影処理部 0018 は、照度演算部 0023 により作成された 3 種類の照度ボリュームデータと、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 に格納された輝度ボリュームデータと、血流ボリュームデータ記憶部 0035 に格納された血流ボリュームデータとから三次元画像を作成する。投影処理部 0018 における投影処理は、下記の式（4）～（6）に示すように、波長ごと（R 要素、G 要素、B 要素）の照度ボリュームデータ $L_r[k]$, $L_g[k]$, $L_b[k]$

50

k]における照度（ボクセル値）、不透明度 $\alpha[i]$ 、及び勾配値 $S[i]$ に基づいて、三次元画像が生成される。つまり、波長ごとの照度ボリュームデータ $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ におけるボクセル値に、不透明度 $\alpha[i]$ により求められる不透明度項と、勾配値 $S[i]$ の値を乗じ、視線方向に累算することにより、三次元画像が生成される。式中の“k”は、視線方向のボクセル座標を表す。視線方向は、操作部0004により、制御部0003を介して超音波画像を観察する方向として設定される。

【0161】

ここで、不透明度 $\alpha[i]$ 及び勾配値 $S[i]$ は、重み付き加算部0404で参照される輝度二次元重み係数テーブル0501及び血流二次元重み係数テーブル0504の選択に応じて、輝度ボリュームデータ及び血流ボリュームデータの何れかにより参照される不透明度と、輝度勾配ボリュームデータ及び血流勾配ボリュームデータの何れかの勾配値とから設定されることが望ましい。不透明度 $\alpha[i]$ 及び勾配値 $S[i]$ の設定は、ボクセルごとに行われる。例えば、視線方向i番目のボクセルにおいて、重み係数が輝度二次元重み係数テーブル0501から参照された場合、輝度ボリュームデータにより参照される不透明度 $\alpha[i]$ と、輝度勾配ボリュームデータの勾配値 $S[i]$ が設定される。また、視線方向i番目のボクセルにおいて、重み係数が血流二次元重み係数テーブル0504から参照された場合、血流ボリュームデータにより参照される不透明度 $\alpha[i]$ と、血流勾配ボリュームデータの勾配値 $S[i]$ が設定される。

【0162】

$$OUT_R[K] = \sum_{k=0}^{K-1} ((L_r[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \cdot (4)$$

$$OUT_G[K] = \sum_{k=0}^{K-1} ((L_g[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \cdot (5)$$

$$OUT_B[K] = \sum_{k=0}^{K-1} ((L_b[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \cdot (6)$$

【0163】

三次元画像処理部0016により作成された三次元画像は、画像合成部0017で任意の断面画像と同一画面上に配置され、表示部0009で表示される。

【0164】

なお、本実施の形態では、超音波診断装置0001は、勾配演算部0019，0039を備えるが、勾配演算部0019，0039を除くことも可能である。この場合、式(4)～(6)における勾配値 $S[i]$ の項は、式(4)～(6)から除かれることにより（又は、“1.0”として扱われることにより）、作成される三次元画像に寄与しない。

【0165】

次に本実施の形態による三次元画像の特徴について図20を用いて説明する。図20の三次元画像0611は、本実施の形態の手法により構成された三次元画像である。図20に示すように、三次元画像0611上の明るい部分0612は心臓の筋組織を示し、暗い部分0613は血流を示す。本実施の形態の手法を用いれば、光が血管を通過することにより筋組織が赤く発色した部分0614が生成される。また、本実施の形態の手法を用いれば、光が血管と筋組織の両方を通過することによる光の相互作用により光の散乱と吸収が生じて、筋組織は暗く、かつ赤く発色する部分0615が生成される。このように、血管通過による光の挙動や隣接組織における光の相互作用を表現することができる。三次元画像0620は本実施の形態の手法を用いない一般的な三次元画像の一例である。本実施の形態の手法を用いた三次元画像0611と三次元画像0620を比較すると、三次元画像0611は、三次元画像0620に比べ、立体感のある、写実的な三次元画像であることがわかる。したがって、本実施の形態の手法を用いることによりボリュームレンダリング法においてリアリティを向上させた自然な画像を得ることができる。

【0166】

図21は、本実施の形態における表示例を示した図である。図21に示すように、各平面が互いに直交する三断面0711，0712，0713と三次元画像0714とが同時

に表示される。このように、三次元画像処理部 0 0 1 6 により作成された三次元画像は、画像合成部 0 0 1 7 で直交三断面（又は、任意の断面画像）0 7 1 1 , 0 7 1 2 , 0 7 1 3 と同一画面上に配置され、表示部 0 0 0 9 で表示される。各断面を参照しながら、三次元画像により表面を観察することで、検査精度と効率を向上させることができる。

【 0 1 6 7 】

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

【 0 1 6 8 】

図 2 2 は、本実施の形態の二次元重み係数テーブルの変形例について示した図である。図 2 2 に示すように、2 つの二次元重み係数テーブル（輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 と血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 ）の代わりに、輝度血流二次元重み係数テーブル 0 8 0 1 が重み付き加算部 0 4 0 4 で用いられてもよい。輝度血流二次元重み係数テーブル 0 8 0 1 は、制御部 0 0 0 3 によって設定される重み係数（輝度値及び血流値に基づく重み係数）を備えており、輝度ポリウムデータの輝度値 0 8 0 2 と血流ポリウムデータの血流値 0 8 0 3 との 2 つを指標として、二次元的に格納された重み係数を参照するための二次元テーブルである。つまり、重み係数は、輝度ポリウムデータの輝度値と血流ポリウムデータの血流値とを指標とする輝度血流二次元重み係数テーブル 0 8 0 1 により規定される。この場合、光学特性設定部 0 0 2 2 が、輝度血流二次元重み係数テーブル 0 8 0 1 により規定される重み係数を設定する。光学特性設定部 0 0 2 2 は、輝度ポリウムデータの輝度と血流ポリウムデータの血流値とに応じて重み係数を設定する。

本実施の形態における光学特性は、組織の光学的な特性に基づき、光の挙動（振る舞い）を再現するように設定された重み係数により規定され、光学特性設定部 0 0 2 2 により設定される。光学特性設定部 0 0 2 2 は、輝度ポリウムデータ及び血流ポリウムデータの光学特性として、重み係数を備える輝度血流二次元重み係数テーブル 0 8 0 1 を設定する。図 2 2 に示すように、輝度ポリウムデータの輝度と血流ポリウムデータの血流値との 2 つの指標に基づいて、輝度血流二次元重み係数テーブル 0 8 0 1 から参照される重み係数が a 3 と b 3 の 2 つであり、重み係数 a 3 は、入力光源データに影響する（乗算される）重み係数であり、重み係数 b 3 は、二次元重み込み積分データに影響する（乗算される）重み係数である。この場合、重み係数 a 3 , b 3 の大きさを調整することにより、輝度ポリウムデータにおける光の挙動と血流ポリウムデータにおける光の挙動とを簡便に設定することができる。また、閾値 c 1 , c 2 などにより輝度二次元重み係数テーブル 0 5 0 1 及び血流二次元重み係数テーブル 0 5 0 4 の何れかを選択する必要がなくなり、1 つの輝度血流二次元重み係数テーブル 0 8 0 1 で、輝度及び血流に対応する光の挙動を簡便に設定することができる。

【 0 1 6 9 】

図 2 3 は、本実施の形態の重み係数テーブルの変形例について示した図である。図 2 3 に示すように、二次元重み係数テーブルの代わりに、輝度血流三次元重み係数テーブル 0 9 0 7 が重み付き加算部 0 4 0 4 で用いられてもよい。輝度血流三次元重み係数テーブル 0 9 0 7 は、制御部 0 0 0 3 によって設定される重み係数（輝度値及び血流値に基づく重み係数）を備えており、輝度ポリウムデータの輝度値 0 9 0 8 と血流ポリウムデータの血流値 0 9 0 9 と体表（又は、組織表面）からの距離 0 9 1 0 との 3 つを指標として、三次元的に格納された重み係数を参照するための三次元テーブルである。つまり、重み係数は、輝度ポリウムデータの輝度値と血流ポリウムデータの血流値と対象物の表面からの距離とを指標とする輝度血流三次元重み係数テーブル 0 9 0 7 により規定される。この場合、光学特性設定部 0 0 2 2 が、輝度血流三次元重み係数テーブル 0 9 0 7 により規定される重み係数を設定する。光学特性設定部 0 0 2 2 は、輝度ポリウムデータの輝度値と血流ポリウムデータの血流値と対象物の表面からの距離とに応じて重み係数を設定する。つまり、光学特性設定部 0 0 2 2 は、複数のポリウムデータの少なくとも 2 つのボクセル値と、前記対象物の表面からの距離とに応じて、前記重み係数を設定する。

【 0 1 7 0 】

本実施の形態における光学特性は、組織の光学的な特性に基づき、光の挙動（振る舞い）を再現するように設定された重み係数により規定され、光学特性設定部 0022 により設定される。光学特性設定部 0022 は、輝度ボリュームデータ及び血流ボリュームデータの光学特性として、重み係数を備える輝度血流三次元重み係数テーブル 0907 を設定する。図 23 に示すように、輝度ボリュームデータの輝度と血流ボリュームデータの血流値と対象物の表面からの距離との 3 つの指標に基づいて、輝度血流三次元重み係数テーブル 0907 から参照される重み係数が a4 と b4 の 2 つであり、重み係数 a4 は、入力光源データに影響する（乗算される）重み係数であり、重み係数 b4 は、二次元畳み込み積分データに影響する（乗算される）重み係数である。この場合、重み係数 a4、b4 の大きさを調整することにより、輝度ボリュームデータにおける光の挙動と血流ボリュームデータにおける光の挙動とを簡便に設定することができる。また、閾値 c1、c2 などにより輝度二次元重み係数テーブル 0501 及び血流二次元重み係数テーブル 0504 の何れかを選択する必要がなくなり、1 つの輝度血流三次元重み係数テーブル 0907 で、輝度及び血流に対応する光の挙動を簡便に設定することができ、距離により組織を区別して表現することができる。

10

【0171】

（第 3 の実施の形態）

以下、本発明の第 3 の実施の形態の超音波診断装置 0001 について、図面を用いて説明する。図 24 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の一例を示したブロック図である。本実施の形態では、主に第 2 の実施の形態と異なる部分について説明し、その他の部分については第 2 の実施の形態と同様である。また、第 2 の実施の形態と同じ符号を付した構成要素は、第 2 の実施の形態と同様の機能・作用を有する。図 24 に示すように、超音波診断装置 0001 は、制御部 0003、操作部 0004、送信部 0005、受信部 0006、送受信制御部 0007、整相加算部 0008、表示部 0009、輝度情報演算部 0011、三次元輝度データ記憶部 0012、任意断面画像作成部 0013、三次元座標変換部 0014、輝度ボリュームデータ記憶部 0015、三次元画像処理部 0016、画像合成部 0017、投影処理部 0018、及び勾配演算部 0019 を備える。

20

【0172】

また、超音波診断装置 0001 は、弾性情報演算部 1031、三次元弾性データ記憶部 1032、任意断面画像作成部 1033、三次元座標変換部 1034、弾性ボリュームデータ記憶部 1035、及び勾配演算部 1039 を備え、輝度ボリュームデータと弾性ボリュームデータに基づいて対象物の三次元画像を表示する。また、超音波診断装置 0001 には、超音波探触子 0002 が接続されている。

30

【0173】

弾性情報演算部 1031 は、整相加算部 0008 で生成された RF 信号フレームデータに基づいて弾性断層画像を構成する。三次元弾性データ記憶部 1032 は、弾性情報演算部 1031 で構成された弾性断層画像を複数記憶する。任意断面画像作成部 1033 は、弾性断層画像の取得形状に基づいて任意断面画像を作成する。三次元座標変換部 1034 は、弾性断層画像の取得形状に基づいて三次元座標変換を行ない、弾性ボリュームデータを生成し、弾性ボリュームデータ記憶部 1035 に格納する。

40

【0174】

三次元画像処理部 0016 は、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 に格納された輝度ボリュームデータと、弾性ボリュームデータ記憶部 1035 に格納された弾性ボリュームデータとを用いて照度ボリュームデータを作成する。

【0175】

勾配演算部 1039 は、弾性ボリュームデータ記憶部 1035 に格納された弾性ボリュームデータを用いて弾性勾配ボリュームデータを作成する。勾配ボリュームデータ（弾性勾配ボリュームデータ）の勾配値は、弾性値に基づいて算出された三次元形状の傾き（例えば、三次元形状における法線の傾き、又は三次元形状における法線と光源方向との角度）を表す値である。

50

【 0 1 7 6 】

投影処理部 0 0 1 8 は、照度ポリウムデータと輝度ポリウムデータと輝度勾配ポリウムデータとを用いてレンダリング処理を行い、三次元画像を生成する。また、投影処理部 0 0 1 8 は、照度ポリウムデータと弾性ポリウムデータと弾性勾配ポリウムデータとを用いてレンダリング処理を行い、三次元画像を生成する。投影処理部 0 0 1 8 は、ボクセルごとに輝度又は弾性を選択し、輝度を選択した場合は、照度ポリウムデータと輝度ポリウムデータと輝度勾配ポリウムデータとを用いてボクセルに対してレンダリング計算を行い、弾性を選択した場合は、照度ポリウムデータと弾性ポリウムデータと弾性勾配ポリウムデータとを用いてボクセルに対してレンダリング計算を行う。投影処理部 0 0 1 8 は、輝度又は弾性によるボクセルごとのレンダリング計算の結果を、ポリウム全体で統合することにより、三次元画像を生成する。画像合成部 0 0 1 7 は、投影処理部 0 0 1 8 で生成された三次元画像と、任意断面画像作成部 0 0 1 3 で作成された三次元輝度データの任意断面画像と、任意断面画像作成部 1 0 3 3 で作成された三次元弾性データの任意断面画像とを合成する。表示部 0 0 0 9 は、画像合成部 0 0 1 7 で作成された表示画像を表示する。

10

【 0 1 7 7 】

次に、三次元輝度データ及び三次元弾性データの処理について説明する。超音波探触子 0 0 0 2 は、超音波の送受信と同時に、二次元的に送受信方向を切り替えながら、例えば θ 、 φ の 2 つの軸に沿って計測することができる。輝度情報演算部 0 0 1 1 は、制御部 0 0 0 3 における設定条件に基づいて、整相加算部 0 0 0 8 から出力される RF 信号フレームデータを入力して、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、平滑化処理等の信号処理を行ない、二次元輝度データを構成する。

20

【 0 1 7 8 】

弾性値は、探触子を手動で又は機械的に上下に被検体に圧迫を加えることにより発生する歪みの量をフレームデータから計測される。弾性情報演算部 1 0 3 1 は、整相加算部 0 0 0 8 から出力される RF 信号フレームデータを記憶し、少なくとも 2 枚のフレームデータから生体組織の変位を計測し、変位情報を生成する。弾性情報演算部 1 0 3 1 は、変位情報から歪み又は弾性率を求める弾性情報演算を実施し、輪郭強調及び平滑化処理などの処理を行い、二次元弾性データを構成する。二次元弾性データは、変位量、歪み量、弾性率の少なくとも 1 つにより構成される。

30

【 0 1 7 9 】

三次元弾性データ記憶部 1 0 3 2 は弾性情報演算部 1 0 3 1 の出力データである二次元弾性データを、取得位置に相当する送受信方向に基づいて、複数記憶する機能を有する。例えば、深さ方向にサンプリングを行った時系列の超音波データを、 θ 方向に送受信を行った計測結果から作成された二次元弾性断層画像を、 θ 方向に直交する φ 方向に駆動して複数枚取得し、 φ に関連付けられた複数の二次元弾性データを三次元弾性データとして記憶している。

【 0 1 8 0 】

三次元座標変換部 1 0 3 4 は、三次元弾性データ記憶部 1 0 3 2 に記憶された三次元弾性データを用い、取得位置（深さ、 θ 、 φ ）に基づいて空間上の座標に三次元座標変換を行ない、弾性ポリウムデータを生成し、弾性ポリウムデータ記憶部 1 0 3 5 に格納する。

40

【 0 1 8 1 】

任意断面画像作成部 1 0 3 3 は、三次元弾性データ記憶部 1 0 3 2 に記憶された三次元弾性データを用い、取得位置（深さ、 θ 、 φ ）に基づいて、制御部 0 0 0 3 及び操作部 0 0 0 4 により設定された三次元空間上の任意の平面における三次元弾性データの任意断面画像を作成する。

【 0 1 8 2 】

勾配演算部 1 0 3 9 は、弾性ポリウムデータ記憶部 1 0 3 5 に格納された弾性ポリウムデータに基づいて、各ボクセル座標における視線方向の勾配が算定されたポリウムデ

50

ータを作成する。

【0183】

次に、三次元画像処理部0016の処理について説明する。三次元画像処理部0016は、本実施の形態にかかる超音波診断装置0001に特徴的な処理部であり、輝度ポリウムデータ記憶部0015に記憶された輝度ポリウムデータと、弾性ポリウムデータ記憶部1035に記憶された弾性ポリウムデータとを用い、制御部0003及び操作部0004により設定された三次元空間上の光源に基づいて照度ポリウムデータを作成する。

【0184】

図25は、三次元画像処理部0016の一例を示したブロック図である。図25に示すように、三次元画像処理部0016は、光源情報設定部0021、光学特性設定部0022、及び照度演算部0023を備える。

【0185】

本実施の形態に係る超音波診断装置0001は、輝度ポリウムデータ及び弾性ポリウムデータに基づいて対象物の三次元画像を表示する超音波診断装置0001であって、三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定する光源情報設定部0021と、前記光源に対する前記輝度ポリウムデータの光学特性を表す重み係数と、前記弾性ポリウムデータの光学特性を表す重み係数とを設定する光学特性設定部0022と、前記光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記輝度ポリウムデータの座標に応じた位置の照度及び前記弾性ポリウムデータの座標に応じた位置の照度の少なくとも1つを算出し、算出された前記照度に基づいて照度ポリウムデータを作成する照度演算部0023と、前記輝度ポリウムデータ及び前記弾性ポリウムデータの少なくとも1つと前記照度ポリウムデータとから前記三次元画像を作成する投影処理部0018とを備える。

【0186】

また、本実施の形態に係る超音波三次元画像作成方法は、輝度ポリウムデータと弾性ポリウムデータに基づいて対象物の三次元画像を表示する超音波三次元画像作成方法であって、三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定し、前記光源に対する前記輝度ポリウムデータの光学特性を表す重み係数と、前記光源に対する前記弾性ポリウムデータの光学特性を表す重み係数を設定し、前記光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記輝度ポリウムデータの座標に応じた位置の照度及び前記弾性ポリウムデータの座標に応じた位置の照度の少なくとも1つを算出し、算出された前記照度に基づいて照度ポリウムデータを作成し、前記輝度ポリウムデータ及び前記弾性ポリウムデータの少なくとも1つと前記照度ポリウムデータとから前記三次元画像を作成する。

【0187】

光源情報設定部0021は、三次元画像の三次元空間に設定される光源の特性を表す光源データを設定（生成）する。例えば、光源情報設定部0021は、光源の強さを表す光源データを設定する。光源情報設定部0021は、光源の強さ、三次元空間上の光源の位置、光源の方向、光源の色調、及び光源の形状のうち少なくとも1つを調整して光源データを設定することもできる。光学特性設定部0022は、制御部0003及び操作部0004により設定される輝度ポリウムデータ及び弾性ポリウムデータの光学特性を設定する。光学特性設定部0022は、光源に対する輝度ポリウムデータ及び弾性ポリウムデータの光学特性を表す重み係数を設定する。照度演算部0023は、光源情報設定部0021で設定された光源データと光学特性設定部0022で設定された光学特性とに基づいて、出力される照度ポリウムデータ上のボクセル座標に対応する照度を輝度ポリウムデータ及び弾性ポリウムデータの少なくとも1つを用いて算出し、照度ポリウムデータを作成する。

【0188】

つまり、照度演算部0023は、光源データ、重み係数、輝度ポリウムデータ、及びポリウムデータ（輝度ポリウムデータ又は弾性ポリウムデータ）に基づいて照度を

算出し、算出された照度に基づいて照度ボリュームデータを作成する。

【0189】

次に、光源情報設定部0021で設定される光源情報、光学特性設定部0022で設定される光学特性、照度演算部0023における照度ボリュームデータの作成方法について説明する。

【0190】

図26は輝度ボリュームデータ又は弾性ボリュームデータと光源の位置関係とを模式的に表した概念図である。図26に示すように、制御部0003及び操作部0004により、輝度ボリュームデータ記憶部0015における輝度ボリュームデータ又は弾性ボリュームデータ0301に対し、光源方向0303に光源（平行光源）0302が設定される。三次元空間上の光源0302の位置、光源方向0303、及び光源データは、光源情報設定部0021により生成される。

10

【0191】

面0304は、ボリュームデータ（輝度ボリュームデータ又は弾性ボリュームデータ）0301が最初に光源方向0303の直交面に交差する（接する）面の位置であり、照度演算開始位置を示す。面0305は、ボリュームデータ（輝度ボリュームデータ又は弾性ボリュームデータ）0301が最後に光源方向0303の直交面に交差する（接する）面の位置であり、照度演算終了位置を示す。

【0192】

照度演算部0023は、光源方向0303に沿って直交する面（光源方向0303の直交面）に対して照度演算を行う。図26では、照度演算部0023は、面0304から面0305の範囲において照度演算を行い、例えば、光源方向0303に位置するサンプル0306の照度演算において、面0307について照度演算を行う。

20

【0193】

次に、照度演算部0023の構成の一例について、図27を用いて説明する。図27に示すように、照度演算部0023は、照度ボリュームデータ記憶部0401、光源データ保持部0402、二次元畳み込み処理部0403、及び重み付き加算部0404を備える。照度演算部0023は、前記光源データに対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成する二次元畳み込み処理部0403と、前記光源データ及び前記二次元畳み込み積分データに対して、輝度値及び弾性値の少なくとも1つに基づく前記重み係数に基づいて重み付き加算を行うことにより、前記照度ボリュームデータを作成する重み付き加算部0404とを備える。

30

【0194】

照度演算部0023は、前記光源データの初期値と前記重み付き加算部による前記重み付き加算の結果とを、入力光源データとして保持する光源データ保持部0402を備え、前記輝度ボリュームデータにおける照度演算開始位置から照度演算終了位置までボクセルを切り替えながら、前記入力光源データに対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成し、前記入力光源データ及び前記二次元畳み込み積分データに対して、輝度値及び弾性値の少なくとも1つに基づく前記重み係数に基づいて重み付き加算を行うことにより、前記照度ボリュームデータを作成する。

40

【0195】

光源データ保持部0402は、光源情報設定部0021により生成された光源データを入力し、初期値として保持する。光源データ保持部0402により保持されている光源データを、以下、「入力光源データ」と記載する。二次元畳み込み処理部0403は、入力光源データ（光源データ）に対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成する。二次元畳み込み積分処理は、二次元平面上での畳み込み積分を示し、例えば、面0307に対して実施される。

【0196】

重み付き加算部0404は、二次元畳み込み処理部0403の出力結果である二次元畳み込み積分データを入力し、光源データ保持部0402により保持されている入力光源デ

50

ータを入力する。重み付き加算部 0 4 0 4 は、入力光源データ（光源データ）及び二次元畳み込み積分データに対して、重み係数に基づいて重み付き加算を行うことにより、照度ポリュームデータを作成する。重み付き加算部 0 4 0 4 が用いる重み係数は、光源に対するポリュームデータ（輝度ポリュームデータ又は弾性ポリュームデータ）の光学特性として、光学特性設定部 0 0 2 2 により設定される。重み付き加算部 0 4 0 4 が作成する重み付き加算結果を、以下、「出力照度データ」と記載する。

【 0 1 9 7 】

出力照度データは、照度ポリュームデータ記憶部 0 4 0 1 のボクセル座標に応じた位置に格納される。また、出力照度データは、光源データ保持部 0 4 0 2 に入力され、入力光源データとして格納（保持）される。つまり、光源データ保持部 0 4 0 2 は、光源データの初期値と重み付き加算部 0 4 0 4 による重み付き加算の結果とを、入力光源データとして保持する。

10

【 0 1 9 8 】

ここで、初期値の入力光源データは、光源情報設定部 0 0 2 1 において設定された光源データであり、照度演算部 0 0 2 3 が照度演算を開始する前に、光源データ保持部 0 4 0 2 に入力されて設定（保持）される。

【 0 1 9 9 】

照度演算部 0 0 2 3 における二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 及び重み付き加算部 0 4 0 4 は、輝度ポリュームデータ又は弾性ポリュームデータにおける照度演算開始位置（面 0 3 0 4）から照度演算終了位置（面 0 3 0 5）まで、参照される座標に該当するボクセルを切り替えながら、入力光源データに対して二次元畳み込み積分を行うことにより、二次元畳み込み積分データを生成し、入力光源データ及び二次元畳み込み積分データに対して、参照される座標に該当する輝度値又は弾性値を切り替えながら、重み係数を用いて重み付き加算を行うことにより、照度ポリュームデータを作成する。

20

【 0 2 0 0 】

次に、重み付き加算部 0 4 0 4 で用いられる重み係数の設定方法について、図 2 8 を用いて説明する。図 2 8 は、本実施の形態の重み係数テーブルについて示した図である。図 2 8 に示すように、輝度弾性三次元重み係数テーブル 1 2 0 1 が重み付き加算部 0 4 0 4 で用いられる。輝度弾性三次元重み係数テーブル 1 2 0 1 は、制御部 0 0 0 3 によって設定される重み係数（輝度値及び弾性値に基づく重み係数）を備えており、輝度ポリュームデータの輝度値 1 2 0 2 と弾性ポリュームデータの弾性値（ボクセル値）1 2 0 3 と体表（又は、組織表面）からの距離 1 2 0 4 との 3 つを指標として、三次元的に格納された重み係数を参照するための三次元テーブルである。つまり、重み係数は、輝度ポリュームデータの輝度値と弾性ポリュームデータの弾性値と対象物の表面からの距離とを指標とする輝度弾性三次元重み係数テーブル 1 2 0 1 により規定される。この場合、光学特性設定部 0 0 2 2 が、輝度弾性三次元重み係数テーブル 1 2 0 1 により規定される重み係数を設定する。光学特性設定部 0 0 2 2 は、輝度ポリュームデータの輝度値と弾性ポリュームデータの弾性値と対象物の表面からの距離とに応じて重み係数を設定する。つまり、光学特性設定部 0 0 2 2 は、複数のポリュームデータの少なくとも 2 つのボクセル値と、前記対象物の表面からの距離とに応じて、前記重み係数を設定する。

30

40

【 0 2 0 1 】

本実施の形態における光学特性は、組織の光学的な特性に基づき、光の挙動（振る舞い）を再現するように設定された重み係数により規定され、光学特性設定部 0 0 2 2 により設定される。光学特性設定部 0 0 2 2 は、輝度ポリュームデータ及び弾性ポリュームデータの光学特性として、重み係数を備える輝度弾性三次元重み係数テーブル 1 2 0 1 を設定する。図 2 8 に示すように、輝度ポリュームデータの輝度値と弾性ポリュームデータの弾性値と対象物の表面からの距離との 3 つの指標に基づいて、輝度弾性三次元重み係数テーブル 1 2 0 1 から参照される重み係数が a 5 と b 5 の 2 つであり、重み係数 a 5 は、入力光源データに影響する（乗算される）重み係数であり、重み係数 b 5 は、二次元畳み込み積分データに影響する（乗算される）重み係数である。この場合、重み係数 a 5 , b 5 の

50

大きさを調整することにより、輝度ボリュームデータにおける光の挙動と弾性ボリュームデータにおける光の挙動とを簡便に設定することができる。

【0202】

また、重み係数 a_5 と b_5 に基づく入力光源データ及び二次元畳み込み積分データの加重和が、照度ボリュームデータ記憶部 0401 に出力される。重み係数 a_5 と b_5 の合計値を大きく設定することにより、増強された照度を設定することが可能となり、重み係数 a_5 と b_5 の合計値を小さく設定することにより、弱い照度を設定することが可能となる。超音波データの場合、組織の音響インピーダンスを反映する輝度が、生体組織の特性を反映する有用な情報となり得る。超音波データにおける輝度は、放射した超音波が散乱体から反射して得られた反射波の振幅を反映しており、超音波が深部に伝搬するに伴って減衰するのが普通である。したがって、超音波データでは輝度のみでは組織を分類することは難しい。そこで、対象物の体表（又は、組織表面）からの距離を指標として加えることにより、超音波データにおいて組織の分類を可能としている。

10

【0203】

例えば、対象物が腫瘍部を含む乳房であって、脂肪層を介して腫瘍に到達する超音波を考えた場合、脂肪層と腫瘍の間に介在する乳腺は比較的輝度が高く、腫瘍と脂肪層は超音波の輝度が低いことが知られている。したがって、輝度だけを指標とした場合、腫瘍と脂肪層とを区別することが困難な場合がある。そこで、対象物の体表からの距離を指標として加える。また、腫瘍部は弾性値が低く、弾性値は悪性腫瘍の指標とされる。しかし、弾性値の計測における被検体への圧迫により擬似的に硬い領域が計測される場合がある。例えば、被検体の深部において圧迫が伝わらない領域では歪みが発生しないので、擬似的に硬い領域であると判断されることがある。したがって、弾性だけを指標とした場合、腫瘍を区別することが困難な場合がある。そこで、対象物の体表からの距離を指標として加える。輝度値が低く、弾性値が低く、且つ体表からの距離が一定以下である条件を満たすボリュームデータを腫瘍に相当するボリュームデータとして、輝度弾性三次元重み係数テーブル 1201 の重み係数 a_5 , b_5 を設定することにより、腫瘍部の光学的な特性を反映させることが可能になる。つまり、輝度、弾性、及び距離の 3 つの指標に基づく輝度弾性三次元重み係数テーブル 1201 を用いて重み係数 a_5 , b_5 を設定することで、組織を区別して光の挙動を表現することができ、ボリュームレンダリング法において、リアリティを向上させた画像（三次元画像）を得ることができる。例えば、擬似的に硬い領域（腫瘍と誤認される領域）に腫瘍の光学的効果を付与しないようにすることができる。

20

30

【0204】

照度演算部 0023 は、照度演算開始位置（面 0304）から照度演算終了位置（面 0305）まで、重み付き加算部 0404 で参照される座標を切り替え、該当する輝度値と弾性値を切り替えながら、上記の照度演算処理を繰り返し行う。照度演算部 0023 は、ボリュームデータの座標ごとに 2 つのボリュームデータ（輝度ボリュームデータ及び弾性ボリュームデータ）から 1 つのボリュームデータを選択し、選択されたボリュームデータの光学特性（又は、重み係数）に基づいて、座標に応じた位置の照度を算出し、算出された照度に基づいて照度ボリュームデータを作成する。

【0205】

照度演算部 0023 は、照度演算終了位置まで演算を行い、ボリュームデータ上のボクセル座標に対応する照度がすべて算定された照度ボリュームデータを作成し、照度ボリュームデータ記憶部 0401 に記憶する。

40

【0206】

光の挙動特性は、自然法則に従って、光源の波長により異なる。よって、自然法則に則り、リアリティをより向上させる場合、照度演算は光源の波長ごとに行われる。この場合、重み係数は光源の波長ごとに異なる。

【0207】

光源情報設定部 0021 は、光源の複数の波長に応じた光源データを設定する。光学特性設定部 0022 は、複数の波長ごとに重み係数を設定する。

50

【0208】

照度演算部0023は、光源0302の複数の波長ごとに、照度演算を行い、照度ボリュームデータを作成する。例えば、光源0302が可視光線の7色である場合、照度演算部0023は、重み係数（又は、二次元重み係数テーブル）を7種類設定し、照度ボリュームデータを7種類生成する。また、光源0302が加色混合の三原色である場合、照度演算部0023は、R要素、G要素、B要素の波長に相当する3組の重み係数（又は、3種類の二次元重み係数テーブル）を設定し、照度ボリュームデータを3種類生成する。つまり、光源情報設定部0021は、前記光源の複数の波長に応じた前記光源データを設定し、光学特性設定部0022は、前記複数の波長ごとに前記重み係数を設定し、照度演算部0023は、前記複数の波長ごとに前記照度ボリュームデータを作成する。

10

【0209】

本実施の形態では、光源0302が加色混合の三原色であり、3組の重み係数（又は、3種類の二次元重み係数テーブル）が設定され、3種類の照度ボリュームデータが生成される場合について説明する。光源0302の波長ごとに、光源データの初期値が設定される。つまり、有効な波長の数と同数の光源データの初期値が、光源情報設定部0021によりそれぞれ設定される。したがって、本実施の形態では、R要素、G要素、B要素の波長に相当する3種類の光源データが設定され、それぞれ独立した入力光源データとして、光源データ保持部0402により保持される。また、3種類の光源データの初期値は、操作者が操作部0004を介して選択した初期値でもよいし、画像を使用して設定された初期値でもよい。

20

【0210】

照度演算部0023は、3種類の光源データと3種類の光学特性（重み係数又は二次元重み係数テーブル）とに基づいて、輝度ボリュームデータ上に配置される照度を算出し、3種類の照度ボリュームデータを作成する。

【0211】

投影処理部0018は、照度ボリュームデータの照度と、ボリュームデータのボクセル値（輝度ボリュームデータの輝度値又は弾性ボリュームデータの弾性値）により参照される不透明度とに基づいて、三次元画像を作成する。光源0302が三原色である場合、投影処理部0018は、照度演算部0023により作成された3種類の照度ボリュームデータと、輝度ボリュームデータ記憶部0015に格納された輝度ボリュームデータと、弾性ボリュームデータ記憶部1035に格納された弾性ボリュームデータとから三次元画像を作成する。投影処理部0018における投影処理は、下記の式（7）～（9）に示すように、波長ごと（R要素、G要素、B要素）の照度ボリュームデータ $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ における照度（ボクセル値）、不透明度 $\alpha[i]$ 、及び勾配値 $S[i]$ に基づいて、三次元画像が生成される。つまり、波長ごとの照度ボリュームデータ $L_r[k]$ 、 $L_g[k]$ 、 $L_b[k]$ におけるボクセル値に、不透明度 $\alpha[i]$ により求められる不透明度項と、勾配値 $S[i]$ の値を乗じ、視線方向に累算することにより、三次元画像が生成される。式中の“k”は、視線方向のボクセル座標を表す。視線方向は、操作部0004により、制御部0003を介して超音波画像を観察する方向として設定される。

30

【0212】

ここで、不透明度 $\alpha[i]$ 及び勾配値 $S[i]$ は、輝度値及び弾性値の少なくとも1つの閾値に基づいて選択される輝度ボリュームデータ及び弾性ボリュームデータの何れかにより参照される不透明度と、輝度勾配ボリュームデータ及び弾性勾配ボリュームデータの何れかの勾配値とから設定されることが望ましい。不透明度 $\alpha[i]$ 及び勾配値 $S[i]$ の設定は、ボクセルごとに行われる。例えば、視線方向i番目のボクセルにおいて、輝度値の閾値に基づいて、輝度ボリュームデータにより参照される不透明度 $\alpha[i]$ と、輝度勾配ボリュームデータの勾配値 $S[i]$ が設定される。また、視線方向i番目のボクセルにおいて、弾性値の閾値に基づいて、弾性ボリュームデータにより参照される不透明度 $\alpha[i]$ と、弾性勾配ボリュームデータの勾配値 $S[i]$ が設定される。

40

【0213】

50

$$OUT_R[K] = \sum_{k=0}^K ((L_r[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (7)$$

$$OUT_G[K] = \sum_{k=0}^K ((L_g[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (8)$$

$$OUT_B[K] = \sum_{k=0}^K ((L_b[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \quad (9)$$

【0214】

三次元画像処理部0016により作成された三次元画像は、画像合成部0017で任意の断面画像と同一画面上に配置され、表示部0009で表示される。

【0215】

なお、本実施の形態では、超音波診断装置0001は、勾配演算部0019、1039を備えるが、勾配演算部0019、1039を除くことも可能である。この場合、式(7)～(9)における勾配値 $S[k]$ の項は、式(7)～(9)から除かれることにより(又は、“1.0”として扱われることにより)、作成される三次元画像に寄与しない。

【0216】

次に本実施の形態による三次元画像の特徴について図29を用いて説明する。図29の三次元画像1315は、本実施の形態の手法により構成された三次元画像である。図29に示すように、三次元画像1315上の正常組織部1316では正常組織の光学的効果が付与され、腫瘍1317では腫瘍の光学的効果が付与され、ボリュームレンダリング法において、リアリティを向上させた自然な画像を得ることができる。三次元画像1320は、本実施の形態の手法を用いない一般的な三次元画像の一例である。本実施の形態の手法を用いた三次元画像1311と三次元画像1320を比較すると、三次元画像1311は、三次元画像1320に比べ、立体感のある、写実的な三次元画像であることがわかる。したがって、本実施の形態の手法を用いることによりボリュームレンダリング法においてリアリティを向上させた自然な画像を得ることができる。

【0217】

図30は、本実施の形態における表示部0009の表示例を示した図である。図30に示すように、表示部0009は、互いに直交する3つの直交断面1401, 1402, 1403と三次元画像1404とを表示する。三次元画像処理部0016により作成された三次元画像1404は、画像合成部0017で3つの直交断面(又は、任意の断面画像)1401, 1402, 1403と同一画面上に表示される。この結果、各直交断面(又は、任意の断面画像)1401, 1402, 1403を参照しながら、三次元画像1404を観察することができ、検査精度と効率を向上させることができる。

【0218】

(第4の実施の形態)

第4の実施の形態は、第2の実施の形態の変形例である。以下、本発明の第4の実施の形態の超音波診断装置0001について図面を用いて、第2の実施の形態と異なる部分について主に説明する。図31は、本実施の形態に特徴的な部分である三次元画像処理部0016の一例を示したブロック図である。図31の三次元画像処理部0016は、図15の第2の実施の形態の超音波診断装置0001における三次元画像処理部0016に対応している。

【0219】

図31に示すように、三次元画像処理部0016は、光源情報設定部0021、光学特性設定部0022、及び照度演算部0023に加え、色調変換部0024を備える。色調変換部0024は、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ(血流速度ボリュームデータ、血流振幅ボリュームデータ、及び血流分散ボリュームデータを含む)、及び弾性ボリュームデータの少なくとも1つに基づいて、照度ボリュームデータの色調を変換する。血流分散ボリュームデータは、血流速度分散ボリュームデータ及び血流振幅分散ボリュームデータを含む。第4の実施の形態では、色調変換部0024は、輝度ボリュームデータ、血流速度ボリュームデータ、血流振幅ボリュームデータ、及び血流分散ボリュームデ

10

20

30

40

50

ータの少なくとも1つに基づいて、照度ポリリュームデータの色調を変換する。色調変換部0024は、輝度ポリリュームデータを輝度ポリリュームデータ記憶部0015から参照する。また、色調変換部0024は、血流データのうち血流速度に関する血流ポリリュームデータ(血流速度ポリリュームデータ)、血流データのうち血流振幅に関する血流ポリリュームデータ(血流振幅ポリリュームデータ)、血流データのうち血流速度分散に関する血流ポリリュームデータ(血流分散ポリリュームデータ)の少なくとも1つを、血流ポリリュームデータ記憶部0035から参照し、照度演算部0023から出力される照度ポリリュームデータに対して色調変換を行い、出力する。

【0220】

照度演算部0023は、光源0302の複数の波長ごとに、照度演算を行い、照度ポリリュームデータを作成する。この場合、色調変換部0024は、光源0302の複数の波長ごとに作成された照度ポリリュームデータの値を変換することで、光源0302の複数の波長ごとに照度ポリリュームデータに対して色調変換を行い、出力してもよい。例えば、光源0302が加色混合の三原色(すなわち、RGB表色系)で保持される場合、照度演算部0023によりR(赤)要素、G(緑)要素、B(青)要素の3つの照度ポリリュームデータが得られ、色調変換部0024は、輝度ポリリュームデータ、血流速度ポリリュームデータ、血流振幅ポリリュームデータ、及び血流分散ポリリュームデータの少なくとも1つを参照して、照度ポリリュームデータの値を変換することにより色調変換を行う。照度ポリリュームデータの値は、各要素(RGB)の値の交換(取り換えを含む)又は特定の要素(RGBから任意に選択された要素)に対する所定の値の加減算や乗除算により所定の値に変換されて、色調変換されることが可能である。

【0221】

次に、色調変換部0024が、輝度ポリリュームデータ、血流速度ポリリュームデータ、及び血流振幅ポリリュームデータの少なくとも1つに基づいて照度ポリリュームデータの色調変換を行う場合について説明する。色調変換部0024は、R要素、G要素、及びB要素の3つの照度ポリリュームデータを照度演算部0023から入力し、輝度ポリリュームデータを輝度ポリリュームデータ記憶部0015から入力し、血流速度ポリリュームデータと血流振幅ポリリュームデータを血流ポリリュームデータ記憶部0035から入力する。色調変換部0024は、制御部0003から所定の閾値を入力し、照度演算部0023と同様に照度ポリリュームデータ中の各座標における照度が血流であるか組織であるかを判定する。例えば、色調変換部0024は、輝度ポリリュームデータの輝度値(ボクセル値)と輝度閾値c1と比較し、輝度ポリリュームデータの輝度値(ボクセル値)が輝度閾値c1を上回っていた場合は組織であり、下回っていた場合は血流であると判定する。また、色調変換部0024は、血流振幅ポリリュームデータの血流振幅値(ボクセル値)と血流振幅閾値c2とを比較し、血流振幅ポリリュームデータの血流振幅値(ボクセル値)が血流振幅閾値c2を上回っていた場合は血流であり、下回っていた場合は組織であると判定する。また、色調変換部0024は、血流速度ポリリュームデータの血流速度値(ボクセル値)と血流速度閾値c3とを比較し、血流速度ポリリュームデータの血流速度値(ボクセル値)が血流速度閾値c3を上回っていた場合は血流であり、下回っていた場合は組織であると判定する。また、色調変換部0024は、これらの閾値c1, c2, c3を組み合わせることで血流と組織を判別してもよい。

【0222】

色調変換部0024は、複数の照度ポリリュームデータのうち少なくとも2つの照度ポリリュームデータの照度の値を交換することにより、色調を変換する。例えば、所定の座標が血流であると判定された場合、色調変換部0024は、該当する座標における血流速度ポリリュームデータを参照し、この血流速度値(ボクセル値)が負である場合には、R要素の照度ポリリュームデータの照度値(ボクセル値)とB要素の照度ポリリュームデータの照度値(ボクセル値)とを交換することにより色調変換を行う。このように、血流の方向(血流速度値の正負)に応じて要素を変換することにより、照度演算部0023により算定された光学的な効果を保持しつつ、血流の方向情報を付与することが可能である。また、視認

10

20

30

40

50

性に優れ、リアリティと診断能が向上した三次元画像を得ることができる。

【0223】

図32は、色調変換部0024による各要素(RGB)の値の交換の効果を示す模式図である。図32の三次元画像1700は第2の実施の形態における三次元画像であり、三次元画像1710は第4の実施の形態における三次元画像である。三次元画像1700における血流1701が血流1702と逆方向で負の向きである場合、第4の実施の形態では色調変換部0024により色調変換が行われ、例えば、血流1712が赤い色(R要素)で表示され、血流1711は青い色(B要素)で表示される。つまり、色調変換部0024が色調変換を行うことにより、血流の方向(血流速度値の正負)に応じて、血流1711と血流1712とは異なる色で表示され、視認性に優れ診断能の向上が可能である。

10

【0224】

また、色調変換部0024は、複数の照度ボリュームデータのうち少なくとも1つの照度ボリュームデータの照度の値に、所定の値の加算、減算、乗算、及び除算の少なくとも1つを施すことにより、色調を変換する。例えば、所定の座標が血流であると判定された場合、色調変換部0024は、該当する座標における血流分散ボリュームデータを参照し、この血流速度分散値が所定の閾値を超えている場合には、血流分散ボリュームデータの血流速度分散値(ボクセル値)の大きさに比例する係数を、G要素の照度ボリュームデータの照度値(ボクセル値)に乘じる。このように、血流速度分散値に応じて特定の要素(G要素)に所定の係数を乗算して強調することにより、照度演算部0023により算定された光学的な効果を保持しつつ、血流速度の分散情報を付与することが可能である。また、視認性に優れ、リアリティと診断能が向上した三次元画像を得ることができる。

20

【0225】

図33は、色調変換部0024により要素に係数が乗算された効果を示す模式図である。図33の三次元画像1700は第2の実施の形態における三次元画像であり、三次元画像1810は第4の実施の形態における三次元画像である。血流1701、1811の先端部分の血流速度分散値が非常に高く、所定の閾値を超える場合、第4の実施の形態では色調変換部0024により色調変換が行われ、例えば、三次元画像1810の血流1811上に、血流速度の分散情報が反映された血流1812を表示することができる。つまり、色調変換部0024が色調変換を行うことにより、血流速度分散値に応じて、血流1811と血流1812とは異なる色で表示され、視認性に優れ診断能の向上が可能である。

30

【0226】

(第5の実施の形態)

第5の実施の形態は、第3の実施の形態の変形例である。以下、本発明の第5の実施の形態の超音波診断装置0001について図面を用いて、第3の実施の形態と異なる部分について主に説明する。図34は、本実施の形態に特徴的な部分である三次元画像処理部0016の一例を示したブロック図である。図34の三次元画像処理部0016は、図24の第3の実施の形態の超音波診断装置0001における三次元画像処理部0016に対応している。

【0227】

図34に示すように、三次元画像処理部0016は、光源情報設定部0021、光学特性設定部0022、照度演算部0023に加え、色調変換部0024を備える。色調変換部0024は、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ(血流速度ボリュームデータ、血流振幅ボリュームデータ、及び血流分散ボリュームデータを含む)、及び弾性ボリュームデータの少なくとも1つに基づいて、照度ボリュームデータの色調を変換する。血流分散ボリュームデータは、血流速度分散ボリュームデータ及び血流振幅分散ボリュームデータを含む。第5の実施の形態では、色調変換部0024は、輝度ボリュームデータを輝度ボリュームデータ記憶部0015から参照する。また、色調変換部0024は、弾性ボリュームデータを弾性ボリュームデータ記憶部1035から参照する。色調変換部0024は、輝度ボリュームデータ及び弾性ボリュームデータの少なくとも1つを用いて、照度演算部0023より出力される照度ボリュームデータに対して色調変換を行い、出力す

40

50

る。

【0228】

照度演算部0023は、光源0302の複数の波長ごとに、照度演算を行い、照度ボリュームデータを作成する。この場合、色調変換部0024は、光源0302の複数の波長ごとに作成された照度ボリュームデータの値を変換することで、光源0302の複数の波長ごとに照度ボリュームデータに対して色調変換を行い、出力してもよい。例えば、光源0302が加色混合の三原色（すなわち、RGB表色系）で保持される場合、照度演算部0023によりR（赤）要素、G（緑）要素、B（青）要素の3つの照度ボリュームデータが得られ、色調変換部0024は、輝度ボリュームデータ及び弾性ボリュームデータの少なくとも1つを参照して、照度ボリュームデータの値を変換することにより色調変換を行う。照度ボリュームデータの値は、各要素（RGB）の値の交換（取り換えを含む）又は特定の要素（RGBから任意に選択された要素）に対する所定の値の加減算や乗除算により所定の値に変換されて、色調変換されることが可能である。

10

【0229】

次に、色調変換部0024が、輝度ボリュームデータ及び弾性ボリュームデータに基づいて照度ボリュームデータの色調変換を行う場合について説明する。色調変換部0024は、R要素、G要素、及びB要素の3つの照度ボリュームデータを照度演算部0023から入力し、輝度ボリュームデータを輝度ボリュームデータ記憶部0015から入力し、弾性ボリュームデータを弾性ボリュームデータ記憶部1035から入力する。色調変換部0024は、制御部0003から所定の閾値を入力し、照度演算部0023と同様に照度ボリュームデータ中の各座標における照度が硬い組織であるか否かを判定する。例えば、色調変換部0024は、弾性ボリュームデータの弾性値（ボクセル値）と弾性閾値d2とを比較し、硬い組織であるか否かを判定する。また、弾性値（ボクセル値）が硬い組織と判定された場合、色調変換部0024は、弾性閾値d2と異なる弾性閾値d3によって、組織の硬さをさらに分類することも可能である。

20

【0230】

例えば、該当する座標が弾性閾値d3により分別された特定の硬さを有する領域である場合、色調変換部0024は、該当する座標におけるR要素の照度ボリュームデータの照度値（ボクセル値）と、B要素の照度ボリュームデータの照度値（ボクセル値）とを交換することにより色調変換を行う。このように、組織の硬さ（弾性値が弾性閾値を超えるか否か）に応じて要素を変換することにより、照度演算部0023により算定された光学的な効果を保持しつつ、組織の硬さ情報を付与することが可能である。また、視認性に優れ、リアリティと診断能が向上した三次元画像を得ることができる。

30

【0231】

図35は、色調変換部0024による各要素（RGB）の値の交換の効果を示す模式図である。図35の三次元画像1900は第3の実施の形態における三次元画像であり、三次元画像1910は第5の実施の形態における三次元画像である。三次元画像1900の腫瘍組織1901において腫瘍組織1902が特に柔らかい場合（腫瘍組織1902の弾性値が所定の弾性閾値を超える場合あるいは腫瘍組織1902の弾性値が所定の弾性閾値を超えない場合）、第5の実施の形態では色調変換部0024により色調変換が行われ、例えば、三次元画像1910に示すように、腫瘍組織1911が青い色（B要素）で表示され、特に柔らかい腫瘍組織1912が赤い色（R要素）で表示される。また、三次元画像1900の腫瘍組織1901において腫瘍組織1902が特に硬い場合（腫瘍組織1902の弾性値が所定の弾性閾値を超えない場合あるいは腫瘍組織1902の弾性値が所定の弾性閾値を超える場合）、第5の実施の形態では色調変換部0024により色調変換が行われ、例えば、三次元画像1910に示すように、腫瘍組織1911が青い色（B要素）で表示され、特に硬い腫瘍組織1912が赤い色（R要素）で表示される。つまり、色調変換部0024が色調変換を行うことにより、組織の硬さに応じて、柔組織が硬組織とは異なる色で表示され、視認性に優れ診断能の向上が可能である。

40

【0232】

50

また、色調変換部 0024 は、複数の照度ポリュームデータのうち少なくとも 1 つの照度ポリュームデータの照度の値に、所定の値の加算、減算、乗算、及び除算の少なくとも 1 つを施すことにより、色調を変換する。例えば、所定の座標が組織であると判定された場合、色調変換部 0024 は、該当する座標における弾性ポリュームデータを参照し、この弾性値が所定の閾値を超えている場合（あるいは超えない場合）には、弾性ポリュームデータの弾性値（ボクセル値）の大きさに比例する係数を、G 要素の照度ポリュームデータの照度値（ボクセル値）に乘じる。このように、弾性値に応じて特定の要素（G 要素）に所定の係数を乗算して強調することにより、照度演算部 0023 により算定された光学的な効果を保持しつつ、組織の弾性情報を付与することが可能である。また、視認性に優れ、リアリティと診断能が向上した三次元画像を得ることができる。

10

【0233】

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

【0234】

図 36 は、本実施の形態の重み係数テーブルの変形例について示した図である。図 36 に示すように、輝度弾性三次元重み係数テーブル 1201 の代わりに、輝度弾性二次元重み係数テーブル 1501 が重み付き加算部 0404 で用いられてもよい。輝度弾性二次元重み係数テーブル 1501 は、制御部 0003 によって設定される重み係数（輝度値及び弾性値に基づく重み係数）を備えており、輝度ポリュームデータの輝度値 1502 と弾性ポリュームデータの弾性値 1503 との 2 つを指標として、二次元的に格納された重み係数を参照するための二次元テーブルである。つまり、重み係数は、輝度ポリュームデータの輝度値と弾性ポリュームデータの弾性値とを指標とする輝度弾性二次元重み係数テーブル 1501 により規定される。この場合、光学特性設定部 0022 が、輝度弾性二次元重み係数テーブル 1501 により規定される重み係数を設定する。光学特性設定部 0022 は、輝度ポリュームデータの輝度値と弾性ポリュームデータの弾性値とに応じて重み係数を設定する。つまり、光学特性設定部 0022 は、複数のポリュームデータの少なくとも 2 つのボクセル値に応じて、前記重み係数を設定する。

20

【0235】

本実施の形態における光学特性は、組織の光学的な特性に基づき、光の挙動（振る舞い）を再現するように設定された重み係数により規定され、光学特性設定部 0022 により設定される。光学特性設定部 0022 は、輝度ポリュームデータ及び弾性ポリュームデータの光学特性として、重み係数を備える輝度弾性二次元重み係数テーブル 1501 を設定する。図 36 に示すように、輝度ポリュームデータの輝度値と弾性ポリュームデータの弾性値との 2 つの指標に基づいて、輝度弾性二次元重み係数テーブル 1501 から参照される重み係数が a6 と b6 の 2 つであり、重み係数 a6 は、入力光源データに影響する（乗算される）重み係数であり、重み係数 b6 は、二次元量み込み積分データに影響する（乗算される）重み係数である。この場合、重み係数 a6、b6 の大きさを調整することにより、輝度ポリュームデータにおける光の挙動と弾性ポリュームデータにおける光の挙動とを簡便に設定することができる。

30

【0236】

図 37 は、本実施の形態の重み係数テーブルの変形例について示した図である。図 37 (a) に示すように、輝度二次元重み係数テーブル 1601 は、制御部 0003 によって設定される重み係数（輝度値に基づく重み係数）を備えており、輝度ポリュームデータの輝度値 1602 と体表（又は、組織表面）からの距離 1603 との 2 つを指標として、二次元的に格納された重み係数を参照するための二次元テーブルである。図 37 (b) に示すように、弾性二次元重み係数テーブル 1604 は、制御部 0003 によって設定される重み係数（弾性値に基づく重み係数）を備えており、弾性ポリュームデータの弾性値 1605 と体表（又は、組織表面）からの距離 1606 との 2 つを指標として、二次元的に格納された重み係数を参照するための二次元テーブルである。つまり、重み係数は、輝度ポリュームデータの輝度値と対象物の表面からの距離とを指標とする輝度二次元重み係数テ

40

50

ーブル 1 6 0 1 と、弾性ポリウムデータの弾性値と対象物の表面からの距離とを指標とする弾性二次元重み係数テーブル 1 6 0 4 とにより規定される。この場合、光学特性設定部 0 0 2 2 が、輝度二次元重み係数テーブル 1 6 0 1 及び弾性二次元重み係数テーブル 1 6 0 4 により規定される重み係数を設定する。光学特性設定部 0 0 2 2 は、輝度ポリウムデータの輝度値と対象物の表面からの距離とに応じて重み係数を設定する。光学特性設定部 0 0 2 2 は、弾性ポリウムデータの弾性値と対象物の表面からの距離とに応じて重み係数を設定する。つまり、光学特性設定部 0 0 2 2 は、複数のポリウムデータの少なくとも 1 つのボクセル値と前記対象物の表面からの距離とに応じて、前記重み係数を設定する。

【 0 2 3 7 】

本実施の形態における光学特性は、組織の光学的な特性に基づき、光の挙動（振る舞い）を再現するように設定された重み係数により規定され、光学特性設定部 0 0 2 2 により設定される。光学特性設定部 0 0 2 2 は、輝度ポリウムデータの光学特性として、重み係数を備える輝度二次元重み係数テーブル 1 6 0 1 を設定し、弾性ポリウムデータの光学特性として、重み係数を備える弾性二次元重み係数テーブル 1 6 0 4 を設定する。

【 0 2 3 8 】

図 3 7 (a) に示すように、輝度ポリウムデータの輝度値と体表（又は、組織表面）からの距離との 2 つの指標に基づいて、輝度二次元重み係数テーブル 1 6 0 1 から参照される重み係数が a 7 と b 7 の 2 つであり、図 3 7 (b) に示すように、弾性ポリウムデータの弾性値と体表（又は、組織表面）からの距離との 2 つの指標に基づいて、弾性二次元重み係数テーブル 1 6 0 4 から参照される重み係数が a 8 と b 8 の 2 つである。本実施の形態では、輝度二次元重み係数テーブル 1 6 0 1 及び弾性二次元重み係数テーブル 1 6 0 4 の何れかが閾値により選択される場合について説明する。例えば、輝度閾値 d 1 に基づいて、参照される座標に該当する輝度値と輝度閾値 d 1 とを比較することにより、輝度二次元重み係数テーブル 1 6 0 1 及び弾性二次元重み係数テーブル 1 6 0 4 の何れかが選択される。

【 0 2 3 9 】

重み係数 a 7 , a 8 は、入力光源データに影響する（乗算される）重み係数であり、重み係数 b 7 , b 8 は、二次元量み込み積分データに影響する（乗算される）重み係数である。輝度閾値 d 1 により輝度二次元重み係数テーブル 1 6 0 1 が選択された場合、輝度二次元重み係数テーブル 1 6 0 1 から参照される重み係数 a 7 , b 7 が入力光源データ及び二次元量み込み積分データにそれぞれ乗算される。この場合、重み係数 a 7 , b 7 の大きさを調整することにより、輝度ポリウムデータにおける光の挙動（散乱の程度など）を簡便に設定することができる。また、輝度閾値 d 1 により弾性二次元重み係数テーブル 1 6 0 4 が選択された場合、弾性二次元重み係数テーブル 1 6 0 4 から参照される重み係数 a 8 , b 8 が入力光源データ及び二次元量み込み積分データにそれぞれ乗算される。この場合、重み係数 a 8 , b 8 の大きさを調整することにより、弾性ポリウムデータにおける光の挙動を簡便に設定することができる。

【 0 2 4 0 】

また、輝度閾値 d 1 を調整することにより輝度ポリウムデータと弾性ポリウムデータの間係を調整することができる。例えば、参照される座標に該当する輝度ポリウムデータの輝度値が輝度閾値 d 1 以上である場合、この座標における重み係数は、輝度二次元重み係数テーブル 1 6 0 1 から参照される。参照される座標に該当する輝度ポリウムデータの輝度値が輝度閾値 d 1 未満である場合、この座標における重み係数は、弾性二次元重み係数テーブル 1 6 0 4 から参照される。この結果、輝度閾値 d 1 により、輝度ポリウムデータと弾性ポリウムデータの間係（輝度二次元重み係数テーブル 1 6 0 1 と弾性二次元重み係数テーブル 1 6 0 4 の間係）を調整することができる。

【 0 2 4 1 】

輝度閾値 d 1 の代わりに、弾性閾値 d 2 に基づいて、参照される座標に該当する弾性値と弾性閾値 d 2 とを比較することにより、輝度二次元重み係数テーブル 1 6 0 1 及び弾性

10

20

30

40

50

二次元重み係数テーブル 1604 の何れかが選択されてもよい。例えば、参照される座標に該当する弾性ボリュームデータの弾性値が弾性閾値 d_2 以上である場合、この座標における重み係数は、弾性二次元重み係数テーブル 1604 から参照される。参照される座標に該当する弾性ボリュームデータの弾性値が弾性閾値 d_2 未満である場合、この座標における重み係数は、輝度二次元重み係数テーブル 1601 から参照される。この結果、弾性閾値 d_2 により、輝度ボリュームデータと弾性ボリュームデータの関係（輝度二次元重み係数テーブル 1601 と弾性二次元重み係数テーブル 1604 の関係）を調整することができる。

【0242】

また、輝度閾値 d_1 と弾性閾値 d_2 とを組み合わせ、輝度二次元重み係数テーブル 1601 及び弾性二次元重み係数テーブル 1604 の何れかが選択されてもよいし、複数の輝度閾値 d_1 又は複数の弾性閾値 d_2 により、輝度二次元重み係数テーブル 1601 及び弾性二次元重み係数テーブル 1604 の何れかが選択されてもよい。また、輝度二次元重み係数テーブル 1601 及び弾性二次元重み係数テーブル 1604 の重み係数を平均もしくは加重平均することにより、新たに重み係数を算定してもよい。

【0243】

図 38 は、本実施の形態の変形例について示したブロック図である。図 39 は、本実施の形態の変形例による照度演算の概念図を表した図である。図 38、図 39 に示すように、第 2 の実施の形態と異なり、三次元画像処理部 0016 は、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 から輝度ボリュームデータを入力し、血流ボリュームデータ記憶部 0035 から血流ボリュームデータを入力しない。三次元画像処理部 0016 は、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 に格納された輝度ボリュームデータを用いて照度ボリュームデータを作成し、血流ボリュームデータ記憶部 0035 に格納された血流ボリュームデータを用いて照度ボリュームデータを作成しない。血流ボリュームデータは、投影処理部 0018 でそのまま投影処理される。

【0244】

光学特性設定部 0022 は、前記光源に対する輝度ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定し、照度演算部 0023 は、前記光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記輝度ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成し、投影処理部 0018 は、血流ボリュームデータの血流値より参照されるカラーパレットの値と前記照度ボリュームデータとから三次元画像を作成する。

【0245】

投影処理部 0018 は、照度ボリュームデータの照度と、ボリュームデータの値（輝度ボリュームデータの輝度値又は血流ボリュームデータの血流値）により参照される不透明度と、血流ボリュームデータの血流値より参照されるカラーパレットの値とに基づいて、三次元画像を作成する。光源 0302 が三原色である場合、投影処理部 0018 は、照度演算部 0023 により作成された 3 種類の照度ボリュームデータと、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 に格納された輝度ボリュームデータと、血流ボリュームデータ記憶部 0035 に格納された血流ボリュームデータとから三次元画像を作成する。投影処理部 0018 における投影処理は、下記の式 (10) ~ (12) に示すように、ボクセルごとの RGB 値 ($r[k]$, $g[k]$, $b[k]$) と、不透明度 $\alpha[i]$ 、及び勾配値 $S[i]$ に基づいて、三次元画像が生成される。ここで、ボクセルごとの RGB 値 ($r[k]$, $g[k]$, $b[k]$) は、波長ごとの照度ボリュームデータ $L_r[k]$, $L_g[k]$, $L_b[k]$ におけるボクセル値と血流ボリュームデータの血流値より参照されるカラーパレットの値 (RGB 値) の何れかを参照して代入される値である。ボクセルごとの RGB 値 ($r[k]$, $g[k]$, $b[k]$)、不透明度 $\alpha[i]$ により求められる不透明度項と、勾配値 $S[i]$ の値を乗じ、視線方向に累算することにより、三次元画像が生成される。式中の “ k ” は、視線方向のボクセル座標を表す。視線方向は、操作部 0004 により、制御部 0003 を介して超音波画像を観察する方向として設定される。

【0246】

10

20

30

40

50

ここで、ボクセルごとのRGB値 ($r[k]$, $g[k]$, $b[k]$)、不透明度 $\alpha[i]$ 、及び勾配値 $S[i]$ は、閾値 (例えば、輝度閾値 c_1 又は血流閾値 c_2) に基づいて、輝度ボリュームデータ及び血流ボリュームデータの何れかにより参照される不透明度と、輝度勾配ボリュームデータ及び血流勾配ボリュームデータの何れかの勾配値とから設定されることが望ましい。不透明度 $\alpha[i]$ 及び勾配値 $S[i]$ の設定は、ボクセルごとに行われる。例えば、視線方向 i 番目のボクセルにおいて、参照される座標に該当する輝度ボリュームデータの輝度値が輝度閾値 c_1 以上である場合、輝度ボリュームデータにより参照される不透明度 $\alpha[i]$ と、輝度勾配ボリュームデータの勾配値 $S[i]$ が設定される。また、視線方向 i 番目のボクセルにおいて、参照される座標に該当する血流ボリュームデータの血流値が血流閾値 c_2 以上である場合、血流ボリュームデータにより参照される不透明度 $\alpha[i]$ と、血流勾配ボリュームデータの勾配値 $S[i]$ が設定される。

10

【0247】

$OUT_R[K] = \sum_{k=0}^K ((r[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \cdot (10)$

$OUT_G[K] = \sum_{k=0}^K ((g[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \cdot (11)$

$OUT_B[K] = \sum_{k=0}^K ((b[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \cdot (12)$

【0248】

投影処理部 0018 により作成された三次元画像は、画像合成部 0017 で任意の断面画像と同一画面上に配置され、表示部 0009 で表示される。このように、光の挙動を加味したリアルな三次元画像に、血流ボリュームデータの血流値より参照されるカラーパレットの色を重畳することで、リアルな形態情報及び機能情報 (血流情報) を同時に観察することが可能な三次元画像を作成することができ、超音波検査の精度を向上させることができる。

20

【0249】

図 40 は、本実施の形態の変形例について示したブロック図である。図 41 は、本実施の形態の変形例による照度演算の概念図を表した図である。図 40、図 41 に示すように、第 3 の実施の形態と異なり、三次元画像処理部 0016 は、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 から輝度ボリュームデータを入力し、弾性ボリュームデータ記憶部 1035 から弾性ボリュームデータを入力しない。三次元画像処理部 0016 は、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 に格納された輝度ボリュームデータを用いて照度ボリュームデータを作成し、弾性ボリュームデータ記憶部 1035 に格納された弾性ボリュームデータを用いて照度ボリュームデータを作成しない。弾性ボリュームデータは、投影処理部 0018 でそのまま投影処理される。光学特性設定部 0022 は、前記光源に対する輝度ボリュームデータの光学特性を表す重み係数を設定し、照度演算部 0023 は、前記光源データ及び前記重み係数に基づいて、前記輝度ボリュームデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記照度に基づいて照度ボリュームデータを作成し、投影処理部 0018 は、弾性ボリュームデータの弾性値より参照されるカラーパレットの値と前記照度ボリュームデータとから三次元画像を作成する

30

40

【0250】

投影処理部 0018 は、照度ボリュームデータの照度と、ボリュームデータの値 (輝度ボリュームデータの輝度値又は弾性ボリュームデータの弾性値) により参照される不透明度と、弾性ボリュームデータの弾性値より参照されるカラーパレットの値とに基づいて、三次元画像を作成する。光源 0302 が三原色である場合、投影処理部 0018 は、照度演算部 0023 により作成された 3 種類の照度ボリュームデータと、輝度ボリュームデータ記憶部 0015 に格納された輝度ボリュームデータと、弾性ボリュームデータ記憶部 1035 に格納された弾性ボリュームデータとから三次元画像を作成する。投影処理部 0018 における投影処理は、下記の式 (13) ~ (15) に示すように、ボクセルごとの RGB 値 ($r[k]$, $g[k]$, $b[k]$) と、不透明度 $\alpha[i]$ 、及び勾配値 $S[i]$ に基づいて、三次元画

50

像が生成される。ここで、ボクセルごとのRGB値($r[k]$, $g[k]$, $b[k]$)は、波長ごとの照度ボリュームデータ $L_r[k]$, $L_g[k]$, $L_b[k]$ におけるボクセル値と弾性ボリュームデータの弾性値より参照されるカラーパレットの値(RGB値)の何れかを参照して代入される値である。ボクセルごとのRGB値($r[k]$, $g[k]$, $b[k]$)、不透明度 $\alpha[i]$ により求められる不透明度項と、勾配値 $S[i]$ の値を乗じ、視線方向に累算することにより、三次元画像が生成される。式中の“ k ”は、視線方向のボクセル座標を表す。視線方向は、操作部0004により、制御部0003を介して超音波画像を観察する方向として設定される。

【0251】

ここで、ボクセルごとのRGB値($r[k]$, $g[k]$, $b[k]$)、不透明度 $\alpha[i]$ 、及び勾配値 $S[i]$ は、閾値(例えば、輝度閾値 d_1 又は弾性閾値 d_2)に基づいて、輝度ボリュームデータ及び弾性ボリュームデータの何れかにより参照される不透明度と、輝度勾配ボリュームデータ及び弾性勾配ボリュームデータの何れかの勾配値とから設定されることが望ましい。不透明度 $\alpha[i]$ 及び勾配値 $S[i]$ の設定は、ボクセルごとに行われる。例えば、視線方向 i 番目のボクセルにおいて、参照される座標に該当する輝度ボリュームデータの輝度値が輝度閾値 d_1 以上である場合、輝度ボリュームデータにより参照される不透明度 $\alpha[i]$ と、輝度勾配ボリュームデータの勾配値 $S[i]$ が設定される。また、視線方向 i 番目のボクセルにおいて、参照される座標に該当する弾性ボリュームデータの弾性値が弾性閾値 d_2 以上である場合、弾性ボリュームデータにより参照される不透明度 $\alpha[i]$ と、弾性勾配ボリュームデータの勾配値 $S[i]$ が設定される。

【0252】

$$\begin{aligned} OUT_R[K] &= \sum_{k=0}^{K-1} ((r[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \cdot (13) \\ OUT_G[K] &= \sum_{k=0}^{K-1} ((g[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \cdot (14) \\ OUT_B[K] &= \sum_{k=0}^{K-1} ((b[k] \cdot S[k]) \cdot \alpha[k] \cdot \prod_{m=0}^{k-1} (1 - \alpha[m])) \cdot \dots \cdot (15) \end{aligned}$$

【0253】

投影処理部0018により作成された三次元画像は、画像合成部0017で任意の断面画像と同一画面上に配置され、表示部0009で表示される。

【0254】

このように、光の挙動を加味したリアルな三次元画像に、弾性ボリュームデータの弾性値より参照されるカラーパレットの色を重畳することで、リアルな形態情報及び機能情報(弾性情報)を同時に観察することが可能な三次元画像を作成することができ、超音波検査の精度を向上させることができる。

【0255】

また、第2の実施の形態ではボリュームデータは輝度ボリュームデータ及び血流ボリュームデータであり、第3の実施の形態ではボリュームデータは輝度ボリュームデータ及び弾性ボリュームデータであるが、ボリュームデータは、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ、及び弾性ボリュームデータの少なくとも2つのボリュームデータであってもよい。この場合、光学特性設定部0022は、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ、及び弾性ボリュームデータの少なくとも1つと前記対象物の表面からの距離とに応じて、前記重み係数を設定してもよい。また、光学特性設定部0022は、輝度ボリュームデータ、血流ボリュームデータ、及び弾性ボリュームデータの少なくとも2つに応じて、前記重み係数を設定してもよい。また、光学特性設定部0022は、輝度ボリュームデータと、血流ボリュームデータ及び弾性ボリュームデータの少なくとも1つと、前記対象物の表面からの距離とに応じて、前記重み係数を設定してもよい。

【産業上の利用可能性】

【0256】

本発明は、組織中又は異なる組織間において光の散乱や吸収などによる相互作用を表現し、リアリティを向上させた三次元画像を作成する超音波診断装置及び超音波三次元画像

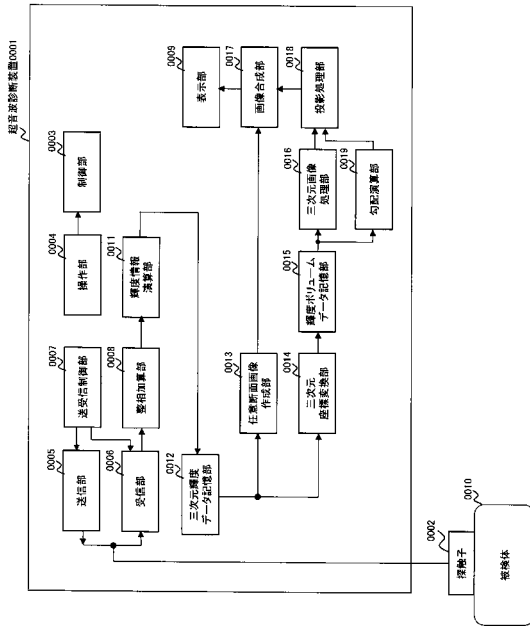
作成方法として有用である。

【符号の説明】

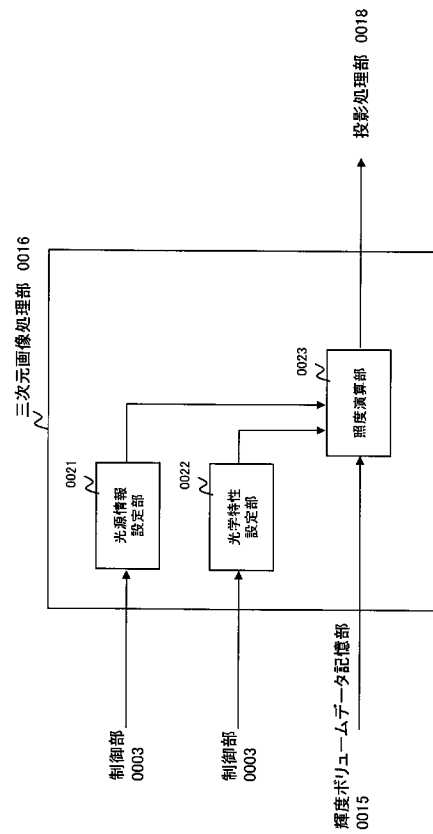
【 0 2 5 7 】

0 0 0 1	超音波診断装置	
0 0 0 2	超音波探触子	
0 0 0 3	制御部	
0 0 0 4	操作部	
0 0 0 5	送信部	
0 0 0 6	受信部	
0 0 0 7	送受信制御部	10
0 0 0 8	整相加算部	
0 0 0 9	表示部	
0 0 1 1	輝度情報演算部	
0 0 1 2	三次元輝度データ記憶部	
0 0 1 3 , 0 0 3 3 , 1 0 3 3	任意断面画像作成部	
0 0 1 4 , 0 0 3 4 , 1 0 3 4	三次元座標変換部	
0 0 1 5	輝度ボリュームデータ記憶部	
0 0 1 6	三次元画像処理部	
0 0 1 7	画像合成部	
0 0 1 8	投影処理部	20
0 0 1 9 , 0 0 3 9 , 1 0 3 9	勾配演算部	
0 0 2 1	光源情報設定部	
0 0 2 2	光学特性設定部	
0 0 2 3	照度演算部	
0 0 3 1	血流情報演算部	
0 0 3 2	三次元血流データ記憶部	
0 0 3 5	血流ボリュームデータ記憶部	
0 0 8 0	照度補正部	
0 0 8 1	補正光学特性設定部	
0 0 8 2	補正光源情報設定部	30
0 4 0 1	照度ボリュームデータ記憶部	
0 4 0 2	光源データ保持部	
0 4 0 3	二次元畳み込み処理部	
0 4 0 4 , 1 0 0 1	重み付き加算部	
1 0 0 2	補正照度ボリュームデータ記憶部	
1 0 3 1	弾性情報演算部	
1 0 3 2	三次元弾性データ記憶部	
1 0 3 5	弾性ボリュームデータ記憶部	

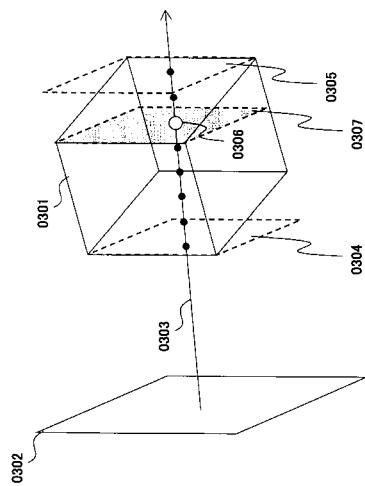
【 図 1 】



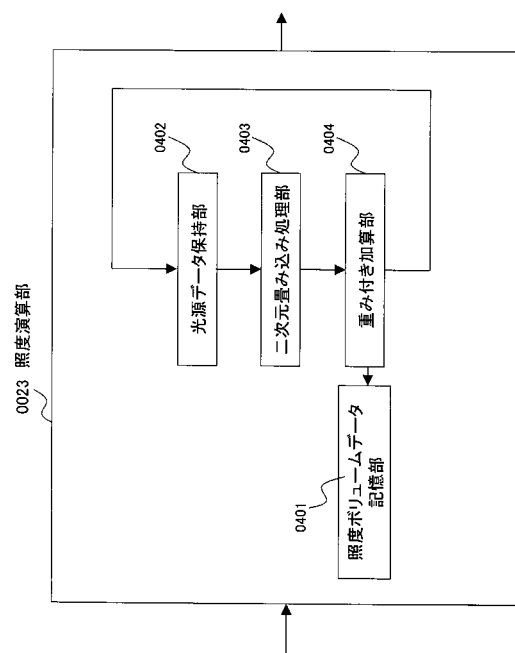
【 図 2 】



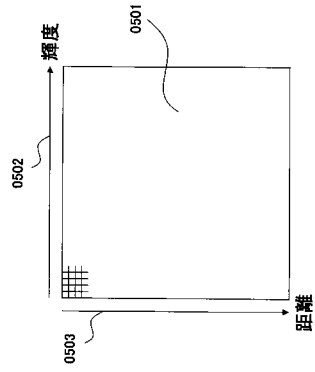
【 図 3 】



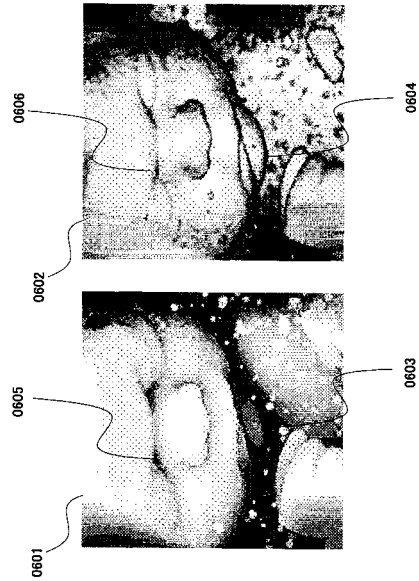
【 図 4 】



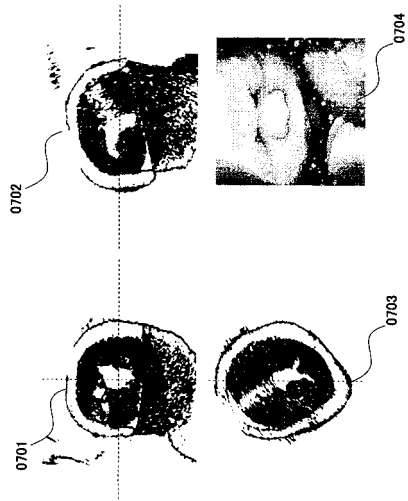
【図 5】



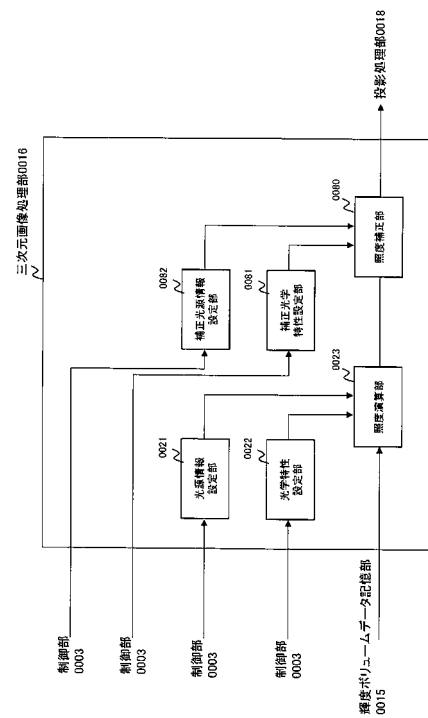
【図 6】



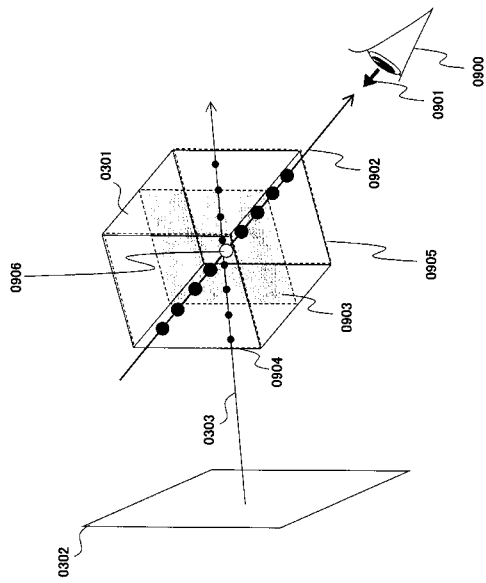
【図 7】



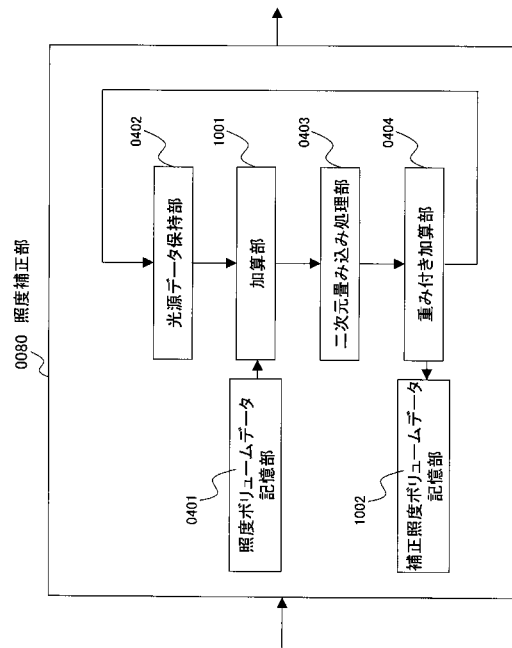
【図 8】



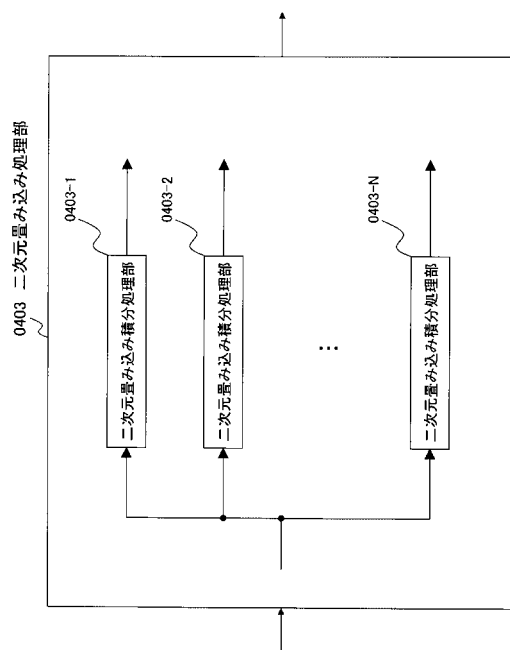
【図 9】



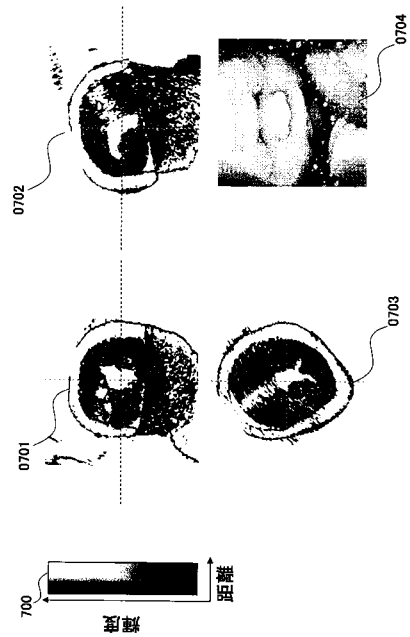
【図 10】



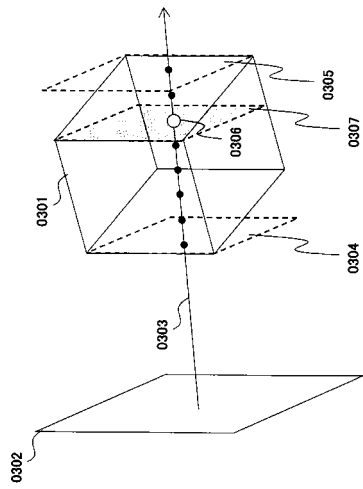
【図 11】



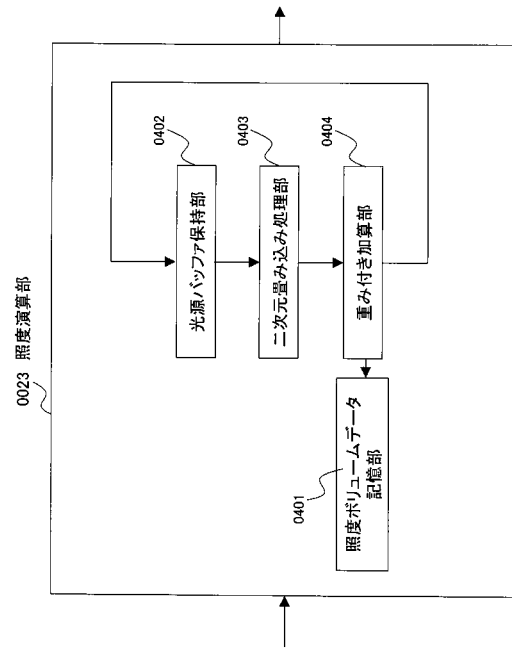
【図 12】



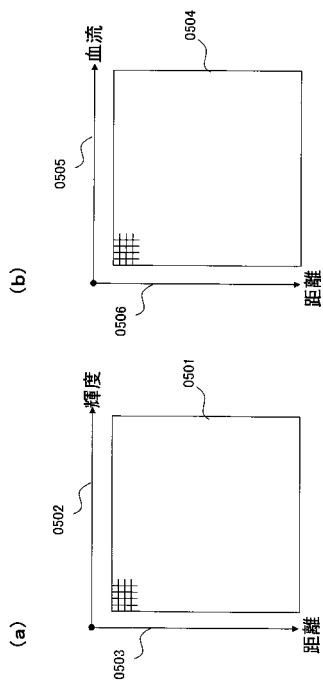
【図 17】



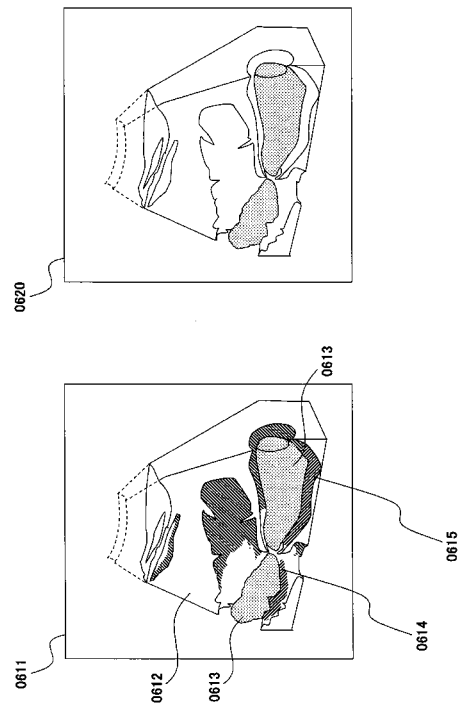
【図 18】



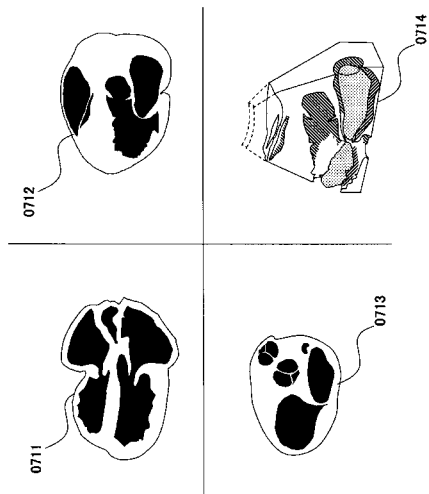
【図 19】



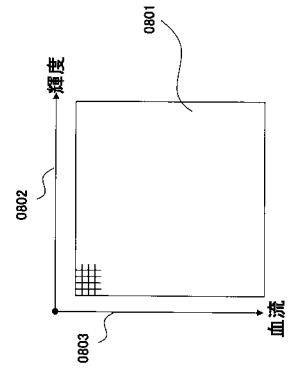
【図 20】



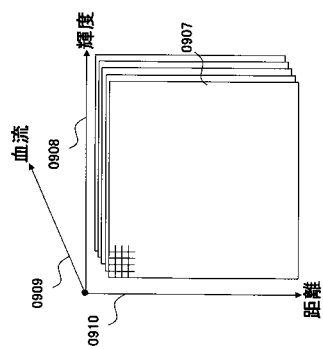
【 図 2 1 】



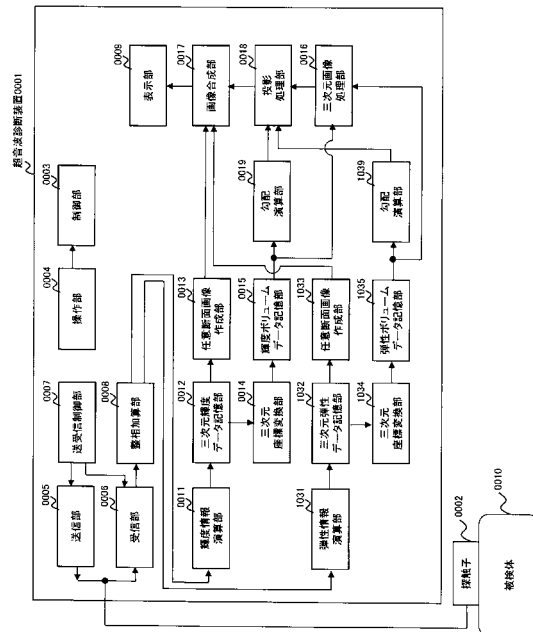
【 図 2 2 】



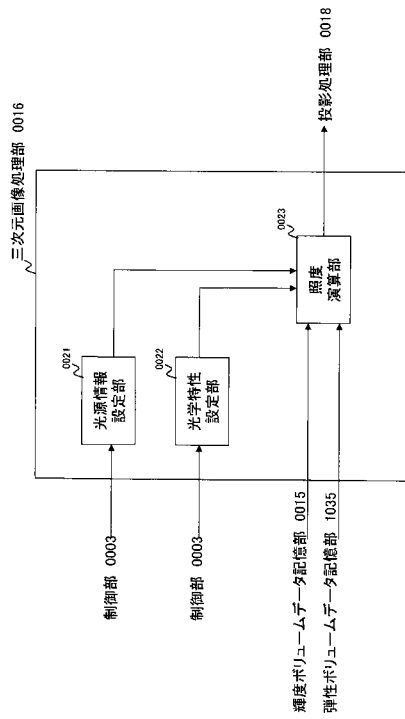
【 図 2 3 】



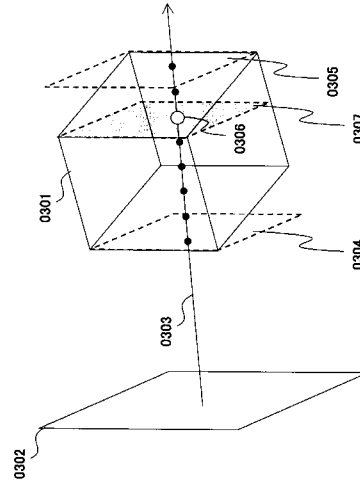
【 図 2 4 】



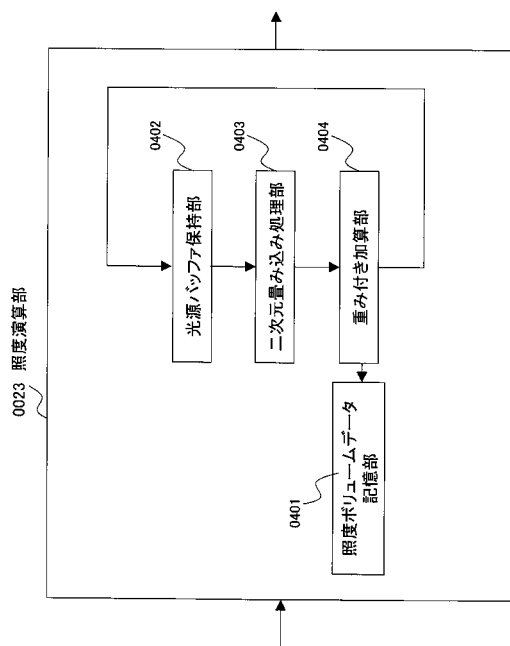
【図 25】



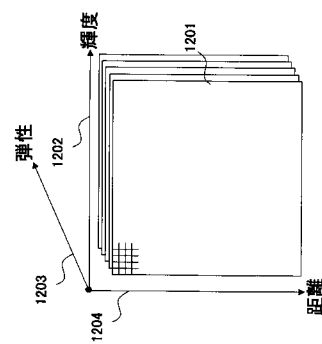
【図 26】



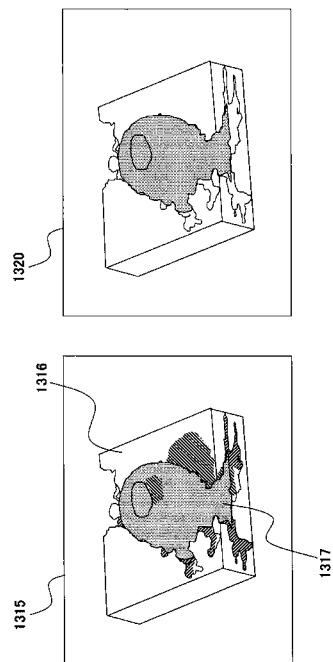
【図 27】



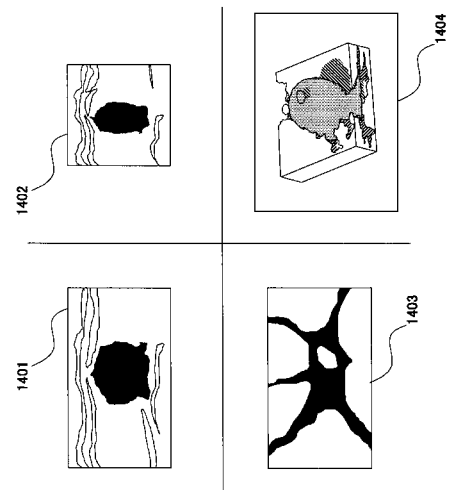
【図 28】



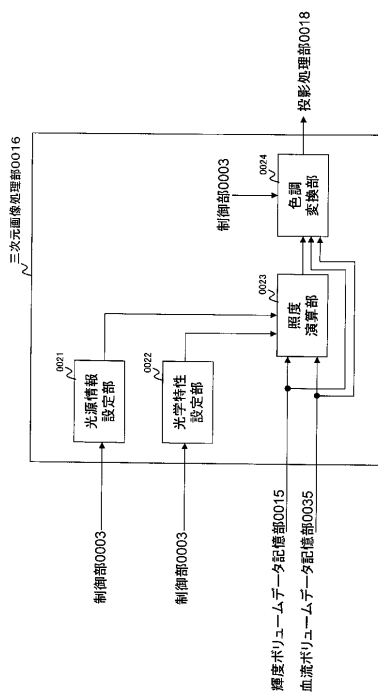
【図 29】



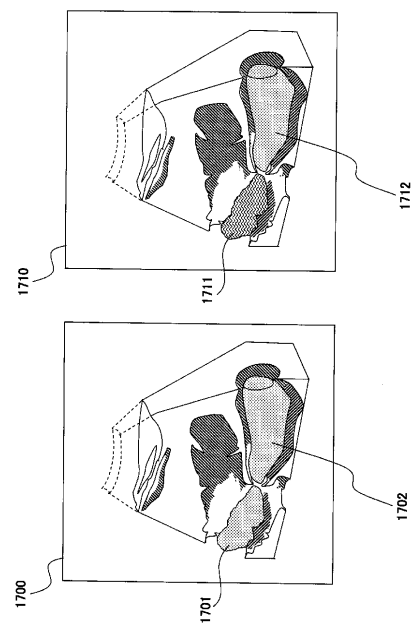
【図 30】



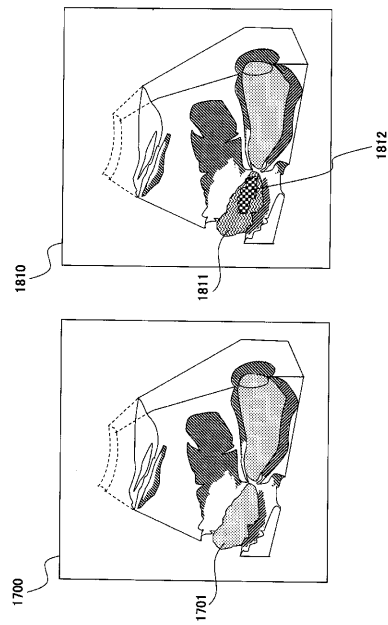
【図 31】



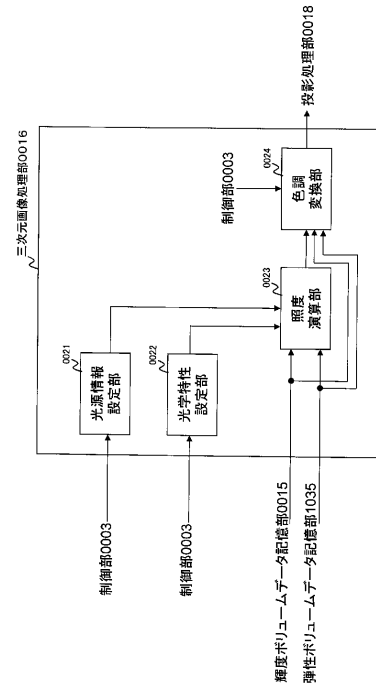
【図 32】



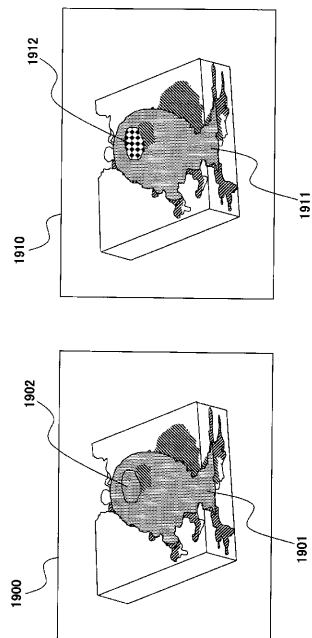
【図 3 3】



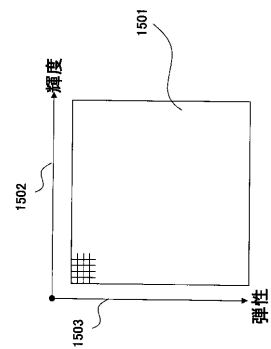
【図 3 4】



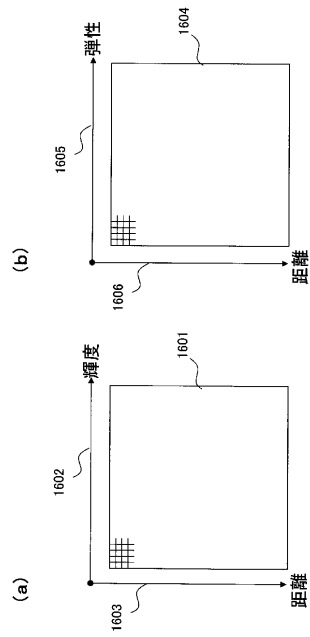
【図 3 5】



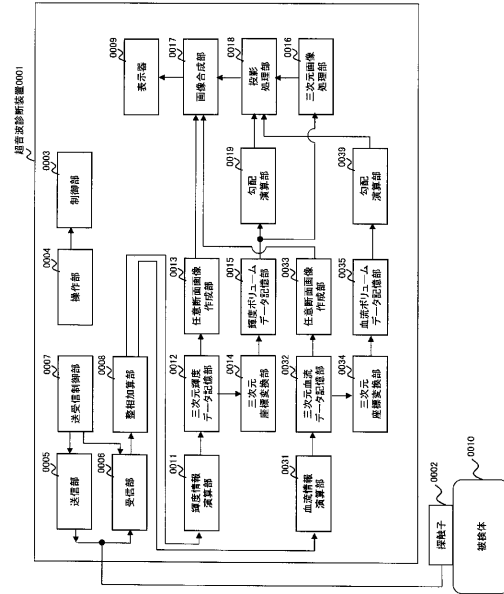
【図 3 6】



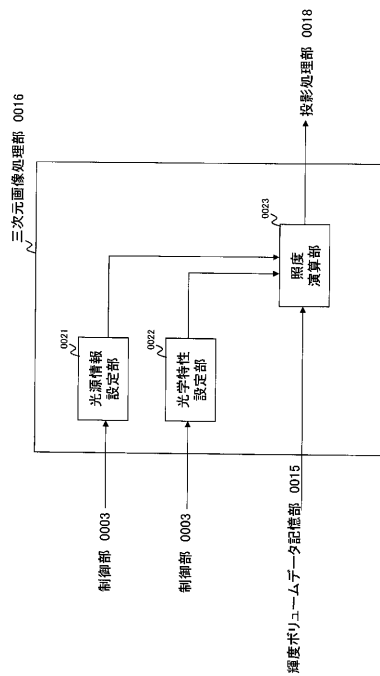
【 図 3 7 】



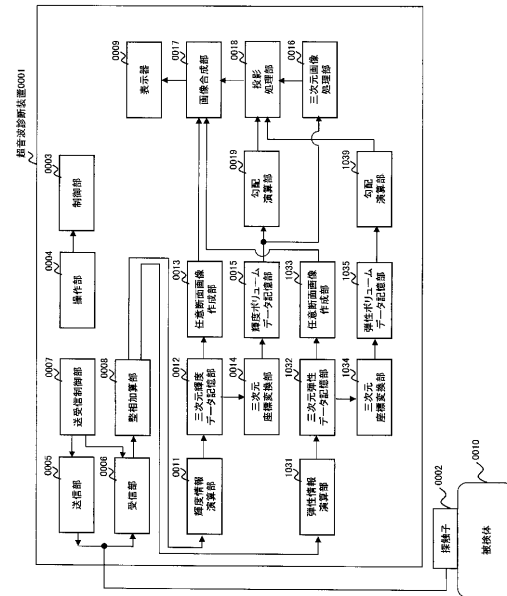
【 図 3 8 】



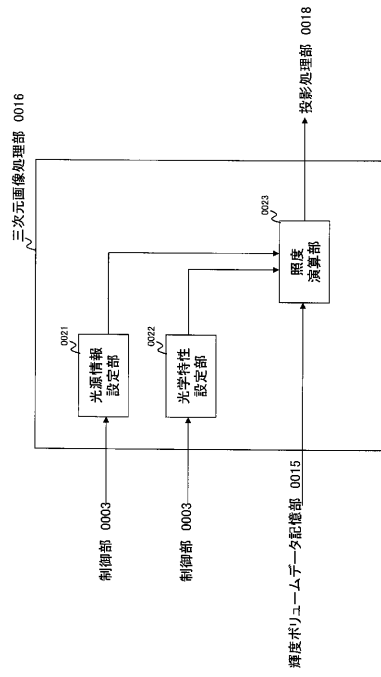
【 ㊦ 3 9 】



【 図 4 0 】



【図 4 1】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/060554

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, G06T15/08(2011.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/00-8/15, G06T1/00, G06T15/08, A61B5/055, A61B6/00-6/14 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) IEEE XPLORE (ultrasound, volume rendering, light volume)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2011/099410 A1 (Hitachi Medical Corp.), 18 August 2011 (18.08.2011), entire text; all drawings & US 2012/0287156 A1 & EP 2535003 A1 & CN 102753103 A	1-17
Y	WO 2012/157493 A1 (Toshiba Corp.), 22 November 2012 (22.11.2012), paragraphs [0053], [0055] & JP 2012-242906 A & CN 102893308 A	1-17
Y	WO 2010/143587 A1 (Hitachi Medical Corp.), 16 December 2010 (16.12.2010), paragraph [0102] & US 2012/0087564 A1 & EP 2441389 A1 & CN 102458255 A	6, 8-11
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 14 May, 2014 (14.05.14)		Date of mailing of the international search report 27 May, 2014 (27.05.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 0 5 5 4									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i, G06T15/08(2011.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00-8/15, G06T1/00, G06T15/08, A61B5/055, A61B6/00-6/14											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2014年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2014年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2014年	日本国実用新案登録公報	1996-2014年	日本国登録実用新案公報	1994-2014年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2014年										
日本国実用新案登録公報	1996-2014年										
日本国登録実用新案公報	1994-2014年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) IEEE XPLORE (ultrasound, volume rendering, light volume)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y	W0 2011/099410 A1 (株式会社日立メディコ) 2011.08.18, 全文, 全図 & US 2012/0287156 A1 & EP 2535003 A1 & CN 102753103 A	1-17									
Y	W0 2012/157493 A1 (株式会社東芝) 2012.11.22, 段落 53, 55 & JP 2012-242906 A & CN 102893308 A	1-17									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 14.05.2014		国際調査報告の発送日 27.05.2014									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 泉 卓也	2 Q 2908 電話番号 03-3581-1101 内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 6 0 5 5 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2010/143587 A1 (株式会社日立メディコ) 2010.12.16, 段落 102 & US 2012/0087564 A1 & EP 2441389 A1 & CN 102458255 A	6, 8-11

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波三次元画像作成方法		
公开(公告)号	JPWO2014168249A1	公开(公告)日	2017-02-16
申请号	JP2015511320	申请日	2014-04-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	辻田剛啓		
发明人	辻田 剛啓		
IPC分类号	A61B8/14 G06T15/08 G06T1/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/742 A61B8/06 A61B8/0866 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B2576/00 G06T15/08 G06T2210/41 G16H30/40		
FI分类号	A61B8/14 G06T15/08 G06T1/00.290.D		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/GB06 4C601/JC28 4C601/KK22 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA01 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CE17 5B057/CH08 5B057/DA08 5B057/DB03 5B057/DB06 5B057/DC09 5B057/DC25 5B080/AA00 5B080/DA06 5B080/FA02 5B080/GA11		
代理人(译)	田村 尚隆		
优先权	2013084151 2013-04-12 JP		
其他公开文献	JP6427486B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断设备和超声波三维设备能够提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备表达由于光在不同组织中或不同组织之间的散射和吸收而产生的相互作用，并产生具有改善的现实感的三维图像。提供了一种图像创建方法。根据本发明的超声诊断设备是一种超声诊断设备，其基于亮度体积数据，血流量数据弹性体积数据中的至少一个体积数据来显示对象的三维图像，基于光源数据和光学特性，设置表示代表在原始空间中设置的光源的特性的光源数据的光源信息设置部分，设置光源的体数据的光学特性的光学特性设置部分。照度计算单元，其在与体数据的坐标相对应的位置处计算照度，并基于所计算出的照度来创建照度体数据；以及投影处理单元，其从该照体数据中生成三维图像。用。[选型图]图1

