

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6222847号  
(P6222847)

(45) 発行日 平成29年11月1日(2017.11.1)

(24) 登録日 平成29年10月13日(2017.10.13)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14

請求項の数 13 (全 21 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2014-538389 (P2014-538389)                  (86) (22) 出願日 平成25年9月12日 (2013. 9. 12)                  (86) 国際出願番号 PCT/JP2013/074740                  (87) 国際公開番号 W02014/050601                  (87) 国際公開日 平成26年4月3日 (2014. 4. 3)                  審査請求日 平成28年8月26日 (2016. 8. 26)                  (31) 優先権主張番号 特願2012-213185 (P2012-213185)                  (32) 優先日 平成24年9月26日 (2012. 9. 26)                  (33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(73) 特許権者 000005108                  株式会社日立製作所                  東京都千代田区丸の内一丁目6番6号                  (74) 代理人 100145735                  弁理士 田村 尚隆                  (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                  審査官 樋熊 政一</p>
--	--

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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

輝度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光学特性設定部と、

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、

前記輝度ボリュームデータ及び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、

前記光学特性設定部は、前記輝度ボリュームデータの輝度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超音波診断装置。

【請求項 2】

前記照度演算部は、

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とを備えること

を特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記照度演算部は、

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輝度を切り替えながら、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こと

10

を特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記投影処理部は、

前記照度ボリュームデータの照度と、

前記輝度ボリュームデータの輝度により参照される不透明度とに基づいて、前記三次元画像を作成すること

を特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

20

前記重み係数は、前記輝度ボリュームデータの輝度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 1 乃至 4 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記光源情報設定部は、前記光源の強さ、前記三次元空間上の前記光源の位置、前記光源の方向、前記光源の色調、及び前記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

を特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記光源情報設定部は、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、

30

前記光学特性設定部は、前記複数の波長ごとに前記重み係数を設定し、

前記照度演算部は、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こと

を特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

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、前記輝度ボリュームデータの座標に応じた位置の補正照度を算出し、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とを備え、

40

前記投影処理部は、前記輝度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こと

を特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記照度補正部は、

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

50

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と

を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記重み係数を規定する二次元重み係数テーブルに対応し、前記輝度ボリュームデータの輝度と前記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表示部を備えること

を特徴とする請求項 1 乃至 9 の何れか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記表示部は、前記対象物の組織に応じた前記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前記カラーマップを選択的に表示すること

を特徴とする請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記二次元畳み込み処理部は、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こと

を特徴とする請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

輝度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照度ボリュームデータから前記三次元画像を作成し、

前記輝度ボリュームデータの輝度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、超音波の輝度ボリュームデータ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、これら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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 6 】

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。

## 【 0 0 0 7 】

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）。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

10

## 【 0 0 0 8 】

【特許文献1】特開2006-130071号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 0 9 】

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。

## 【 0 0 1 0 】

20

本発明は、従来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】

## 【 0 0 1 1 】

本発明の超音波診断装置は、輝度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光学特性設定部と、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、前記輝度ボリュームデータ及び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、前記光学特性設定部は、前記輝度ボリュームデータの輝度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

## 【 0 0 1 2 】

この構成によれば、光の漏出や吸収などによる陰影効果を表現し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。

## 【発明の効果】

40

## 【 0 0 1 3 】

本発明は、光学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ことにより、光の漏出や吸収などによる陰影効果を表現した三次元画像を作成することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 1 4 】

【図1】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2】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。

50

【図4】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】重み係数を規定する二次元重み係数テーブルの一例を示した図である。

【図6】本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】本実施の形態における表示例を示した図である。

【図8】本実施の形態の変形例に関する三次元画像処理部を示したブロック図である。

【図9】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】本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。

10

【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。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明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、断層情報演算部0011、三次元データ記憶部0012、任意断面画像作成部0013、三次元座標変換部0014、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、輝度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。

20

【0016】

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、矩形又は扇形をなす複数の振動子からなり、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よい。

30

【0017】

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。

【0018】

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。

40

【0019】

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。断層情報演算部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。三次元データ記憶部0012は、断層情報演

50

算部 0011 で構成された断層画像を複数記憶する。

【0020】

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、輝度ボリュームデータを生成し、ボリュームデータ記憶部 0015 に格納する。三次元画像処理部 0016 は、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する。

【0021】

勾配演算部 0019 は、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勾配ボリュームデータを作成する。投影処理部 0018 は、照度ボリュームデータと輝度ボリュームデータと、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 0018 は、輝度ボリュームデータ及び照度ボリュー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。

10

【0022】

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、 の 2 つの軸に沿って計測することができる。断層情報演算部 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。

20

【0023】

三次元データ記憶部 0012 は断層情報演算部 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、 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、 方向に直交する 方向に駆動して複数枚取得し、 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。

30

【0024】

三次元座標変換部 0014 は、三次元データ記憶部 0012 に記憶された三次元断層データを用い、取得位置（深さ、 ）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、ボリュームデータ記憶部 0015 に格納する。

【0025】

任意断面画像作成部 0013 は、三次元データ記憶部 0012 に記憶された三次元断層データを用い、取得位置（深さ、 ）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。

【0026】

三次元画像処理部 0016 は、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、照度ボリュームデータを作成する。勾配演算部 0019 は、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。

40

【0027】

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、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。

【0028】

50

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輝度0001は、輝度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を設定する光学特性設定部0022と、前記光学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、輝度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を設定し、前記光学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、前記輝度ボリュームデータ及び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。

10

#### 【0029】

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に配置される照度を算出し、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、光学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

30

#### 【0030】

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。

#### 【0031】

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、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。

40

#### 【0032】

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。

#### 【0033】

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。

50

## 【 0 0 3 4 】

次に、照度演算部 0 0 2 3 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 0 0 2 3 は、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。照度演算部 0 0 2 3 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 0 4 0 3 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 0 4 0 4 とを備える。

## 【 0 0 3 5 】

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輝度を切り替えながら、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。

## 【 0 0 3 6 】

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、入力光源データ（光源データ）と、散乱の特性を表す畳み込みカーネルとの二次元畳み込み積分処理であり、例えば、面 0 3 0 7 に対して実施される。また、畳み込みカーネルは、二次元の行列で構成され、制御部より設定される。

## 【 0 0 3 7 】

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。

## 【 0 0 3 8 】

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。

## 【 0 0 3 9 】

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 0 】

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）までボクセル輝度を切り替えながら、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、重み係数に基づいて重み付き加算を行うことにより、

10

20

30

40

50

照度ボリュームデータを作成する。

【 0 0 4 1 】

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 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 0 5 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、輝度ボリュー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。

10

【 0 0 4 2 】

本実施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 0 5 0 1 を設定する。

【 0 0 4 3 】

図 5 に示すように、輝度ボリュームデータの輝度と体表（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 0 5 0 1 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。入力光源データに対して加味される重み係数が a であり、二次元畳み込み積分データに対して加味される重み係数が 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。

20

【 0 0 4 4 】

また、重み係数 a と b と、光源データと二次元畳み込み積分データとの加重和が、照度ボリュームデータ記憶部 0 4 0 1 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、減弱された照度を設定することが可能となる。

【 0 0 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。

30

【 0 0 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。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。

40

【 0 0 4 7 】

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

50

(又は、組織表面)からの距離の値は初期化される。

【0048】

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(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る。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、適切な光学的效果を付与することが可能となる。

10

【0049】

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。

【0050】

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。

20

【0051】

照度演算部0023は、照度演算終了位置まで演算を行った後、輝度ボリュームデータ上に配置される照度が演算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。

【0052】

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。

30

【0053】

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。

【0054】

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種類の重み係数(又は、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。

40

【0055】

本実施の形態では、光源0302が加色混合の三原色であり、3種類の重み係数(又は、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

50

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。

#### 【0056】

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。

#### 【0057】

投影処理部0018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種類の照度ポリウムデータと、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(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(ボクセル値)、輝度ポリウムデータの輝度(ボクセル値) $C$ 、輝度 $C$ により参照される不透明度テーブル、及び勾配ポリウムデータ $S[k]$ 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を、輝度ポリウムデータの輝度 $C$ により参照される不透明度テーブルにより求められる不透明度項と、勾配ポリウムデータ $S[k]$ 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。

#### 【0058】

$$\begin{aligned} \text{OUT\_R}[K] &= \sum_{k=0}^{K-1} (L_r[k] \cdot S[k]) \cdot [C[k]] \cdot m \\ &= \sum_{k=0}^{K-1} (1 - [C[m]]) \cdot \dots \cdot (1) \\ \text{OUT\_G}[K] &= \sum_{k=0}^{K-1} (L_g[k] \cdot S[k]) \cdot [C[k]] \cdot m \\ &= \sum_{k=0}^{K-1} (1 - [C[m]]) \cdot \dots \cdot (2) \\ \text{OUT\_B}[K] &= \sum_{k=0}^{K-1} (L_b[k] \cdot S[k]) \cdot [C[k]] \cdot m \\ &= \sum_{k=0}^{K-1} (1 - [C[m]]) \cdot \dots \cdot (3) \end{aligned}$$

#### 【0059】

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。

#### 【0060】

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を備えるが、勾配演算部0019を除くことも可能である。この場合、式(1)~(3)における勾配ポリウムデータ $S[k]$ 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。

#### 【0061】

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0601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0602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0602が、胎児の顔の輪郭に沿って暗く細い陰影0604を持つ。一方、本実施の形態の三次元画像0601は、顔の輪郭に対し、陰影0603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0602では、胎児の内眼角が細い輪郭線0606により表されている。一方、本実施の形態の三次元画像0601では、胎児の内眼角が深い陰影0605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。

10

20

30

40

50

## 【0062】

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0701, 0702, 0703と三次元画像0704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。

## 【0063】

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。

## 【0064】

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。

## 【0065】

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ポリウ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、前記輝度ポリウムデータの座標に応じた位置の照度を算出し、算出された前記補正照度に基づいて補正照度ポリウ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、前記輝度ポリウムデータ及び前記補正照度ポリウムデータから前記三次元画像を作成する。

## 【0066】

照度演算部0023による照度ポリウムデータは、光源0302の近位から遠位の方  
向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。

## 【0067】

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。

## 【0068】

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ポリウムデータの光学特性を表す重み係数を設定する。

## 【0069】

照度補正部0080は、視線方向の遠位から近位の方向に照度ポリウムデータを補正した補正照度ポリウ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、算出された補正照度に基づいて補正照度ポリウムデータを作成する。

## 【0070】

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の反対側に補正光源を設定し、視線方向と逆の方向に補正光源方向0902を設定する。

【0071】

面0904は、輝度ボリュームデータ0301が最初に補正光源方向0902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0902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0905は、輝度ボリュームデータ0301が最後に補正光源方向0902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0902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。

10

【0072】

照度補正部0080は、光源方向0902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0080は、面0904から面0905の範囲において照度補正を行い、例えば、補正光源方向0902に位置するサンプル0906の照度補正では、面0903について照度補正演算が行われる。

【0073】

次に、照度補正部0080の構成について、図10を用いて説明する。図10に示すように、照度補正部0080は、加算部1001、補正照度ボリュームデータ記憶部1002、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。図4と図10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。

20

【0074】

照度補正部0080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1001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0403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0404とを備える。

【0075】

照度補正部0080は、光源データ保持部0402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0401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1001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0080の光源データ保持部0402は初期値を持たない点で、照度演算部0023の光源データ保持部0402と異なる。

30

【0076】

照度補正部0080において、加算部1001は、光源データ保持部0402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0401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。

【0077】

二次元畳み込み処理部0403は、加算部1001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0403は、補正光源データ及び照度ボリュームデータ記憶部0401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

【0078】

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、加算部1001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0404は、二次元畳み込み処理部0403の出力結果と、加算部1001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

50

算を行う。つまり、重み付き加算部 0404 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 0404 が用いる重み係数は、補正用に設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。

【0079】

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。

10

【0080】

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。

【0081】

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 種類の重み係数（又は、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、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。

20

【0082】

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。

30

【0083】

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。

【0084】

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。

40

【0085】

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。

【0086】

50

図 1 1 に示された二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 の構成について説明する。二次元畳み込み処理部 0 4 0 3 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 0 4 0 3 - 1 ~ 0 4 0 3 - N は、入力された入力光源データに対し、それぞれ異な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 7 】

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、ポ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。

【 0 0 8 8 】

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、輝度ポリュームデータの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 4 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 1 2 0 1 が表示される。カラーマップ 1 2 0 1 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。

【 0 0 8 9 】

カラーマップ 1 2 0 1 は、輝度ボクセル値を縦軸に配置する。カラーマップ 1 2 0 1 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 1 2 0 1 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 0 】

操作者は、カラーマップ 1 2 0 1 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 1 2 0 1 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。

【 0 0 9 1 】

また、カラーマップ 1 2 0 1 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 1 2 0 1 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 1 2 0 1 は選択可能である。

【 0 0 9 2 】

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 3 】

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

10

20

30

40

50

、胎児の顔に適した重み係数（二次元重み係数テーブル0501）が選択され、光学特性設定部0022又は補正光学特性設定部0081に設定され、対象1ボタン1302に対応するカラーマップ1312が表示される。

【0094】

対象2ボタン1303が胎児の骨を指定する場合、対象2ボタン1303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0501）が選択され、光学特性設定部0022又は補正光学特性設定部0081に設定され、対象2ボタン1303に対応したカラーマップ1313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1300は、選択されるカラーマップ1312～1314を表示することも可能である。

【0095】

カラーマップ1312～1314は、それぞれの対象ボタン1302～1304により選択される二次元重み係数テーブル0501に基づいて作成されたカラーマップであり、対象ボタン1302～1304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。

【0096】

また、図14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1300に選択画面1305が表示されてもよい。選択画面1305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1306、対象選択ボタン上1307、及び対象選択ボタン下1308を含み、予め用意された複数の対象を、対象選択ボタン上1307と対象選択ボタン下1308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1307又は対象選択ボタン下1308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1307又は対象選択ボタン下1308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0022又は補正光学特性設定部0081に設定され、カラーマップ1201が切り替わる。次に、対象選択ボタン下1308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0022又は補正光学特性設定部0081に設定され、カラーマップ1201が切り替わる。

【0097】

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0021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。

【産業上の利用可能性】

【0098】

本発明にかかる超音波診断装置は、光の漏出や吸収などによる陰影効果を表現した三次元画像を作成することができるという効果を有し、超音波の輝度ボリュームデータから三次元投影像を生成する超音波診断装置として有用である。

【符号の説明】

【0099】

- 0001 超音波診断装置
- 0002 超音波探触子
- 0003 制御部
- 0004 操作部
- 0005 送信部
- 0006 受信部
- 0007 送受信制御部
- 0008 整相加算部
- 0009 表示部

10

20

30

40

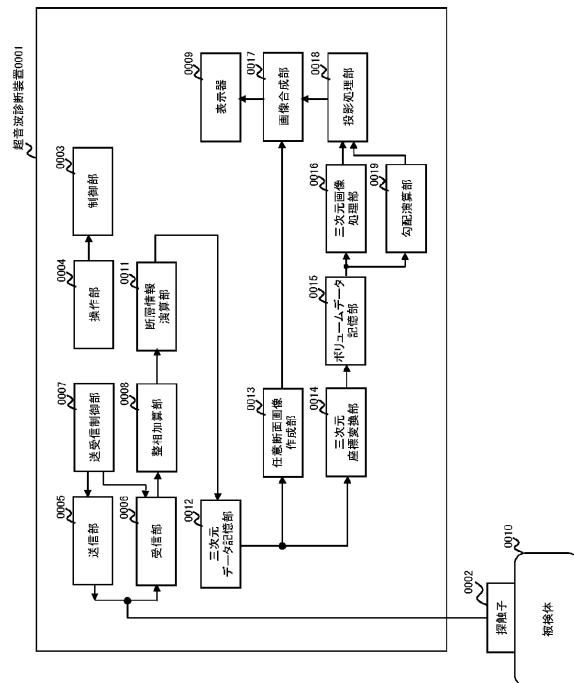
50

- 0 0 1 1 断層情報演算部
- 0 0 1 2 三次元データ記憶部
- 0 0 1 3 任意断面画像作成部
- 0 0 1 4 三次元座標変換部
- 0 0 1 5 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
- 0 0 1 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 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
- 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 加算部
- 1 0 0 1 加算部
- 1 0 0 2 補正照度ボリュームデータ記憶部
- 1 2 0 1 , 1 3 1 2 , 1 3 1 3 , 1 3 1 4 カラーマップ
- 1 3 0 0 グラフィカルインターフェイス
- 1 3 0 1 , 1 3 0 5 選択画面

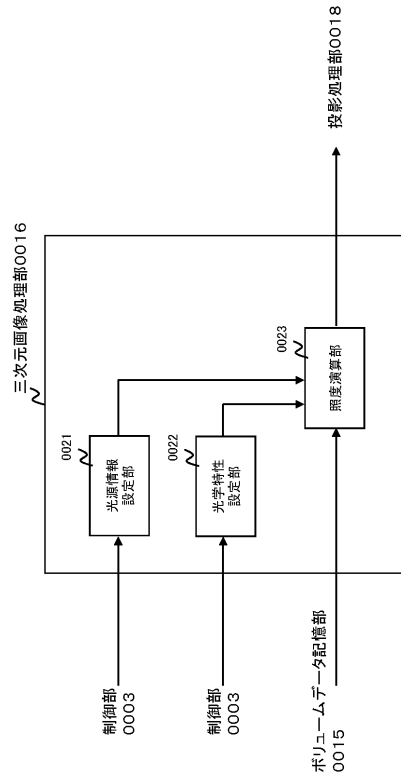
10

20

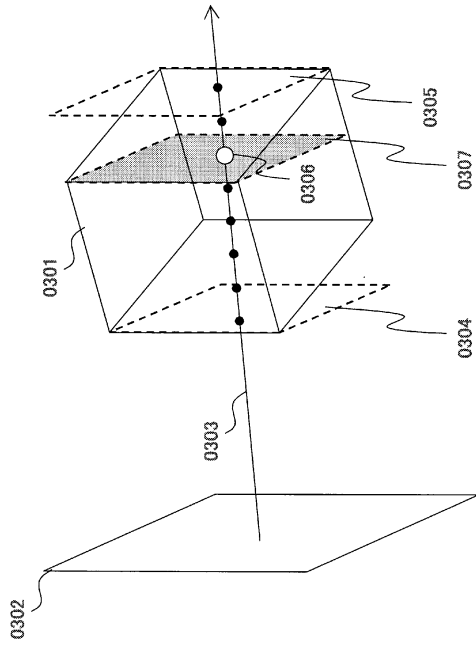
【図1】



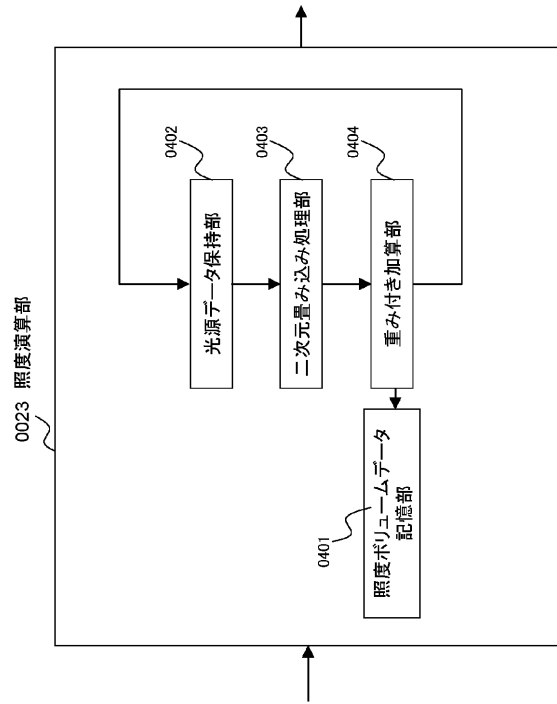
【図2】



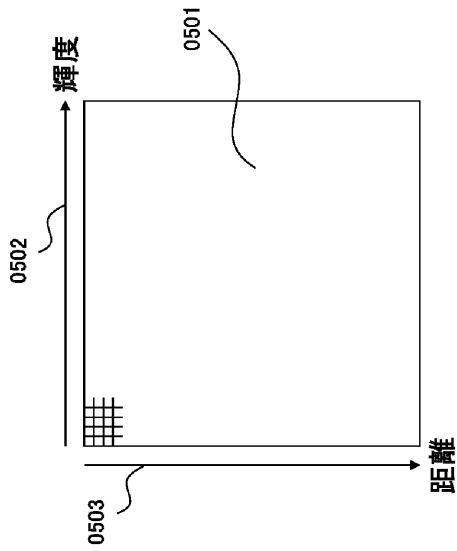
【 図 3 】



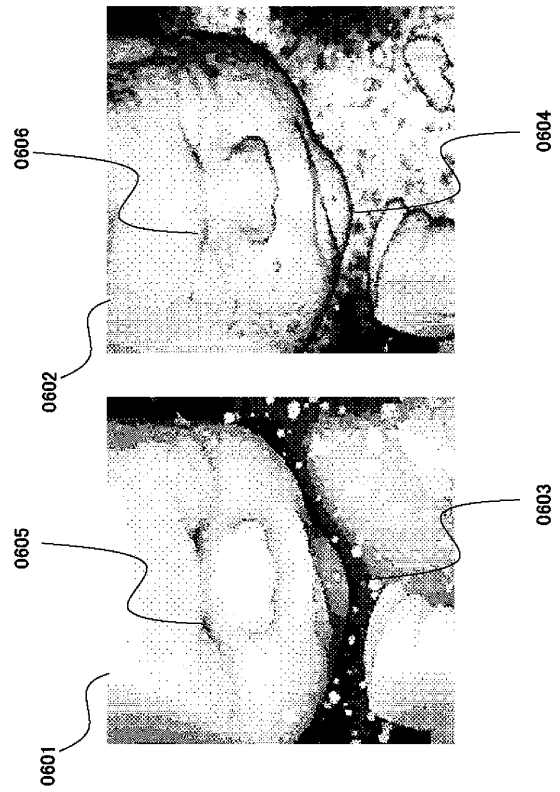
【 図 4 】



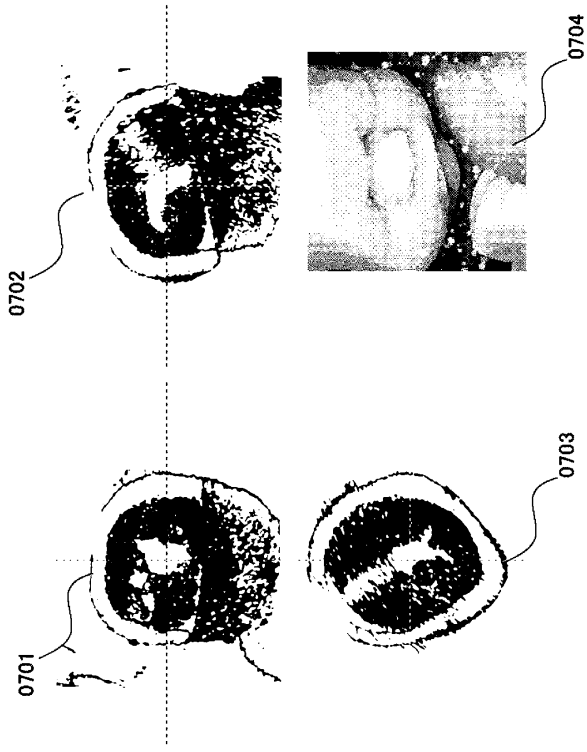
【 図 5 】



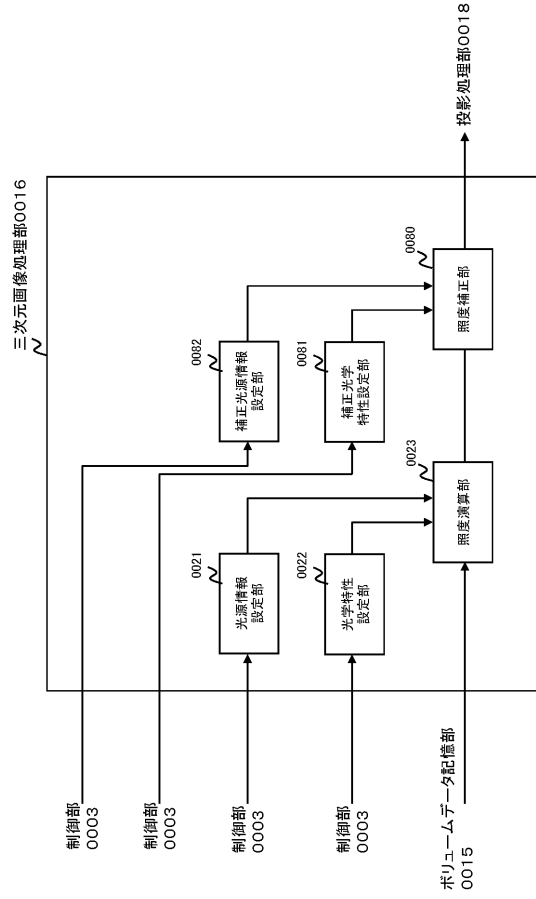
【 図 6 】



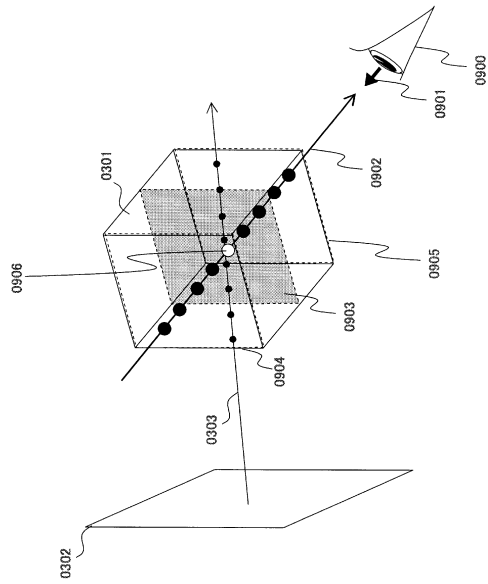
【 図 7 】



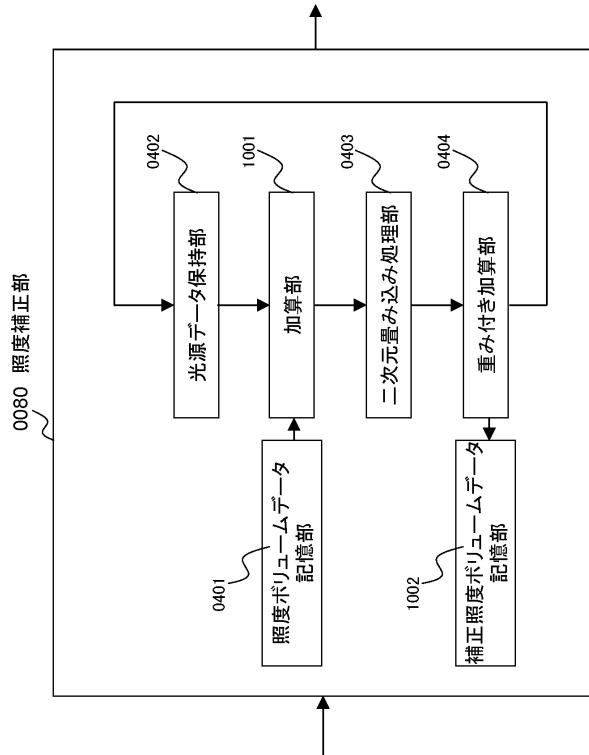
【 図 8 】



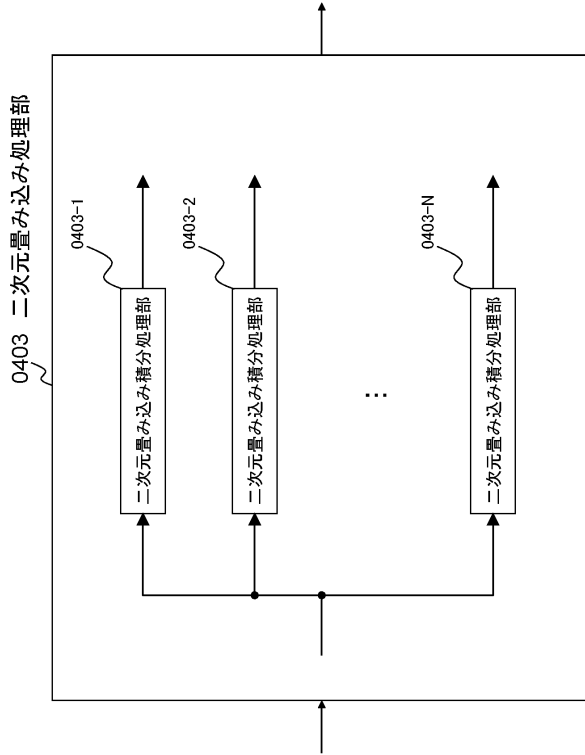
【 図 9 】



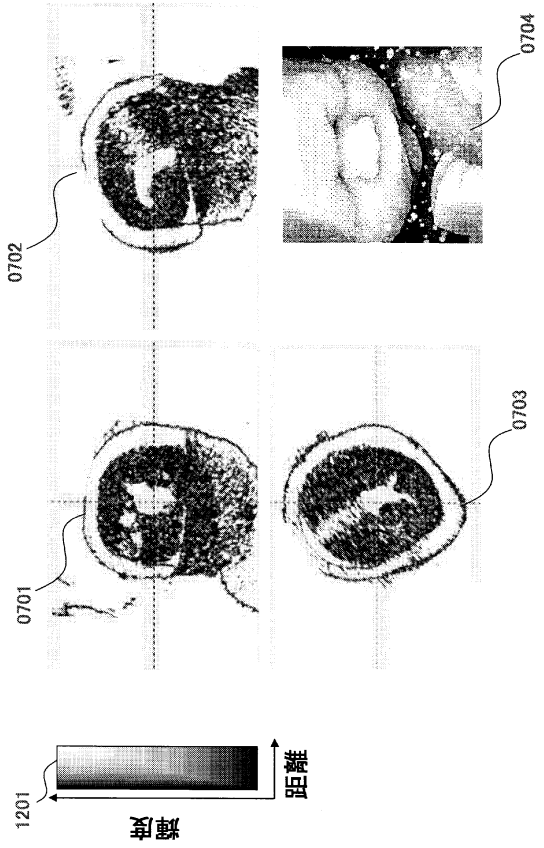
【 図 10 】



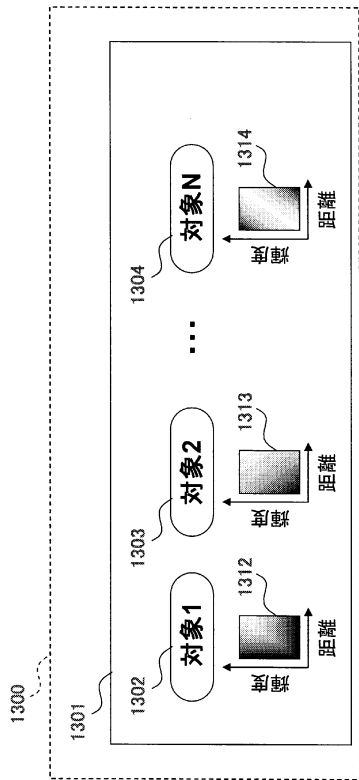
【図 1 1】



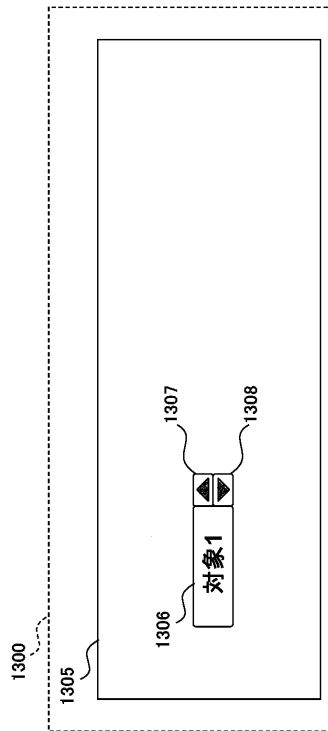
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2000-254123(JP,A)  
特開2008-259697(JP,A)  
特開2010-188118(JP,A)  
特開2003-061956(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置及び超音波三次元画像作成方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP6222847B2</a>	公开(公告)日	2017-11-01
申请号	JP2014538389	申请日	2013-09-12
[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		
当前申请(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		
CPC分类号	A61B8/5215 A61B8/0866 A61B8/466 A61B8/483 G06T15/506 G06T19/00 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/14		
代理人(译)	田村 尚隆		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2012213185 2012-09-26 JP		
其他公开文献	JPWO2014050601A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种能够产生表示由于光的泄漏或吸收而产生的阴影效果的三维图像的超声波诊断设备。本发明的超声波诊断装置，一个光源，用于显示基于所述亮度卷数据集表示在三维空间中设置的光源的特性的光源的数据的对象的三维图像的超声波诊断装置一种信息处理装置，包括：信息设置单元；光学特性设置单元，设置表示亮度体数据相对于光源的光学特性的加权系数；照度计算单元，计算与表冠数据的坐标对应的位置处的照度，并基于计算出的照度创建照度体数据；并且根据亮度体数据和照度体数据创建三维图像和投影处理单元。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6222847号 (P6222847)
(45) 発行日 平成29年11月1日(2017.11.1)	(24) 登録日 平成29年10月13日(2017.10.13)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006.01) F I A 6 1 B 8 / 1 4		
請求項の数 13 (全 21 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-538389 (P2014-538389)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号	
(86) (22) 出願日 平成25年9月12日(2013.9.12)	(74) 代理人 100145735 弁理士 田村 尚隆	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2013/074740	(72) 発明者 辻田 剛啓 東京都三鷹市幸礼6丁目2番1号 日立アロカメディア ル株式会社内	
(87) 国際公開番号 W02014/050601	審査官 棕熊 政一	
(87) 国際公開日 平成26年4月3日(2014.4.3)		
審査請求日 平成28年8月26日(2016.8.26)		
(31) 優先権主張番号 特願2012-213185 (P2012-213185)		
(32) 優先日 平成24年9月26日(2012.9.26)		
(33) 優先権主張国 日本国(JP)		
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		