

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2018-164468

(P2018-164468A)

(43) 公開日 平成30年10月25日(2018.10.25)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2017-62052 (P2017-62052)
 (22) 出願日 平成29年3月28日 (2017. 3. 28)

(71) 出願人 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 110001210
 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
 (72) 発明者 辻田 剛啓
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
 Fターム(参考) 4C601 BB03 EE04 EE22 GB03 JC04
 JC26 KK03 KK05 KK06 KK12
 KK21 KK39

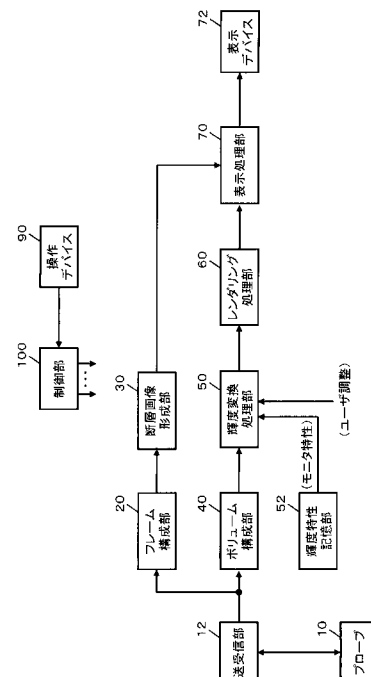
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】表示デバイスの輝度特性を考慮した超音波のレンダリング処理を実現する。

【解決手段】輝度変換処理部50は、レンダリング処理部60におけるレンダリング処理の処理対象となるデータに対して輝度変換処理を施す。輝度変換処理部50は、表示デバイス72の輝度特性に応じた輝度変換処理を実行する。表示デバイス72の具体例はモニタであり、モニタの輝度特性は例えば輝度特性記憶部52から得ることができる。また、輝度変換処理部50は、モニタの輝度特性に加えて、ユーザにより調整された輝度特性に応じた輝度変換処理を実行することが望ましい。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波のボリュームデータに基づいて形成される超音波画像を表示デバイスに表示する超音波診断装置であって、

前記ボリュームデータに基づいて複数の視線の各視線ごとにレンダリング処理を実行するレンダリング処理手段と、

前記レンダリング処理の処理対象となるデータに対して前記表示デバイスの輝度特性に応じた輝度変換処理を施す変換処理手段と、

前記輝度変換処理と前記レンダリング処理により複数の視線の各視線ごとに得られる画素値に基づいて前記超音波画像を形成する画像形成手段と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記変換処理手段は、前記表示デバイスの輝度特性とユーザにより調整された輝度特性に応じた輝度変換処理を実行する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記変換処理手段は、前記レンダリング処理における複数の視線の設定と平滑化処理に先行して前記輝度変換処理を実行する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記変換処理手段は、複数モニタの各モニタごとに輝度特性を定めた輝度特性データから、前記表示デバイスとして利用される各モニタに対応した輝度特性を得ることにより、当該輝度特性に応じた輝度変換処理を実行する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【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する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、超音波を送受することにより得られたデータに基づいて超音波画像を形成する。超音波画像としては、例えば B モード画像やカラードブラ画像などの二次元画像が良く知られている。また、生体内の組織や胎児などを立体的に映し出す超音波画像（三次元超音波画像）を形成する装置も知られている。例えば、超音波を送受することにより立体的に得られるボリュームデータに基づいて、複数の視線の各視線（レイ）ごとにレンダリング処理を実行することにより、診断対象を立体的に映し出す三次元の超音波画像を形成する技術が知られている。

【0003】

超音波診断装置により形成された超音波画像は、その超音波診断装置が備えるモニタ等の表示デバイスに表示されるのが一般的であるが、その超音波診断装置の外部にある出力装置に表示されることもある。例えば、特許文献 1 には、超音波診断装置などにより形成された医用画像に対して、モニタ等の外部出力装置ごとに且つ画像の種類ごとに濃度変換を行うことにより、安定した画質での出力を可能とする技術が記載されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

10

20

30

40

50

【特許文献１】特開２０１２－１６１３６９号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

ところで、一般に、医師や検査技師などのユーザが超音波診断装置のレンダリング処理により得られる三次元の超音波画像を利用して胎児などの診断対象を診断する場合、ユーザがモニタ等の表示デバイスに表示される診断対象のＢモード画像を見て画像内にノイズ等が少ないことを確認してから、その診断対象に関する三次元の超音波画像が形成されて表示デバイスに表示される。

【０００６】

ユーザが目で確認するＢモード画像は表示デバイスの輝度特性の影響を受けて表示される。これに対し、そのＢモード画像のベースとなるデータは表示デバイスの輝度特性の影響を受ける前のデータである。したがって、例えば表示デバイスの輝度特性を無視してレンダリング処理を行うとすれば、ユーザが目で確認できた画像状態とは異なる画像状態に対応したデータ、つまり表示デバイスの輝度特性の影響が差し引かれたデータをレンダリング処理することになる。

【０００７】

例えば、ユーザが目で確認したＢモード画像内において、表示デバイスの輝度特性の影響によりノイズ等が低減されて見えていると、そのＢモード画像のベースとなるデータ内にはノイズ等の原因となるデータ成分が残っている状態が考えられる。この状態で、例えば、表示デバイスの輝度特性を無視して、ノイズ等の原因となるデータ成分が残ったままのデータを対象としてレンダリング処理を行ってしまうと、ノイズ等のデータ成分が画像化されてしまい、ユーザが目で確認できた画像以上にノイズの多い超音波画像が形成されてしまう可能性がある。

【０００８】

本発明は、上述した事情に鑑みて成されたものであり、その目的は、表示デバイスの輝度特性を考慮した超音波のレンダリング処理を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明の態様として好適な超音波診断装置は、超音波のボリュームデータに基づいて形成される超音波画像を表示デバイスに表示する超音波診断装置であって、前記ボリュームデータに基づいて複数の視線の各視線ごとにレンダリング処理を実行するレンダリング処理手段と、前記レンダリング処理の処理対象となるデータに対して前記表示デバイスの輝度特性に応じた輝度変換処理を施す変換処理手段と、前記輝度変換処理と前記レンダリング処理により複数の視線の各視線ごとに得られる画素値に基づいて前記超音波画像を形成する画像形成手段と、を有することを特徴とする。これにより、表示デバイスの輝度特性を考慮した超音波のレンダリング処理が実現される。例えば、レンダリング処理の処理対象となるデータに対して表示デバイスの輝度特性に応じた輝度変換処理を施す装置が提供される。

【００１０】

例えば、前記変換処理手段は、前記表示デバイスの輝度特性とユーザにより調整された輝度特性に応じた輝度変換処理を実行することが望ましい。これにより、表示デバイスの輝度特性に加えてユーザにより調整された輝度特性を考慮した超音波のレンダリング処理が実現される。例えば、ノイズ等が少なく診断対象が明瞭に映し出されるようにユーザが輝度特性を調整していれば、その調整結果に応じた輝度変換処理が実行されるため、レンダリング処理の結果として、ユーザが望む画像状態の超音波画像を得ることができる。

【００１１】

また、例えば、前記変換処理手段は、前記レンダリング処理における複数の視線の設定と平滑化処理に先行して前記輝度変換処理を実行することが望ましい。これにより、複数の視線の設定や平滑化処理などの前処理に先だって輝度変換処理を実行することが可能に

10

20

30

40

50

なる。

【 0 0 1 2 】

また、例えば、前記変換処理手段は、複数モニタの各モニタごとに輝度特性を定めた輝度特性データから、前記表示デバイスとして利用される各モニタに対応した輝度特性を得ることにより、当該輝度特性に応じた輝度変換処理を実行することが望ましい。これにより、例えば、表示デバイスとして複数モニタ（ディスプレイ）が利用される可能性がある場合においても、各モニタに対応した輝度特性に応じた輝度変換処理を実行することが可能になる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 3 】

本発明により、表示デバイスの輝度特性を考慮した超音波のレンダリング処理が実現される。例えば、本発明の好適な態様によれば、レンダリング処理の処理対象となるデータに対して表示デバイスの輝度特性に応じた輝度変換処理を施す装置が提供される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。

【 図 2 】 レンダリング処理の具体例を示す図である。

【 図 3 】 モニタ輝度特性の具体例を示す図である。

【 図 4 】 モニタ輝度特性とユーザ調整の具体例を示す図である。

【 図 5 】 輝度特性データの具体例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。プローブ 10 は、三次元画像用の超音波探触子であり、例えば胎児などの診断対象を含む三次元空間内において超音波を送受する。例えば、二次元的に配列された複数の振動素子を備える二次元アレイプローブ（マトリクスアレイプローブ）や、一次的に配列された複数の振動素子を機械的に動かすメカニカルプローブなどがプローブ 10 の好適な具体例である。

【 0 0 1 6 】

送受信部 12 は、送信ビームフォーマおよび受信ビームフォーマとしての機能を備えている。つまり、送受信部 12 は、プローブ 10 が備える複数の振動素子の各々に対して送信信号を出力することにより送信ビームを形成し、さらに、複数の振動素子から得られる複数の受波信号に対して整相加算処理などを施して受信ビームを形成する。

【 0 0 1 7 】

送受信部 12 は、例えば、診断対象を含む平面内において、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）を走査する。これにより、診断対象を含む平面内から超音波の受信データが収集される。また、送受信部 12 は、例えば、診断対象を含む三次元空間内において、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）を立体的に走査する。これにより、診断対象を含む三次元空間内から超音波の受信データが収集される。

【 0 0 1 8 】

フレーム構成部 20 は、例えば診断対象を含む平面内から得られた受信データに基づいてフレームデータを形成する。フレーム構成部 20 は、走査座標系（例えば r 座標系）で得られた受信データに対して、座標変換処理や補間処理などを施し、表示座標系（例えば二次元直交座標系）に対応したフレームデータを形成する。

【 0 0 1 9 】

断層画像形成部 30 は、フレーム構成部 20 から得られるフレームデータに基づいて断層画像（Bモード画像）を形成する。なお、断層画像形成部 30 は、ボリューム構成部 40 において形成されるボリュームデータ内の任意断面に対応した断層画像（Bモード画像）を形成してもよい。

【 0 0 2 0 】

ボリューム構成部 40 は、三次元空間内から得られた受信データに対してリコンストラ

10

20

30

40

50

クシオン処理を施すことにより、三次元空間に対応したボリュームデータを形成する。ボリューム構成部 40 は、走査座標系（例えば r 座標系）で得られた受信データに対して、座標変換処理や補間処理などのリコンストラクション処理を施し、直交座標系（例えば $x y z$ 座標系）に対応したボリュームデータを形成する。ボリュームデータは、例えば直交座標系のデータ空間内において三次元的に配列された複数のボクセルデータで構成される。

【0021】

輝度変換処理部 50 は、レンダリング処理部 60 におけるレンダリング処理の処理対象となるデータに対して輝度変換処理を施す。輝度変換処理部 50 は、表示デバイス 72 の輝度特性に応じた輝度変換処理を実行する。表示デバイス 72 の具体例はモニタであり、モニタの輝度特性は例えば輝度特性記憶部 52 から得ることができる。また、輝度変換処理部 50 は、モニタの輝度特性に加えて、ユーザにより調整された輝度特性に応じた輝度変換処理を実行することが望ましい。輝度変換処理部 50 による処理と輝度特性記憶部 52 に記憶されるデータについては後に詳述する。なお、輝度変換処理部 50 はボリューム構成部 40 の前に配置されてもよい。つまり、送受信部 12 による送受信処理により三次元空間内から得られた受信データに対して輝度変換処理部 50 が輝度変換処理を施し、輝度変換処理後の受信データに対してボリューム構成部 40 がリコンストラクション処理を施してボリュームデータを形成してもよい。

【0022】

レンダリング処理部 60 は、ボリュームデータを構成する複数のボクセルデータに基づいてレンダリング処理（ボクセル演算）を実行する。

【0023】

図 2 は、レンダリング処理の具体例を示す図である。レンダリング処理（レンダリング演算）においては、三次元空間に対応したボリュームデータ 62 の外側に演算上の仮想的な視点が設定され、その視点側からボリュームデータ 62 に対して複数の視線（レイ）64 が設定される。さらに、画像面として機能する演算上のスクリーン 66 が設定される。なお、図 2 において、スクリーン 66 は、ボリュームデータ 62 を間に挟んで、視点の反対側に図示されているが、ボリュームデータ 62 よりも視点側に配置されてもよい。

【0024】

レンダリング処理では、ボリュームデータ 62 に対して設定された複数の視線（レイ）64 の各視線 64 ごとに、その視線 64 に対応した複数のボクセルデータが処理対象となる。例えば、ボリュームデータ 62 を構成する複数のボクセルデータから、補間処理などにより、各視線 64 に対応した（各視線上に並ぶ）複数のボクセルデータが得られる。そして、各視線 64 上においてレンダリング処理が実行される。

【0025】

図 1 に戻り、レンダリング処理部 60 は、レンダリング処理により、複数の視線から各視線ごとに得られる輝度情報を各画素の画素値とすることにより、スクリーン（画像面）内の複数画素の画素値を得る。これにより、スクリーンを投影面とする輝度情報の投影画像データが形成される。

【0026】

表示処理部 70 は、断層画像形成部 30 から得られる断層画像（B モード画像）のデータに基づいて、例えば胎児などの診断対象の断層画像の表示画像を形成する。また、表示処理部 70 は、レンダリング処理部 60 から得られる投影画像データに基づいて、例えば胎児などの診断対象を立体的に映し出した三次元の超音波画像（レンダリング画像）の表示画像を形成する。形成された表示画像はモニタなどの表示デバイス 72 に表示される。なお、表示処理部 70 は、表示画像に対して、表示デバイス 72 の特性に応じた公知のガンマ補正などの処理を施すことが望ましい。

【0027】

制御部 100 は、図 1 の超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 100 による全体的な制御には、操作デバイス 90 を介して医師や検査技師などのユーザから受け付けた

10

20

30

40

50

指示も反映される。

【 0 0 2 8 】

図 1 に示す構成のうち、送受信部 1 2 , フレーム構成部 2 0 , 断層画像形成部 3 0 , ボリューム構成部 4 0 , 輝度変換処理部 5 0 , レンダリング処理部 6 0 , 表示処理部 7 0 の各部は、例えば、電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また上記各部に対応した機能の少なくとも一部がコンピュータにより実現されてもよい。つまり、上記各部に対応した機能の少なくとも一部が、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。

10

【 0 0 2 9 】

輝度特性記憶部 5 2 は、例えば半導体メモリやハードディスクドライブなどの記憶デバイスにより実現することができる。表示デバイス 7 2 の好適な具体例は液晶ディスプレイや有機 E L (エレクトロルミネッセンス) ディスプレイ等のモニタである。操作デバイス 9 0 は、例えばマウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして、制御部 1 0 0 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

【 0 0 3 0 】

図 1 の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波診断装置により実現される機能と処理の具体例について詳述する。なお、図 1 に示した構成（部分）については以下の説明において図 1 の符号を利用する。

20

【 0 0 3 1 】

図 1 の超音波診断装置において、輝度変換処理部 5 0 は、レンダリング処理の処理対象となるデータに対して輝度変換処理を施す。輝度変換処理部 5 0 は、表示デバイス 7 2 であるモニタの輝度特性に応じた輝度変換処理を実行する。

【 0 0 3 2 】

図 3 は、モニタ輝度特性の具体例を示す図である。図 3 において、横軸はモニタの入力値であり縦軸はモニタの出力値である。例えば、表示処理部 7 0 から得られる表示画像を構成する各画素の輝度値がモニタの入力値となり、モニタに表示される各画素の輝度値がモニタの出力値となる。

30

【 0 0 3 3 】

モニタ（表示デバイス 7 2 ）に表示される表示画像は、モニタ輝度特性の影響を受けて表示される。例えば胎児などの診断対象の断層画像（B モード画像）の表示画像もモニタ輝度特性の影響を受けてモニタに表示される。

【 0 0 3 4 】

図 1 の超音波診断装置を利用する医師や検査技師などのユーザがレンダリング処理により得られる三次元の超音波画像（レンダリング画像）を利用して胎児などの診断対象を診断する場合、まずユーザがモニタ（表示デバイス 7 2 ）に表示される診断対象の B モード画像を見て画像内にノイズ等が少ないことを確認してから、その診断対象に関する三次元の超音波画像が形成されてモニタに表示される。

40

【 0 0 3 5 】

ユーザが目を確認する B モード画像はモニタの輝度特性、例えば図 3 のモニタ輝度特性の影響を受けている。これに対し、その B モード画像のベースとなるフレームデータや三次元の超音波画像のベースとなるボリュームデータは、モニタの輝度特性の影響を受ける前のデータである。したがって、例えばモニタ（表示デバイス 7 2 ）の輝度特性を無視してレンダリング処理部 6 0 においてレンダリング処理を行ってしまうと、ユーザが目を確認できた画像状態とは異なる画像状態に対応したデータ、つまりモニタの輝度特性の影響が差し引かれたデータをレンダリング処理することになる。

【 0 0 3 6 】

50

例えば、ユーザが目で確認したBモード画像内において、モニタの輝度特性の影響によりノイズ等が低減されて見えていると、そのBモード画像のベースとなるフレームデータや三次元の超音波画像のベースとなるボリュームデータ内には、ノイズ等の原因となるデータ成分が残っている状態が考えられる。この状態で、例えば、モニタの輝度特性を無視し、ノイズ等の原因となるデータ成分が残ったままのボリュームデータを対象としてレンダリング処理を行ってしまうと、ノイズ等のデータ成分が画像化されてしまい、ユーザが目で確認できた画像以上にノイズの多い超音波画像が形成されてしまう可能性がある。

【0037】

そこで、輝度変換処理部50は、レンダリング処理の処理対象となるデータに対して、モニタ（表示デバイス72）の輝度特性に応じた輝度変換処理を実行する。例えば、モニタの輝度特性が図3に示す具体例のモニタ輝度特性であれば、輝度変換処理部50は、ボリューム構成部40から得られるボリュームデータを構成する各ボクセルのボクセルデータ（ボクセルの輝度値）に対して、図3のモニタ輝度特性に対応した輝度変換処理、例えばモニタ輝度特性と同じガンマ圧縮処理を施す。これにより、ボリュームデータを構成する各ボクセルのボクセルデータに対して、モニタ（表示デバイス72）の輝度特性と実質的に同じ特性が加えられる。

【0038】

そして、輝度変換処理部50において輝度変換処理を施された複数のボクセルデータに基づいて、レンダリング処理部60がレンダリング処理（ボクセル演算）を実行し、例えば胎児などの診断対象を立体的に映し出した三次元の超音波画像（レンダリング画像）が形成され、表示画像としてモニタ（表示デバイス72）に表示される。

【0039】

これにより、ユーザが目で確認できた画像状態と実質的に同じ画像状態に対応したデータに基づいて、三次元の超音波画像を形成することができる。例えば、ユーザが目で確認したBモード画像内において、モニタの輝度特性の影響によりノイズ等が低減されて見えていた場合に、三次元の超音波画像のベースとなるボリュームデータに対してモニタの輝度特性と実質的に同じ特性が加えられてノイズ等が低減されるため、ノイズ等が低減されたボリュームデータに基づいて三次元の超音波画像を形成することができる。

【0040】

なお、図2を利用して説明したように、レンダリング処理（レンダリング演算）においては、三次元空間に対応したボリュームデータ62の外側に演算上の仮想的な視点が設定され、その視点側からボリュームデータ62に対して複数の視線（レイ）64が設定される。輝度変換処理部50による輝度変換処理は、複数の視線（レイ）64が設定される前に実行されることが望ましい。また、ボリュームデータ62を構成するボクセルデータ又は各視線64上のボクセルデータに対して平滑化処理が施される場合には、その平滑化処理の前に輝度変換処理部50による輝度変換処理を実行することが望ましい。

【0041】

また、図1の超音波診断装置を利用する医師や検査技師などのユーザがモニタ（表示デバイス72）に表示される診断対象の表示画像を確認する際には、例えば操作デバイス90を操作して、モニタに表示される表示画像の輝度を調整する場合がある。ユーザは、例えば、胎児などの診断対象が明瞭に映し出され、ノイズ等が少ない（ノイズ等が目立たない）Bモード画像が表示されるように表示画像の輝度を調整する。

【0042】

そこで、輝度変換処理部50は、モニタ（表示デバイス72）の輝度特性に加えて、ユーザにより調整された輝度特性に応じた輝度変換処理を実行することが望ましい。

【0043】

図4は、モニタ輝度特性とユーザ調整の具体例を示す図である。図4において横軸は入力値であり縦軸は出力値である。例えば、表示処理部70から得られる表示画像を構成する各画素の輝度値が入力値となり、モニタ（表示デバイス72）に表示される各画素の輝度値が出力値となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

図 4 において破線で示す輝度特性はモニタ（表示デバイス 7 2）の輝度特性（図 3 のモニタ輝度特性）であり、モニタの輝度特性とユーザにより調整された輝度特性とを合成したものが実線で示す輝度特性である。ユーザが輝度特性を調整した場合、モニタ（表示デバイス 7 2）に表示される表示画像は、モニタ輝度特性とユーザ調整の両方の影響を受けて表示される。例えば胎児などの診断対象の断層画像（B モード画像）の表示画像が図 4 の実線で示す輝度特性の影響を受けてモニタに表示される。

【 0 0 4 5 】

そこで、輝度変換処理部 5 0 は、レンダリング処理の処理対象となるデータに対して、例えば図 4 の実線で示す輝度特性に対応した輝度変換処理、例えば図 4 の実線と同じ輝度特性のガンマ圧縮処理を施す。これにより、例えばユーザが輝度調整を行った場合でも、ユーザが目で確認できた画像状態と実質的に同じ画像状態に対応したデータに基づいて、三次元の超音波画像を形成することができる。

【 0 0 4 6 】

ところで、モニタの輝度特性は全てのモニタにおいて同一ではなく、例えばモニタの種類などに応じて輝度特性も異なる。そこで、例えば複数種類のモニタに対応するために、複数モニタの各モニタごとに輝度特性を定めた輝度特性データが利用される。輝度特性データは、例えば輝度特性記憶部 5 2 に記憶される。

【 0 0 4 7 】

図 5 は、輝度特性データの具体例を示す図である。図 5 に示す具体例において、例えばモニタ（1）は液晶ディスプレイ（LCD）であり、モニタ（1）の輝度特性に対応したデータが輝度特性データ（1）である。また、例えばモニタ（4）は有機 EL ディスプレイ（OLED）であり、モニタ（4）の輝度特性に対応したデータが輝度特性データ（4）である。

【 0 0 4 8 】

例えば、図 1 の表示デバイス 7 2 として選択される可能性がある複数種類のモニタについての輝度特性データが輝度特性記憶部 5 2 に記憶される。輝度変換処理部 5 0 は、輝度特性記憶部 5 2 に記憶された複数モニタの輝度特性データの中から、表示デバイス 7 2 として利用されるモニタに対応した輝度特性データを得ることにより、そのモニタの輝度特性に応じた輝度変換処理を実行する。

【 0 0 4 9 】

例えば、図 1 の超音波診断装置の製造時（設計時）に、複数種類のモニタの中から表示デバイス 7 2 として利用されるモニタが決定されるのであれば、製造時（設計時）にそのモニタに対応した輝度特性データが選択され、その輝度特性データが輝度変換処理部 5 0 による輝度変換処理に利用される。また、例えば表示デバイス 7 2 として利用されるモニタを必要に応じて変更できる構成とし、例えばユーザまたはサービスマンなどが、複数モニタの輝度特性データの中から、変更されたモニタに対応した輝度特性データを選択できるようにしてもよい。

【 0 0 5 0 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 1 】

1 0 プローブ、1 2 送受信部、2 0 フレーム構成部、3 0 断層画像形成部、4 0 ボリューム構成部、5 0 輝度変換処理部、5 2 輝度特性記憶部、6 0 レンダリング処理部、7 0 表示処理部、7 2 表示デバイス、9 0 操作デバイス、1 0 0 制御部。

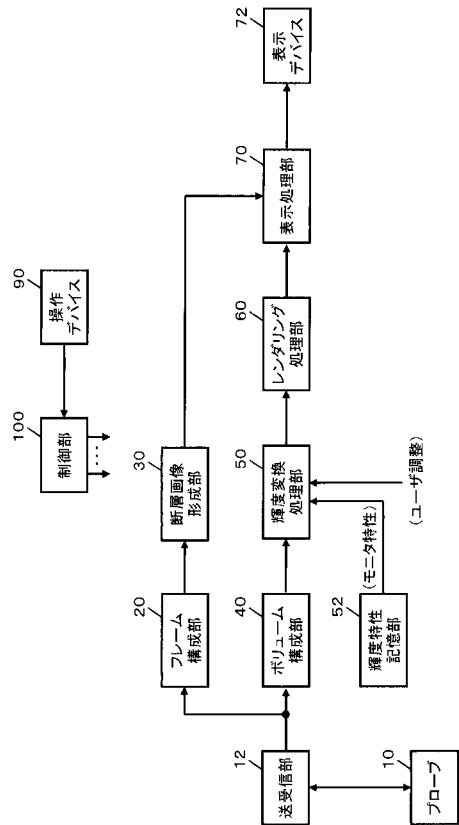
10

20

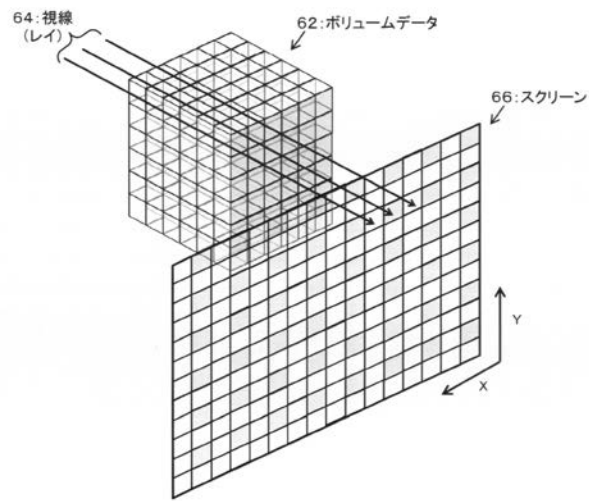
30

40

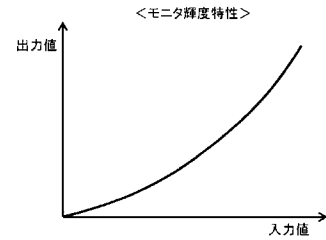
【 図 1 】



【 図 2 】



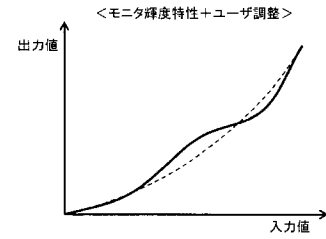
【 図 3 】



【 図 5 】

<輝度特性データ>		
モニタ(1)	液晶ディスプレイ(LCD)	輝度特性データ(1)
モニタ(2)	液晶ディスプレイ(LCD)	輝度特性データ(2)
モニタ(3)	液晶ディスプレイ(LCD)	輝度特性データ(3)
モニタ(4)	有機ELディスプレイ(OLED)	輝度特性データ(4)
モニタ(5)	有機ELディスプレイ(OLED)	輝度特性データ(5)
⋮	⋮	⋮

【 図 4 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2018164468A	公开(公告)日	2018-10-25
申请号	JP2017062052	申请日	2017-03-28
[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		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/GB03 4C601/JC04 4C601/JC26 4C601/KK03 4C601/KK05 4C601/KK06 4C601/KK12 4C601/KK21 4C601/KK39		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：考虑到显示装置的亮度特性来实现超声波渲染处理。亮度转换处理单元对渲染处理单元中的渲染处理中要处理的数据执行亮度转换处理。亮度转换处理单元50根据显示装置72的亮度特性执行亮度转换处理。显示装置72的具体示例是监视器，并且例如可以从亮度特性存储单元52获得监视器的亮度特性。除了监视器的亮度特性之外，亮度转换处理单元50优选地根据用户调整的亮度特性执行亮度转换处理。

