

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4859648号
(P4859648)

(45) 発行日 平成24年1月25日(2012.1.25)

(24) 登録日 平成23年11月11日(2011.11.11)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)
G 0 6 T 1/00 (2006.01)**A 6 1 B** 8/00
G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2006-333411 (P2006-333411)
(22) 出願日 平成18年12月11日(2006.12.11)
(65) 公開番号 特開2008-142327 (P2008-142327A)
(43) 公開日 平成20年6月26日(2008.6.26)
審査請求日 平成21年11月30日(2009.11.30)(73) 特許権者 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(74) 代理人 110000888
特許業務法人 山王坂特許事務所
(72) 発明者 大滝 元
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
株式会社日立メディコ内

審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子から送信される超音波信号が被検体で反射された反射エコー信号を受信することにより、被検体のボリュームデータを取得する取得手段と、

前記ボリュームデータを構成する B モード画像の明るさの設定を含む設定条件に基づいて、前記ボリュームデータの輝度値を変更する輝度値変更手段と、

前記輝度値変更手段で輝度値が変更されたボリュームデータに含まれる B モード画像を表示する B モード画像表示手段と、

前記輝度値が変更されたボリュームデータの輝度値から一定値を減算する減算手段と、

前記減算手段で減算されたボリュームデータと、レンダリング演算に使用するオパシテ
ィカーブとを用いてレンダリング像を構成するレンダリング演算手段と、

前記レンダリング演算手段で構成されたレンダリング像を表示するレンダリング像表示手段と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記一定値は、操作者によって指定された値であって、操作者による指示を入力する入力手段を介して前記減算手段に入力された値であ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】

前記一定値は、前記ヒストグラムの 2 値化閾値と前記オパシティカーブで設定されるり

10

20

ジェクションしきい値とを用いて自動的に算出される値であって、前記減算手段は、前記一定値を算出する算出手段を備えた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 B モード画像表示手段は、前記レンダリング像表示手段と同一の表示手段に含まれることを特徴とする請求項 1、2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

超音波探触子から送信される超音波信号が被検体で反射された反射エコー信号を受信することにより、被検体のボリュームデータを取得するステップと、

前記ボリュームデータを構成する B モード画像の明るさの設定を含む設定条件に基づいて、前記ボリュームデータの輝度値を変更するステップと、

前記輝度値変更手段で輝度値が変更されたボリュームデータに含まれる B モード画像を表示するステップと、

前記輝度値が変更されたボリュームデータの輝度値から一定値を減算するステップと、

前記減算手段で減算されたボリュームデータと、レンダリング演算に使用するオパシティカーブとを用いてレンダリング像を構成するステップと、

前記レンダリング演算手段で構成されたレンダリング像を表示するステップと、

を演算装置に実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及びプログラムに係り、特にボリュームレンダリングにより三次元画像を構成する超音波診断装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

三次元超音波画像の構成方法としては、超音波診断装置で得られる断層像を断層像の奥行き方向に複数枚取得して、これら複数枚の断層像からボリュームデータを構成し、このボリュームデータの各ボクセルに対して不透明度を設定し、表示画像（レンダリング像）の各画素に対応する光線上の各ボクセルの輝度と輝度値に割り当てられた不透明度を積算することで表示画像の各画素値を決定する（図 6（a）参照）ものがある。

【0003】

なお、レンダリング演算手法としては以下のものが公知である。

【0004】

【数 1】

$$Cout_i = Cin_i + (1 - \alpha_i) \cdot e_i \cdot \alpha_i$$

$$\alpha_{out_i} = \alpha_{in_i} + (1 - \alpha_{in_i}) \cdot \alpha_i$$

α_i : Vox el_i の持つ不透明度

e_i : Vox el_i の持つ輝度値

$Cout_i$: Vox el_i からの出力光

Cin_i : Vox el_i への入力光

α_{out_i} : Vox el_i までの不透明度の積算値

α_{in_i} : Vox el_{i-1} までの不透明度の積算値

【0005】

上記のようなレンダリング演算手法において、所望のレンダリング像を得る場合には、各ボクセルに不透明度を割り当てるオパシティカーブ（不透明度関数）を適切に設定することが必要である。例えば、胎児の顔や手足を描出する場合には、羊水からの反射エコー

10

20

30

40

50

による低輝度データは不要であるため、低輝度データが表示されないようなオパシティカーブを設定する必要がある。

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 には、ボクセル毎に求めた正規化境界面強度と不透明度とによってボリュームレンダリング処理を行う三次元画像生成装置が開示されている。

【 0 0 0 7 】

また、特許文献 2 には、低域側に立ち上がり部を有する複数のオパシティ決定関数を用いてボリュームレンダリング処理を行う超音波診断装置が開示されている。

【 0 0 0 8 】

上記特許文献 1、2 に示すような方法によれば、オパシティカーブを適切に設定する（図 6（b - 1）参照）ことにより、適切なリジェクションを行うことができる。例えば、羊水の低輝度データをレンダリング像に寄与させなくすることができる。

【特許文献 1】特開平 1 0 - 2 8 3 5 0 4 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 3 - 3 2 5 5 3 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、上記特許文献では以下のような解決すべき課題が残されている。

【 0 0 1 0 】

組織毎の輝度値（例えば羊水の輝度値）は、三次元超音波画像の基となる断層像（B モード画像）の明るさ等の設定条件によって変化するため、リジェクションを行うための複数のオパシティカーブを用意する必要があった。つまり、B モード画像の設定条件を変更する前後で同じリジェクション効果を得るためには、図 7 に示すように、設定条件変更後、例えば、B モード画像を明るくした後のボリュームデータのヒストグラム（輝度を横軸、頻度を縦軸とした場合のボリュームデータの輝度のヒストグラム）の移動量と等しい移動量で、オパシティカーブを輝度が大きくなる方向、すなわちリジェクションしきい値が大きくなる方向に移動させる必要がある。

【 0 0 1 1 】

この結果、設定条件を変更する前後で同様なリジェクション効果を得ることができるが、設定条件の変更前後ではボリュームデータの輝度値が変化するため、すなわち B モード画像を明るくした後はボリュームデータの輝度値が高くなるため、レンダリング演算のアルゴリズム上、最終的なレンダリング像の明るさが変化してしまうという問題があった。

【 0 0 1 2 】

また、オパシティカーブの変化に伴ってレンダリング像の明るさが変化するのを防ぐためには、複数のオパシティカーブの中の基準となるオパシティカーブ（基準オパシティカーブ）を用いて構成された画像の明るさ（基準明るさ）と同じになるような補正値をオパシティカーブ毎にあらかじめ作成しておき、B モード画像構成時に使用されたオパシティカーブに対応する補正値を入力することによって、構成された画像の明るさが使用されたオパシティカーブによらず常に基準明るさとなるようにする必要があった。そのため、オパシティカーブの数が多くなるほど、すなわちリジェクションを細かく行うほど処理が複雑になるという問題があった。

【 0 0 1 3 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、三次元超音波画像を構成するボリュームレンダリングにおいて、B モード画像の明るさ等の設定条件によらずにリジェクションとレンダリング像の明るさとを制御することができる（図 6（b - 2）参照）超音波診断装置及びプログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

前記課題を解決するために、請求項 1 に記載の超音波診断装置は、超音波探触子から送信される超音波信号が被検体で反射された反射エコー信号を受信することにより、被検体

10

20

30

40

50

のボリュームデータを取得する取得手段と、前記ボリュームデータを構成するBモード画像の明るさの設定を含む設定条件に基づいて、前記ボリュームデータの輝度値を変更する輝度値変更手段と、前記輝度値変更手段で輝度値が変更されたボリュームデータに含まれるBモード画像を表示するBモード画像表示手段と、前記輝度値が変更されたボリュームデータの輝度値から一定値を減算する減算手段と、前記減算手段で減算されたボリュームデータと、レンダリング演算に使用するオパシティカーブとを用いてレンダリング像を構成するレンダリング演算手段と、前記レンダリング演算手段で構成されたレンダリング像を表示するレンダリング像表示手段と、を備えたことを特徴としている。

【0015】

請求項1に記載の超音波診断装置によれば、Bモード画像の明るさの設定を含む設定条件に基づいて、ボリュームデータの輝度値が変更され、ボリュームデータに含まれるBモード画像が表示される。その後、輝度値が変更されたボリュームデータの輝度値から一定値を減算し、輝度値が減算されたボリュームデータと所定のオパシティカーブとを用いてレンダリング像を構成し、レンダリング像を画面に表示させる。

10

【0016】

これにより、Bモード画像の設定条件が異なる場合においても、複数のオパシティカーブを用意することなく適切なリジェクションを行うことができる。また、用いられるオパシティカーブが1個であり、そのオパシティカーブに対して適切な位置にヒストグラムの輝度値が調整されることにより、最終的なレンダリング像の明るさが大きく変化することはない、すなわち最終的なレンダリング像の明るさをほぼ一定に保つことができる。また、ボリュームデータの輝度値の減算という簡単な処理により、ヒストグラムの輝度値の調整が可能である。

20

【0017】

請求項2に記載の超音波診断装置は、請求項1に記載の超音波診断装置において、前記一定値は、操作者によって指定された値であって、操作者による指示を入力する入力手段を介して前記減算手段に入力された値であることを特徴としている。

【0018】

請求項2に記載の超音波診断装置によれば、操作者が入力手段を介して減算手段に入力した値が、輝度値が変更されたボリュームデータの輝度値から減算される。

【0019】

これにより、レンダリング像の明るさを所望の明るさに設定することができる。

30

【0020】

請求項3に記載の超音波診断装置は、請求項1に記載の超音波診断装置において、前記一定値は、前記ヒストグラムの2値化閾値と前記オパシティカーブで設定されるリジェクションしきい値とを用いて自動的に算出される値であって、前記減算手段は、前記一定値を算出する算出手段を備えたことを特徴としている。

【0021】

請求項3に記載の超音波診断装置によれば、ヒストグラムの2値化閾値とオパシティカーブで設定されるリジェクションしきい値とを用いて自動的に算出される値が、輝度値が変更されたボリュームデータの輝度値から減算される。

40

【0022】

これにより、レンダリング像を作成するボリュームデータの輝度値を自動的に調整することができる。

【0023】

請求項4に記載の超音波診断装置は、請求項1、2又は3に記載の超音波診断装置において、前記Bモード画像表示手段は、前記レンダリング像表示手段と同一の表示手段に含まれることを特徴としている。

【0024】

請求項4に記載の超音波診断装置によれば、Bモード画像と、オパシティカーブに対して適切な位置に輝度値が調整されたボリュームデータを用いて構成されたレンダリング像

50

と、を同一の表示手段に表示させる。

【 0 0 2 5 】

これにより、Bモード画像の設定条件を変えることによりBモード画像の明るさが変化した場合においても、レンダリング像の明るさをほぼ一定に保つことができる。従って、操作者がBモード画像の輝度を変えた場合においてもレンダリング像の明るさは変わらないため、構成された画像を用いて診断を行う事が容易となる。

【 0 0 2 6 】

請求項5に記載のプログラムは、超音波探触子から送信される超音波信号が被検体で反射された反射エコー信号を受信することにより、被検体のボリュームデータを取得するステップと、前記ボリュームデータを構成するBモード画像の明るさの設定を含む設定条件に基づいて、前記ボリュームデータの輝度値を変更するステップと、前記輝度値変更手段で輝度値が変更されたボリュームデータに含まれるBモード画像を表示するステップと、前記輝度値が変更されたボリュームデータの輝度値から一定値を減算するステップと、前記減算手段で減算されたボリュームデータと、レンダリング演算に使用するオパシティカーブとを用いてレンダリング像を構成するステップと、前記レンダリング演算手段で構成されたレンダリング像を表示するステップと、を演算装置に実行させることを特徴としている。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 7 】

本発明によれば、三次元超音波画像を構成するボリュームレンダリングにおいて、Bモード画像の設定条件によらずにリジェクションとレンダリング像の明るさとを制御することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 8 】

以下、本発明を実施するための最良の形態を添付図面に基づいて説明する。

【 0 0 2 9 】

本実施の形態は、超音波診断装置で取得されたデータをレンダリング演算する場合において、設定されているオパシティカーブにあわせてボリュームデータのヒストグラムを移動させることによって適切なリジェクションを行うものである。

【 0 0 3 0 】

< 構成 >

図1は、本発明に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波を利用して被検体の診断部位についての二次元超音波画像や三次元超音波画像を構成して表示するものである。

【 0 0 3 1 】

超音波診断装置1は、主に、超音波探触子3と、超音波信号を送受信する超音波送受信部4と、超音波画像構成部5と、輝度値減算部6と、入力部7と、オパシティカーブテーブル8と、レンダリング演算部9と、表示部10と、二値化及び減算値推定部11と、減算器加算部12とで構成される。

【 0 0 3 2 】

超音波送受信部4は、超音波探触子3を介して被検体2に超音波を送信し、かつ送信された超音波が被検体内を伝播する過程で発生する反射エコーを超音波探触子3を介して受信するものである。

【 0 0 3 3 】

超音波画像構成部5は、超音波送受信部4で受信された受信信号に基づいてBモード画像を構成するものである。また、超音波画像構成部5は、構成されたBモード画像に基づいて三次元超音波画像用ボリュームデータを構成する。

【 0 0 3 4 】

輝度値減算部6は、超音波画像構成部5において構成されたボリュームデータから、入力部7によって入力された輝度値又は減算値加算部12で加算された輝度値を減算するも

10

20

30

40

50

のである。なお、減算値は正の値のみでなく負の値となる場合もある。

【 0 0 3 5 】

入力部 7 は、B モード画像の設定条件、輝度値、減算値、リジェクション値等の指示を入力するものであり、これらを連続的に変更することができる。

【 0 0 3 6 】

オパシティカーブテーブル 8 は、レンダリング演算に必要なオパシティカーブが格納されているものである。

【 0 0 3 7 】

レンダリング演算部 9 は、オパシティカーブテーブル 8 において格納されているオパシティカーブと、輝度値減算部 6 において指定された減算値を減算したボリュームデータとからレンダリング演算を行い、レンダリング像を構成するものである。

10

【 0 0 3 8 】

表示部 10 は、超音波画像構成部 5 で構成された B モード画像、レンダリング演算部 9 において構成されたレンダリング像等を表示するものである。

【 0 0 3 9 】

二値化及び減算値推定部 11 は、画像の二値化しきい値を演算し、この二値化しきい値とオパシティカーブのリジェクションしきい値との差（輝度差 d ）を減算値加算部 12 へ出力するものである。

【 0 0 4 0 】

減算値加算部 12 は、輝度差 d と入力部 7 の出力であるリジェクション値とを加算するものである。

20

【 0 0 4 1 】

< 作用 >

以下、上記のように構成された超音波診断装置 1 の作用について説明する。

【 0 0 4 2 】

まず、ボリュームデータの全ボクセルの輝度値についてのヒストグラムとオパシティカーブ及びリジェクションしきい値との関係について図 2、図 3 を用いて説明する。

【 0 0 4 3 】

図 2 に示すように、超音波送受信部 4 において取得されたボリュームデータから、輝度を横軸、頻度を縦軸とした場合のボリュームデータの全ボクセルの輝度値のヒストグラムが作成される。B モード画像が明るくなるように設定された場合には、ボリュームデータの全ボクセルの輝度値が一様に大きくなるため、図 3 に示すように、ゲイン設定値変更前のボリュームデータのヒストグラムに対して、形状が不変かつ全体が右に平行移動されたボリュームデータのヒストグラムが得られる。なお、B モード画像の設定条件（明るさ等）は、入力部 7 により操作者が任意に行うことができる。

30

【 0 0 4 4 】

オパシティカーブは輝度と不透明度との関係を示すものであり、図 2 に示すように、オパシティカーブの不透明度を 0 とする輝度値がリジェクションしきい値となる。このリジェクションしきい値以下の輝度値（図 2 斜線部）は最終的なレンダリング像に寄与しない。

40

【 0 0 4 5 】

次に、リジェクション処理の方法について説明する。

【 0 0 4 6 】

B モード画像において所望の画像を得るために、入力部 7 を介して操作者により設定条件が入力される。入力された設定条件は画像構成部 5 に入力され、それに基づいて画像構成部 5 において所望の B モード画像が作成される。

【 0 0 4 7 】

B モード画像の設定条件は、B モード画像で目的の部位が見やすいような条件に設定される。その結果、B モード画像を基にして作成されるボリュームデータとオパシティカーブとの関係が適切でない、すなわち適切なリジェクションが行えない場合がある。そのた

50

め、適切なリジェクションが行えるように、オパシティカーブに合わせてレンダリング処理を行うボリュームデータを平行移動させる必要がある。

【 0 0 4 8 】

図 4 (a) に示すように、設定条件が変更された結果、あらかじめ設定されているオパシティカーブに対してボリュームデータのヒストグラムが高輝度寄りとなっている場合には、操作者により指定された減算値が入力部 7 により輝度値減算部 6 に入力され、それに基づいて輝度値減算部 6 においてボリュームデータの全ボクセルの輝度値から減算値が減算される。

【 0 0 4 9 】

また、設定条件が変更された結果、あらかじめ設定されているオパシティカーブに対してボリュームデータのヒストグラムが低輝度寄りとなっている場合には、操作者により指定された負の減算値が入力部 7 により輝度値減算部 6 に入力され、それに基づいて輝度値減算部 6 においてボリュームデータの全ボクセルの輝度値から負の減算値が減算される、すなわち、負の減算値と同じ大きさの正の値がボリュームデータの全ボクセルの輝度値に加算される。

【 0 0 5 0 】

なお、この減算値は、入力部 7 にエンコーダーノブ等の無段階で調整可能なものを使用することにより、連続的な設定、すなわち 2 5 6 段階での設定が可能である。

【 0 0 5 1 】

これにより、図 4 (b) に示すように、あらかじめ設定されているオパシティカーブに対してボリュームデータのヒストグラムが高輝度寄りとなっている場合には、ボリュームデータのヒストグラムが指定された分だけ低輝度寄りに平行移動され、あらかじめ設定されているオパシティカーブに対してボリュームデータのヒストグラムが低輝度寄りとなっている場合には、ボリュームデータのヒストグラムが指定された分だけ高輝度寄りに平行移動される。その結果、オパシティカーブによって設定されたリジェクションしきい値が適切となるような位置にレンダリング処理を行うボリュームデータのヒストグラムが調整され、適切なリジェクションを行うことができる。

【 0 0 5 2 】

また、設定されているオパシティカーブが 1 個のみであることにより、所望のリジェクション効果を得るためには、設定条件に関わらず、レンダリング処理が行われるボリュームデータのヒストグラムが同じ位置に調整される。そのため、最終的なレンダリング像の明るさはほとんど変化しない。

【 0 0 5 3 】

ボリュームデータのヒストグラムが調整された後で、リジェクションが行われたボリュームデータを用いて、レンダリング演算部 9 でレンダリング像が構成され、レンダリング像が表示部 1 0 に表示される。表示方法としては、レンダリング像のみを表示する方法、画像構成部 5 で構成された B モード画像とレンダリング像とを並べて表示する方法等が考えられる。操作者が B モード画像の輝度を変えることにより様々な部位を観察した場合においてもレンダリング像の明るさは変わらないため、B モード画像とレンダリング像とを並べて表示する場合に使い勝手をより良くすることができ、また構成された画像を用いての画像診断を行いやすくすることができる。

【 0 0 5 4 】

本実施の形態によれば、ボリュームデータの輝度値を減算することにより、ヒストグラムの輝度値の調整を容易に行うことができる。また、ボリュームデータの輝度値の減算を連続的に行うことにより、より精密にリジェクション処理及びレンダリング像の明るさの調整が可能となる。また、ボリュームデータの輝度値の減算は簡単な処理であるため、少ない処理量で従来と同様の効果を得ることができる、言い換えれば、従来とほぼ同等の処理量で 2 5 6 段階のリジェクション処理が行える等の優れた効果を得ることができる。

【 0 0 5 5 】

また、本実施の形態によれば、用いられるオパシティカーブが 1 個であり、そのオパシ

10

20

30

40

50

ティカーブに対して適切な位置にヒストグラムの輝度値が調整されることにより、最終的なレンダリング像の明るさが大きく変化することがない、すなわち最終的なレンダリング像の明るさをほぼ一定に保つことができる。なお、この効果は、Bモード画像とレンダリング像とを並べて表示する場合により明確となる。つまり、操作者がBモード画像の明るさを変えた場合においてもレンダリング像の明るさはほとんど変わらない。これにより、構成された画像を用いて診断を行う事がより容易となる。

【0056】

また、本実施の形態によれば、所望のリジェクション効果を得るためにボリュームデータのヒストグラムを調整するため、ゲイン設定値に応じて細やかにリジェクションを設定するためには多数のオパシティカーブを必要とし、あらかじめ設定されているリジェクションしきい値のみでしかリジェクションが行えない従来の方法と比較して、より精密にリジェクションを行うことができる。

10

【0057】

なお、本実施の形態では、Bモード画像の明るさ等の設定条件が変更された後のボリュームデータの輝度値から減算される減算値を操作者が設定することにより、レンダリング像の明るさを所望の明るさに設定しているが、Bモード画像の明るさ等の設定条件が変更された後のボリュームデータの輝度値とオパシティカーブとを用いて自動的に減算値を算出することにより、レンダリング像の明るさを所望の明るさにしてもよい。なお、この自動リジェクション処理は、例えば以下の方法で行うことができる。

【0058】

20

2値化及び減算値推定部11は、図5(a)に示すように、画像の2値化しきい値を演算し、この2値化しきい値とオパシティカーブのリジェクションしきい値との差(輝度差d)を減算値加算部12を介して輝度値減算部5へ出力する。なお、2値化を行う方法としては、既に公知のさまざまな方法を用いることができる。

【0059】

輝度値減算部5において、各ボクセルの輝度値から輝度差dを減算することにより、図5(b)のように、あらかじめ設定されているオパシティカーブに対してボリュームデータのヒストグラムが高輝度寄りとなっている場合には、ボリュームデータのヒストグラムが輝度差dだけ低輝度寄りに平行移動される。また、あらかじめ設定されているオパシティカーブに対してボリュームデータのヒストグラムが低輝度寄りとなっている場合には、ボリュームデータのヒストグラムが輝度差dだけ高輝度寄りに平行移動される。

30

【0060】

これにより、オパシティカーブによって設定されたりジェクションしきい値が適切となるような位置にボリュームデータのヒストグラムが調整され、自動的に適切なリジェクションを行うことができ、かつレンダリング像の明るさをほぼ一定にすることができる。

【0061】

なお、輝度値dをボリュームデータのヒストグラムに減算することで自動リジェクションを行った場合において、操作者が意図した最適なりジェクションが行われない場合も想定される。この場合には、操作者が入力部7により手動で調整を行うことにより、減算値加算部12において輝度値dと入力部7の出力であるリジェクション値とが加算され、その加算された結果が輝度値減算部5においてボリュームデータから減算される。

40

【0062】

これにより、自動リジェクションが最適なりジェクションでない場合においても、手動によりリジェクション値の微調整が可能となる。例えば、自動リジェクションがいわゆるナビゲーション機能を果たすことにより、全てのリジェクション処理を手動で行なう場合と比べて、はるかに少ない調整で最適なりジェクション処理を行うことができる。従って、超音波診断装置1の操作性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】本発明が適用された超音波診断装置1の全体構成を示す概略図である。

50

【図 2】上記超音波診断装置 1 のオパシティカーブとボリュームデータのヒストグラムの関係を示す説明図である。

【図 3】上記超音波診断装置 1 のゲイン設定値とボリュームデータのヒストグラムの関係を示す説明図である。

【図 4】上記超音波診断装置 1 の輝度値を減算することでリジェクションを行う方法を説明する説明図である。

【図 5】上記超音波診断装置 1 の自動的にリジェクションを行う方法を説明する説明図である。

【図 6】ゲイン設定値に応じたオパシティカーブを設定する方法及びレンダリング方法について説明する説明図である。

【図 7】従来のリジェクション方法を説明する説明図である。

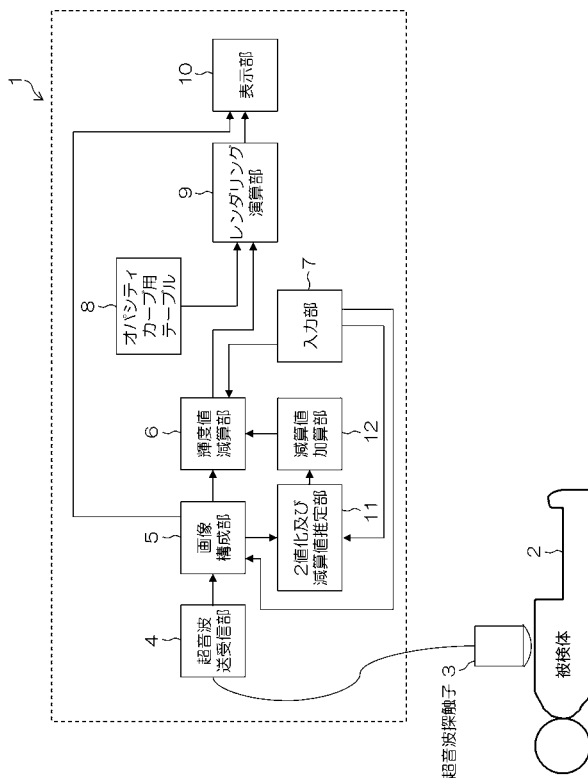
【符号の説明】

【 0 0 6 4 】

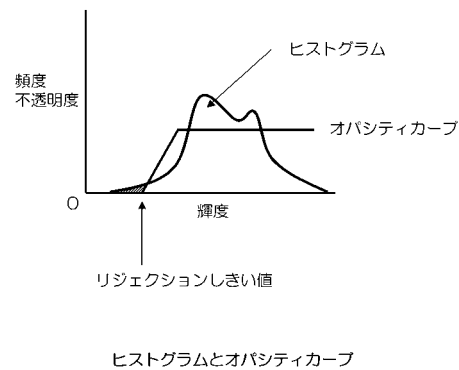
1：超音波診断装置、2：被検体、3：超音波探触子、4：超音波送受信部、5：超音波画像構成部、6：輝度値減算部、7：入力部、8：オパシティカーブ用テーブル、9：レンダリング演算部、10：モニター、11：二値化及び減算値推定部、12：減算器加算部

10

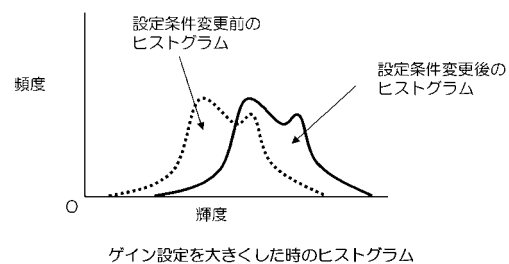
【図 1】



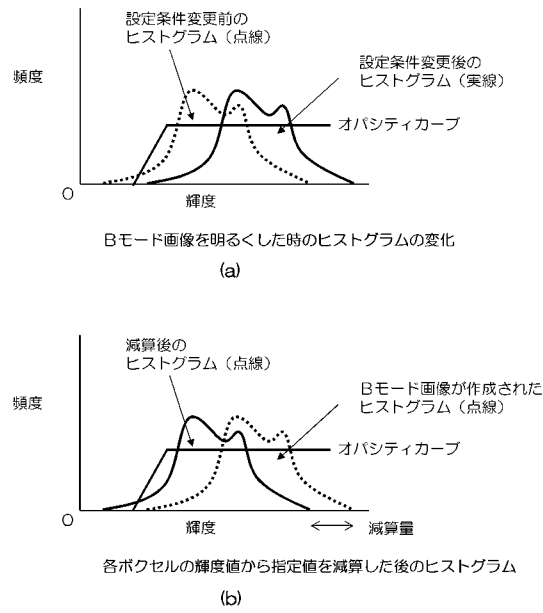
【図 2】



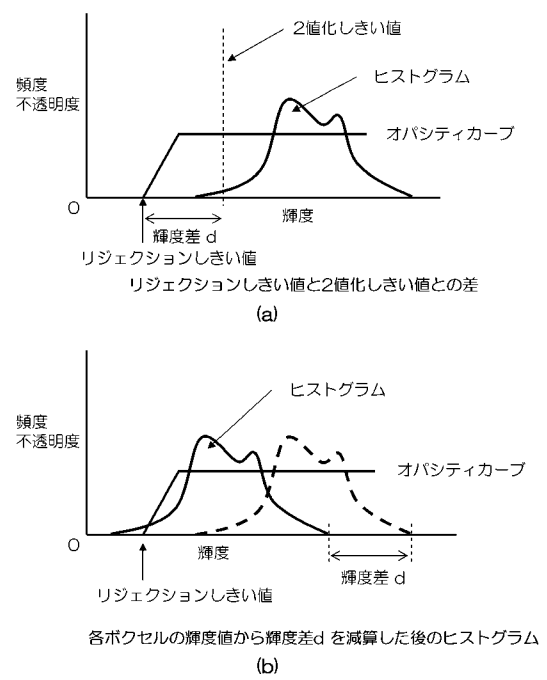
【図 3】



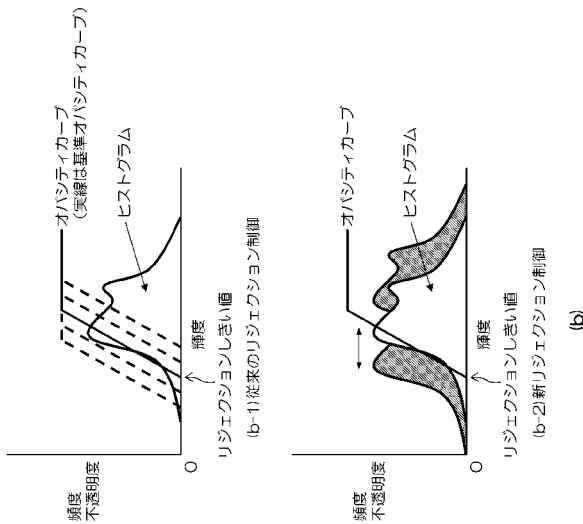
【図 4】



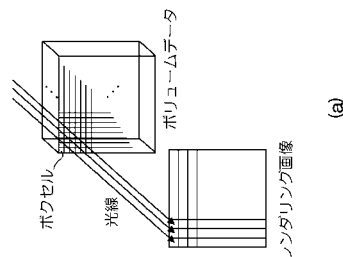
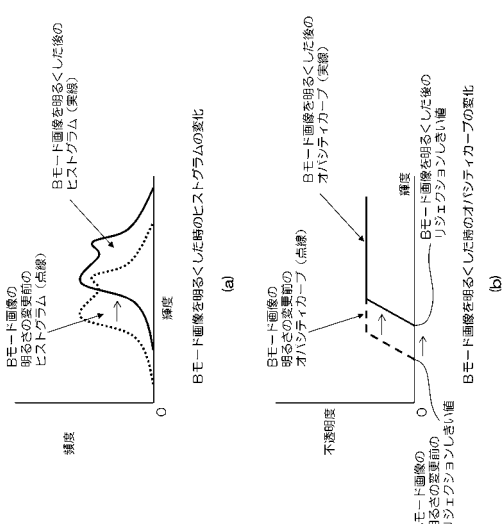
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 7 - 3 0 3 6 4 7 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 4 3 3 0 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 3 1 0 6 0 7 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 0 7 7 7 (J P , A)

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

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP4859648B2	公开(公告)日	2012-01-25
申请号	JP2006333411	申请日	2006-12-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	大滝元		
发明人	大滝 元		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/JC26 4C601/KK07 4C601/KK22 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA25 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CE11 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC23 5B057/DC36 5L096/AA09 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/CA22 5L096/DA01 5L096/FA37 5L096/GA51 5L096/GA53		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2008142327A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在配置三维超声图像的体绘制中，无论B模式图像的设置条件如何，都可以控制渲染图像的拒绝和亮度。 解决方案：通过接收反射回波信号来获取对象的体数据，其中从超声探头发射的超声信号被对象反射，并且获得构成体数据的B模式图像。基于设置条件执行亮度调整，并显示B模式图像。将对象的体数据调整到相对于不透明度曲线的适当位置，并且显示使用调整后的体数据和不透明度曲线配置的渲染图像。[选图]图4

【 图 1 】

