

(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2014-188028  
(P2014-188028A)

(43) 公開日 平成26年10月6日(2014.10.6)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2013-63662(P2013-63662)  
(22) 出願日 平成25年3月26日(2013.3.26)

(71) 出願人 390029791  
日立アロカメディカル株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
(74) 代理人 110001210  
特許業務法人YK1国際特許事務所  
(72) 発明者 中野 篤  
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  
(72) 発明者 塩川 淳一  
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  
(72) 発明者 小林 由幸  
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 KK04 KK05 KK06

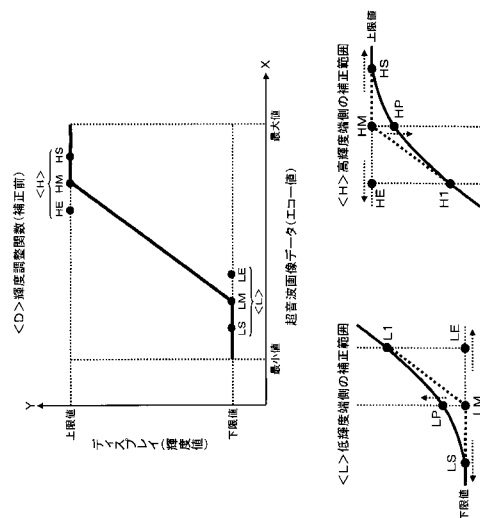
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 超音波画像データに対する適切な輝度調整を提供する。

【解決手段】 表示処理部は、高輝度端側の補正範囲Hと低輝度側の補正範囲Lの少なくとも一方において、一次関数に基づいた輝度調整関数を二次関数で補正する。表示処理部は、始点LSと、中間点LMにおける関数値LPと、終点LEにおける一次関数の関数値L1を通る二次関数を決定し、その二次関数を補正範囲Lにおける輝度調整関数とする。これにより下限値に固定された状態が解消されて「黒抜け」が抑制される。また表示処理部は、始点HSと、中間点HMにおける関数値HPと、終点HEにおける一次関数の関数値H1を通る二次関数を決定し、その二次関数を補正範囲Hにおける輝度調整関数とする。これにより上限値に飽和した状態が解消されて「白抜け」が抑制される。

【選択図】 図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波を送受するプローブと、  
プローブを制御してエコー信号を得る送受信部と、  
エコー信号に基づいて超音波画像データを形成する画像形成部と、  
超音波画像データを表示処理する表示処理部と、  
を有し、

前記表示処理部は、超音波画像データを輝度調整する機能を備え、一次関数に基づいた輝度調整関数を高輝度端側と低輝度端側の少なくとも一方の補正範囲において二次以上の高次関数で補正し、補正後の輝度調整関数を用いて超音波画像データを輝度調整する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記表示処理部は、ゲインの設定値とコントラストの設置値に基づいて前記一次関数を設定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記表示処理部は、ゲインの設定値に基づいて前記一次関数の切片を決定し、コントラストの設置値に基づいて前記一次関数の傾きを決定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

**【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、

前記表示処理部は、補正範囲の始点の位置と、補正範囲の終点の位置と、始点と終点の中間点における輝度調整関数の関数値と、に基づいて、当該補正範囲における前記高次関数として二次関数を決定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記輝度調整を含む表示処理を施された表示画像を表示する表示部と、  
当該表示画像を確認したユーザから、前記始点の位置と、前記終点の位置と、前記中間点における輝度調整関数の関数値と、を設定する操作を受け付ける操作デバイスと、

をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

**【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、超音波画像データの輝度調整に関する。

**【背景技術】****【0002】**

40

超音波診断装置において、超音波画像データから表示画像を形成する際に、超音波画像データに対して輝度調整を行うことが知られている。例えば、特許文献 1 には、超音波画像データに対して、ゲイン（利得）やコントラスト（ダイナミックレンジ）を調整する技術が記載されている。ゲインやコントラスト等の輝度調整は、例えば、診断に適した表示画像となるように、必要に応じてユーザ操作を伴って行われる。

**【0003】**

ところが、表示画像を表示するディスプレイには、そのディスプレイにより表示することができる輝度の上限値と下限値がある。そのため、例えば超音波画像データに対する輝度調整により、ディスプレイで表示できる輝度の上限値を上回る輝度調整が行われると、上限値以上の高輝度部分が全て上限値で飽和してしまい、その高輝度部分に対応した画像

50

領域が「白抜け」した状態でディスプレイに表示されてしまう。一方、ディスプレイで表示できる輝度の下限値を下回る輝度調整が行われると、下限値以下の低輝度部分が全て下限値に固定されてしまい、その低輝度部分に対応した画像領域が「黒抜け」した状態でディスプレイに表示されてしまう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2004-136110号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0005】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、例えば診断に適した表示画像となるように輝度調整を行いつつ「白抜け」や「黒抜け」を生じない適切な輝度調整について研究開発を重ねてきた。

【0006】

本願に係る発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、超音波画像データに対する適切な輝度調整を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブを制御してエコー信号を得る送受信部と、エコー信号に基づいて超音波画像データを形成する画像形成部と、超音波画像データを表示処理する表示処理部と、を有し、前記表示処理部は、超音波画像データを輝度調整する機能を備え、一次関数に基づいた輝度調整関数を高輝度端側と低輝度端側の少なくとも一方の補正範囲において二次以上の高次関数で補正し、補正後の輝度調整関数を用いて超音波画像データを輝度調整することを特徴とする。

20

【0008】

上記構成において、輝度調整関数は、超音波画像データの輝度調整において利用される関数であり、例えば、超音波画像データを構成する各画素の画素値（例えばエコー値）から、その画素を表示する際の輝度値を得る関数である。輝度調整関数の基礎となる一次関数は、診断に適した表示画像となるように設定されることが望ましい。例えば、診断に適した表示画像となるように、ゲインやコントラスト等の調整が行われ、その調整結果に応じて一次関数が設定される。輝度調整関数の補正は、一次関数による輝度調整を尊重しつつ、一次関数のみでは調整が難しい高輝度端側と低輝度端側の少なくとも一方において行われることが望ましい。例えば、高輝度端側における「白抜け」や低輝度端側における「黒抜け」を抑制できるように、補正に利用される高次関数が設定される。なお、補正後の輝度調整関数における一次関数の寄与率（一次関数とみなせる部分の割合）や補正の寄与率（補正されたとみなせる部分の割合）を調整できるようにしてもよい。

30

【0009】

上記構成により、超音波画像データに対する適切な輝度調整が実現される。例えば、輝度調整関数の基礎となる一次関数を適宜に設定することにより、診断に適した表示画像となるように輝度調整が行われ、高次関数による補正により「白抜け」や「黒抜け」が抑制される。

40

【0010】

望ましい具体例において、前記表示処理部は、ゲインの設定値とコントラストの設置値に基づいて前記一次関数を設定する、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記表示処理部は、ゲインの設定値に基づいて前記一次関数の切片を決定し、コントラストの設置値に基づいて前記一次関数の傾きを決定する、ことを特徴とする。

【0012】

50

望ましい具体例において、前記表示処理部は、補正範囲の始点の位置と、補正範囲の終点の位置と、始点と終点の中間点における輝度調整関数の関数値と、に基づいて、当該補正範囲における前記高次関数として二次関数を決定する、ことを特徴とする。

【0013】

望ましい具体例において、前記輝度調整を含む表示処理を施された表示画像を表示する表示部と、当該表示画像を確認したユーザから、前記始点の位置と、前記終点の位置と、前記中間点における輝度調整関数の関数値と、を設定する操作を受け付ける操作デバイスと、をさらに有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明により、超音波画像データに対する適切な輝度調整が実現される。例えば、本発明の好適な態様によれば、輝度調整関数の基礎となる一次関数を適宜に設定することにより、診断に適した表示画像となるように輝度調整が行われ、高次関数による補正により「白抜け」や「黒抜け」が抑制される。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【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を示す図である。

【図2】輝度調整に利用される輝度調整関数を説明するための図である。

【図3】高輝度低輝度補正を説明するための図である。

【図4】補正後の輝度調整関数を示す図である。

【図5】表示処理部30における輝度調整を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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を示す機能ブロック図である。プローブ10は、超音波を送受する複数の振動素子を備えている。図1の超音波診断装置においては、例えば、コンベックス走査型やセクタ走査型やリニア走査型、二次元画像（断層画像）用や三次元画像用等の各種のプローブ10を診断用途に応じて利用することができる。

【0017】

送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子を送信制御して送信ビームを形成し、診断の対象となる組織等を含む診断領域内で送信ビームを走査する。つまり、送受信部12は、送信ビームフォーマの機能を備えている。

【0018】

また、送受信部12は、複数の振動素子から得られる複数の受信信号を整相加算処理するなどして受信ビームを形成し、受信ビームに沿って診断領域内から受信ビーム信号（エコー信号）を収集する。つまり、送受信部12は、受信ビームフォーマの機能も備えている。送受信部12において得られた受信ビーム信号は、画像形成部20に出力される。

【0019】

画像形成部20は、受信ビーム信号に基づいて、診断領域の超音波画像に関する画像データ（超音波画像データ）を形成する。画像形成部20は、例えば、診断の対象となる組織等の断層画像データ（Bモード画像データ）を形成する。なお、診断の用途などに応じて、画像形成部20が三次元画像やドプラ画像等の超音波画像データを形成してもよい。

【0020】

画像形成部20において形成される超音波画像データは、複数の画素に対応した複数のエコー値で構成されている。

【0021】

表示処理部30は、超音波画像データに対して表示処理を施して表示画像（データ）を形成する。表示処理部30は、例えば、ゲイン設定、コントラスト設定、高輝度低輝度補正、ガンマ変換等の輝度調整に係る機能を備えている。また、表示処理部30は、輝度調整前の超音波画像データを、超音波ビーム用の走査座標系から表示用の表示座標系へ変換

10

20

30

40

50

するデジタルスキャンコンバータ機能や、輝度調整後の超音波画像データに文字や図形などのグラフィックデータを重畳するグラフィック機能などを備えている。表示処理部 30 において形成された表示画像は、ディスプレイ 40 に表示される。

【0022】

制御部 50 は、図 1 の超音波診断装置内を集中的に制御する。操作デバイス 52 は、ユーザから操作を受け付けるデバイスであり、ユーザから受け付けた指示は、制御部 50 へ送られて図 1 の超音波診断装置内の制御に反映される。

【0023】

なお、送受信部 12 と画像形成部 20 と表示処理部 30 は、それぞれ、例えばプロセッサや電子回路等のハードウェアを利用して実現することができ、また、制御部 50 は、例えば、演算機能を備えたハードウェアとその動作を規定するソフトウェア（プログラム）によって構成される。

10

【0024】

図 1 の超音波診断装置の概要は以上のとおりである。そこで、図 1 に示した符号を参照しつつ、表示処理部 30 における輝度調整について以下に詳述する。

【0025】

図 2 は、輝度調整に利用される輝度調整関数を説明するための図である。輝度調整関数は、超音波画像データを構成する各画素の画素値（エコー値）から、その画素を表示する際の輝度値を得る関数である。

【0026】

< A > は、初期状態の輝度調整関数を示している。< A > の X 軸（横軸）は、超音波画像データを構成する各画素のエコー値の大きさを示している。エコー値は、所定ビット（例えば 16 ビット）のデジタルデータであり、その大きさは、最小値（例えば 0）から所定ビット（例えば 16 ビット）で表現可能な最大値までの範囲となる。< A > の Y 軸（縦軸）は、ディスプレイ 40 が表示できる輝度値の大きさを示している。ディスプレイ 40 が表示できる輝度値は、そのディスプレイ 40 の性能に応じた下限値から上限値までの範囲となる。

20

【0027】

< A > に示す初期状態において、輝度調整関数は、 $Y = aX + b$  で表現される一次関数であり、エコー値の最小値が輝度値の下限値に対応し、エコー値の最大値が輝度値の上限値に対応している。したがって、< A > に示す初期状態の輝度調整関数であれば、エコー値の最小値から最大値までの全範囲が、輝度値の下限値から上限値の全範囲に線形的に対応しており、ディスプレイ 40 が表示できる輝度値を最大限に利用しつつ、「白抜け」や「黒抜け」も発生させない。

30

【0028】

これに対し、< B > は、コントラスト設定を施された輝度調整関数を示している。コントラスト設定においては、 $Y = aX + b$  の一次関数である輝度調整関数の傾き  $a$  が調整される。例えば、操作デバイス 52 を利用してユーザがコントラストを調整し、その調整により得られるコントラスト設定値に応じて傾き  $a$  の値が設定される。例えば、傾き  $a$  が調整された輝度調整関数による輝度調整後の表示画像がディスプレイ 40 に表示され、ユーザは、ディスプレイ 40 に表示される表示画像を確認しながら、所望の表示画像となるようにコントラストを調整する。

40

【0029】

また、< C > は、ゲイン設定を施された輝度調整関数を示している。ゲイン設定においては、 $Y = aX + b$  の一次関数である輝度調整関数の切片  $b$  が調整される。例えば、操作デバイス 52 を利用してユーザがゲインを調整し、その調整により得られるゲイン設定値に応じて切片  $b$  の値が設定される。例えば、切片  $b$  が調整された輝度調整関数による輝度調整後の表示画像がディスプレイ 40 に表示され、ユーザは、ディスプレイ 40 に表示される表示画像を確認しながら、所望の表示画像となるようにゲインを調整する。

【0030】

50

そして、 $\langle D \rangle$  は、コントラスト設定とゲイン設定を施された輝度調整関数を示している。つまり、 $\langle D \rangle$  においては、 $Y = aX + b$  の一次関数である輝度調整関数の傾き  $a$  と切片  $b$  が調整されている。ところが、コントラスト設定やゲイン設定により、一次関数である輝度調整関数が調整された結果、ディスプレイ 40 で表示できる輝度の上限値を上回る輝度調整が行われると、上限値以上の高輝度部分  $W$  が全て上限値で飽和してしまい、ディスプレイ 40 で表示できる輝度の下限値を下回る輝度調整が行われると、下限値以下の低輝度部分  $B$  が全て下限値に固定されてしまう。

#### 【0031】

上限値で飽和している高輝度部分  $W$  に対応した画像領域は「白抜け」した状態でディスプレイ 40 に表示されてしまう。一方、下限値に固定されている低輝度部分  $B$  に対応した画像領域は「黒抜け」した状態でディスプレイに表示されてしまう。表示処理部 30 は、コントラスト設定やゲイン設定により生じる「白抜け」や「黒抜け」を抑制する機能として、高輝度低輝度補正の機能を備えている。

10

#### 【0032】

図 3 は、高輝度低輝度補正を説明するための図である。 $\langle D \rangle$  は、高輝度低輝度補正が行われる前の輝度調整関数を示している。 $\langle D \rangle$  に示す輝度調整関数は、コントラスト設定とゲイン設定を施された、図 2  $\langle D \rangle$  と同じ一次関数である。

#### 【0033】

表示処理部 30 は、コントラスト設定とゲイン設定を施された  $\langle D \rangle$  に示す輝度調整関数について、高輝度端側（エコー値の最大値側）の補正範囲  $H$  と、低輝度側（エコー値の最小値側）の補正範囲  $L$  の少なくとも一方において、一次関数に基づいた輝度調整関数を二次以上の高次関数で補正する。

20

#### 【0034】

$\langle L \rangle$  は、低輝度端側の補正範囲  $L$  における補正を説明するための図である。 $\langle L \rangle$  には、 $\langle D \rangle$  の補正範囲  $L$  における輝度調整関数の拡大図が示されている。表示処理部 30 は、補正範囲  $L$  の始点  $LS$  の位置と、補正範囲  $L$  の終点の位置  $LE$  と、始点と終点の間点  $LM$  における輝度調整関数の関数値  $LP$  に基づいて、補正範囲  $L$  における高次関数として二次関数を決定する。

#### 【0035】

表示処理部 30 は、例えば、始点  $LS$ （輝度値の下限値）と、中間点  $LM$  における関数値  $LP$  と、終点  $LE$  における一次関数の関数値  $L1$  を通る二次関数を決定し、その二次関数を補正範囲  $L$  における輝度調整関数とする。これにより、 $\langle L \rangle$  に示すように、下限値に固定されていた低輝度部分（太破線）が、二次関数（実線）となり、下限値に固定された状態が解消され、「黒抜け」が抑制される。

30

#### 【0036】

始点  $LS$  の位置と終点の位置  $LE$  と中間点  $LM$  における関数値  $LP$  は、予め設定された値としてもよいが、ユーザが調整できる構成が望ましい。例えば補正された輝度調整関数による輝度調整後の表示画像がディスプレイ 40 に表示され、ユーザは、ディスプレイ 40 に表示される表示画像を確認しながら、操作デバイス 52 を利用して、所望の表示画像となるように始点  $LS$  の位置と終点の位置  $LE$  と中間点  $LM$  における関数値  $LP$  の少なくとも 1 つを調整する。

40

#### 【0037】

なお、中間点  $LM$  は、始点  $LS$  の位置と終点の位置  $LE$  の中心位置に設定されてもよいし、始点  $LS$  の位置と終点の位置  $LE$  の間において、ユーザが任意に中間点  $LM$  の位置を調整できるようにしてもよい。また、始点  $LS$  の位置と終点の位置  $LE$  の間において、複数の中間点と各中間点における関数値が設定され、複数の中間点に対応した複数の関数値を通る高次関数により補正が行われてもよい。

#### 【0038】

$\langle H \rangle$  は、高輝度端側の補正範囲  $H$  における補正を説明するための図である。 $\langle H \rangle$  には、 $\langle D \rangle$  の補正範囲  $H$  における輝度調整関数の拡大図が示されている。表示処理部 30

50

は、補正範囲Hの始点HSの位置と、補正範囲Hの終点の位置HEと、始点と終点の間  
点HMにおける輝度調整関数の関数値HPに基づいて、補正範囲Hにおける高次関数とし  
て二次関数を決定する。

【0039】

表示処理部30は、例えば、始点HS（輝度値の上限値）と、中間点HMにおける関数  
値HPと、終点HEにおける一次関数の関数値H1を通る二次関数を決定し、その二次関  
数を補正範囲Hにおける輝度調整関数とする。これにより、<H>に示すように、上限値  
で飽和していた高輝度部分（太破線）が、二次関数（実線）となり、上限値に飽和した状  
態が解消され、「白抜け」が抑制される。

【0040】

始点HSの位置と終点の位置HEと中間点HMにおける関数値HPは、予め設定された  
値としてもよいが、ユーザが調整できる構成が望ましい。例えば補正された輝度調整関数  
による輝度調整後の表示画像がディスプレイ40に表示され、ユーザは、ディスプレイ4  
0に表示される表示画像を確認しながら、操作デバイス52を利用して、所望の表示画像  
となるように始点HSの位置と終点の位置HEと中間点HMにおける関数値HPの少なく  
とも1つを調整する。

【0041】

なお、中間点HMは、始点HSの位置と終点の位置HEの中心位置に設定されてもよい  
し、始点HSの位置と終点の位置HEの間において、ユーザが任意に中間点HMの位置を  
調整できるようにしてもよい。また、始点HSの位置と終点の位置HEの間において、複  
数の中間点と各中間点における関数値が設定され、複数の中間点に対応した複数の関数値  
を通る高次関数により補正が行われてもよい。

【0042】

図4は、補正後の輝度調整関数を示す図である。図3を利用して説明した補正処理によ  
り得られる補正後の輝度調整関数の具体例が図4に図示されている。図4に示す補正後の  
輝度調整関数では、高輝度部分Wにおける上限値に飽和した状態と、低輝度部分Bにおけ  
る下限値に固定された状態が解消されている。なお、始点LSの位置と始点HSの位置（  
図3）に応じて、局所的に上限値に飽和した部分や局所的に下限値に固定された部分が残  
るような補正が行われてもよい。

【0043】

図5は、表示処理部30における輝度調整を説明するためのフローチャートである。表  
示処理部30は、画像形成部20から超音波画像データを取得し（S501）、操作デバ  
イス52を介してユーザからゲイン設定とコントラスト設定の操作を受け付けると（S5  
02）、輝度調整関数のベースとなる一次関数を設定する（S503、図2参照）。

【0044】

表示処理部30は、ゲイン設定値とコントラスト設定値に応じて決定した一次関数につ  
いて、補正が必要か否かを判断する（S504）。表示処理部30は、例えば、上限値で  
飽和している高輝度部分Wと下限値に固定されている低輝度部分B（図2<D>参照）が  
あるか否かを確認する。高輝度部分Wが無く且つ低輝度部分Bも無ければ、補正は必要な  
いと判断され、S504からS507に処理が進められる。

【0045】

高輝度部分Wと低輝度部分Bの少なくとも一方が有れば、S504からS505に処理  
が進められ、補正範囲の始点（LS，HS）と、補正範囲の終点（LE，HE）と、中間  
点の関数値（LP，HP）が設定され（S505、図3参照）、一次関数に基づいた輝度  
調整関数が二次関数により補正される（S506）。なお、S504において高輝度部分  
Wと低輝度部分Bのうち的一方のみが確認された場合には、例えば、その一方に対応した  
補正範囲のみに補正が行われてもよい。

【0046】

さらに、表示処理部30は、ゲイン設定とコントラスト設定を施された超音波画像デー  
タに対して、例えばガンマ変換等の処理を行い（S507）、輝度調整を終了する。

10

20

30

40

50

【0047】

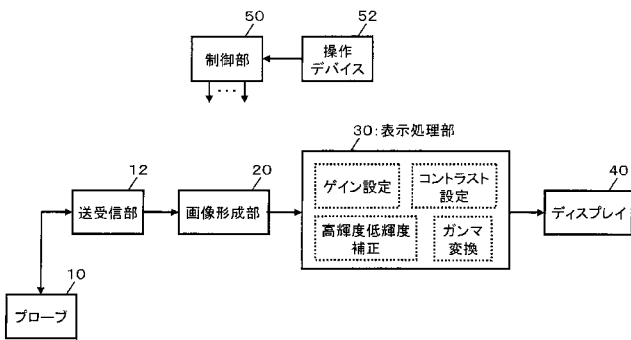
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

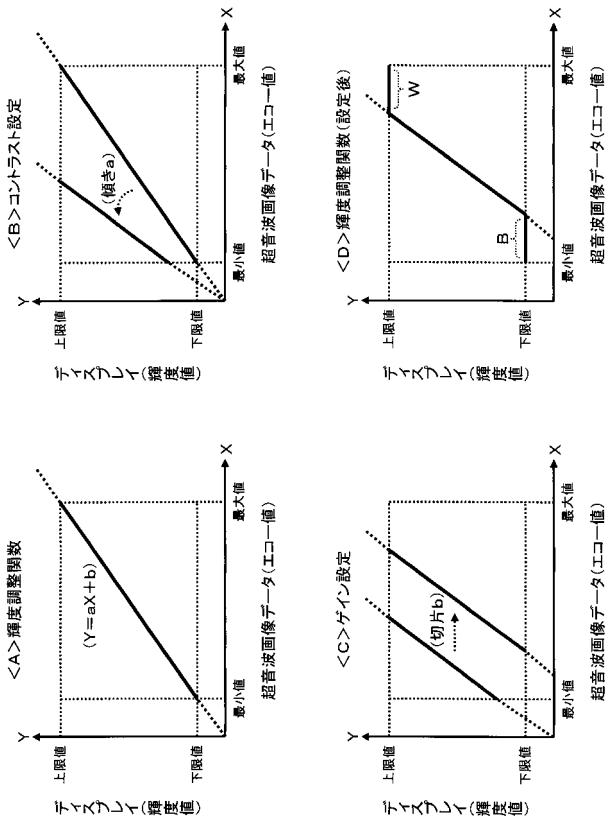
【0048】

10 プローブ、12 送受信部、20 画像形成部、30 表示処理部、40 ディスプレイ、50 制御部、52 操作デバイス。

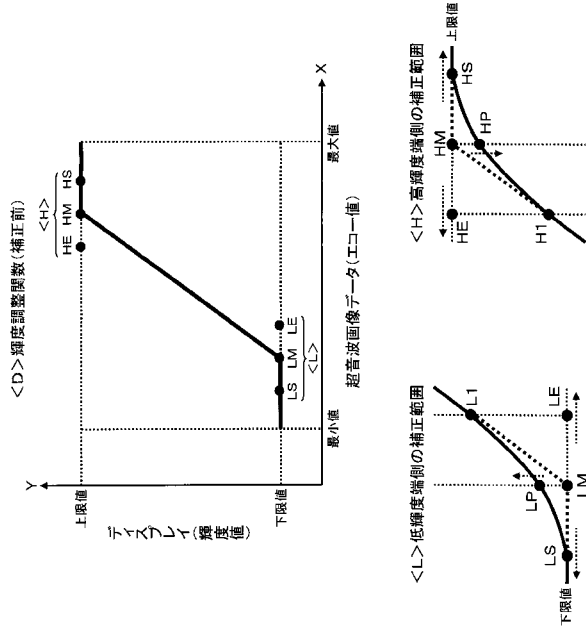
【図1】



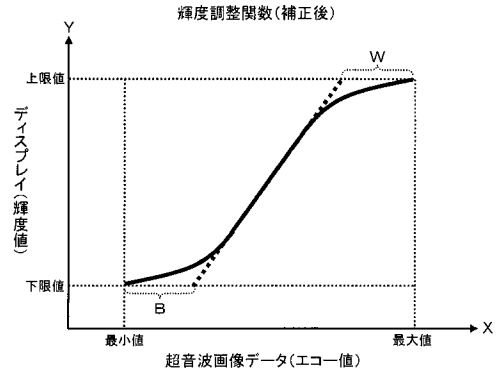
【図2】



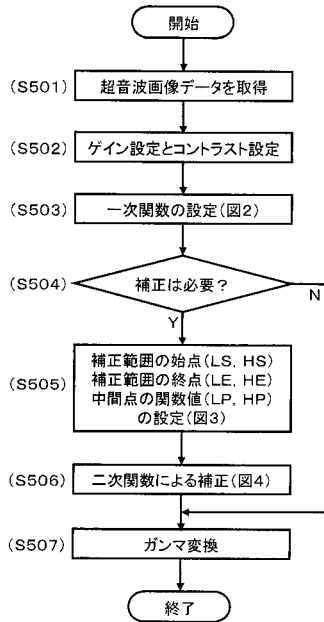
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2014188028A</a>	公开(公告)日	2014-10-06
申请号	JP2013063662	申请日	2013-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	中野篤 塩川淳一 小林由幸		
发明人	中野 篤 塩川 淳一 小林 由幸		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/KK04 4C601/KK05 4C601/KK06		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供适合于超声图像数据的亮度调节。解决方案：显示处理部分至少在高亮度端侧的校正范围H或至少在校正范围H的基础上，通过二次函数基于一次函数校正亮度调节功能。低亮度侧的校正范围L。显示处理部确定起点LS，在中间点LM处的功能值LP和在端点LE处经过主要功能的功能值L1的二次函数，并且将二次函数用作亮度调整函数。因此，取消了固定为下限值的状态，并且抑制了“黑点缺陷”。此外，显示处理部确定起点HS，在中间点HM处的功能值HP，以及在端点HE处经历主要功能的功能值H1的二次函数，并将二次函数作为亮度。因此，消除了上限值饱和的状态，并抑制了“白点缺陷”。

