

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6169361号
(P6169361)

(45) 発行日 平成29年7月26日(2017.7.26)

(24) 登録日 平成29年7月7日(2017.7.7)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00 Z DM

請求項の数 4 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-14108 (P2013-14108)
(22) 出願日 平成25年1月29日(2013.1.29)
(65) 公開番号 特開2014-144113 (P2014-144113A)
(43) 公開日 平成26年8月14日(2014.8.14)
審査請求日 平成28年1月13日(2016.1.13)

(73) 特許権者 000112602
フクダ電子株式会社
東京都文京区本郷3-39-4
(74) 代理人 100094330
弁理士 山田 正紀
(74) 代理人 100079175
弁理士 小杉 佳男
(74) 代理人 100109689
弁理士 三上 結
(72) 発明者 白井 岳士
東京都文京区本郷3丁目39番4号 フク
ダ電子株式会社内

審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および輝度補正方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体表面に当てがった超音波探触子から該被検体内に超音波を送信し該被検体内で反射して戻ってきた超音波を該超音波探触子で受信して受信信号を得、該受信信号に基づいて該被検体内の断層像を表示画面上に表示する超音波診断装置において、

補正モードで得られた前記受信信号由来の信号に基づいて、前記被検体内の、前記超音波探触子が当てがわれた該被検体表面からの深さに応じて分割された複数の深さ領域それぞれについて各深さ領域内のピクセル毎の信号値の分散値を算出するとともに該複数の深さ領域を統合した全領域についてのピクセル毎の信号値の分散値を算出して、該全領域についての分散値に対する該複数の深さ領域それぞれの分散値の比である正規化分散値を算出する正規化分散値算出部と、

前記正規化分散値を変数とし、該正規化分散値の増大につれて輝度を下げる補正関数値から輝度を上げる補正関数値まで単調増加する連続曲線からなる補正関数を参照し、前記複数の深さ領域それぞれについての前記正規化分散値を該複数の深さ領域それぞれの補正関数値に変換して、該補正関数値由来の補正值を算出する補正值算出部と、

前記補正モードよりも後の表示モードにおける前記受信信号由来の信号を前記深さ領域ごとに該深さ領域に対応する補正值で補正することにより、該受信信号に基づいて前記表示画面上に表示される断層像の、該深さ領域ごとの輝度を補正する輝度補正部と、

前記輝度補正部で補正された後の信号に基づいて、前記表示画面上に前記深さ領域ごとに輝度が補正された断層像を表示する断層像表示部とを備えたことを特徴とする超音波診

10

20

断装置。

【請求項 2】

補正モードで得られた前記受信信号由来の信号に基づいて前記全領域についてのピクセル毎の信号値のヒストグラムを算出し該ヒストグラムに基づいて基準信号値を算出して該基準信号値よりも大きな信号値を持つピクセル数と小さな信号値を持つピクセル数との間のピクセル数どうしの比率を算出する比率算出部をさらに備え、

前記補正值算出部が、前記複数の深さ領域それぞれについて、前記補正関数値に由来するとともにさらに前記比率にも由来する補正值であって、該比率に基づいては前記基準信号値よりも小さな信号値を持つピクセル数の比率が大きいほど当該深さ領域の輝度を下げる向きに補正する補正值を算出するものであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

補正モードで得られた前記受信信号由来の信号に基づいて、前記複数の深さ領域それぞれについてのピクセル毎の信号値の平均値を算出する平均値算出部をさらに備え、

前記補正值算出部が、前記複数の深さ領域それぞれについて、さらに前記平均値にも由来する補正值であって、該平均値に基づいては該複数の深さ領域相互の輝度が相互に近づく向きに補正する補正值を算出するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

被検体表面に当てがった超音波探触子から該被検体内に超音波を送信し該被検体内で反射して戻ってきた超音波を該超音波探触子で受信して受信信号を得、該受信信号に基づいて該被検体内の断層像を表示画面上に表示する超音波診断装置における断層像の輝度補正方法であって、

20

補正モードで得られた前記受信信号由来の信号に基づいて、前記被検体内の、前記超音波探触子が当てがわれた該被検体表面からの深さに応じて分割された複数の深さ領域それぞれについて各深さ領域内のピクセル毎の信号値の分散値を算出するとともに該複数の深さ領域を統合した全領域についてのピクセル毎の信号値の分散値を算出して、該全領域についての分散値に対する該複数の深さ領域それぞれの分散値の比である正規化分散値を算出し、

前記正規化分散値を変数とし、該正規化分散値の増大につれて輝度を下げる補正関数値から輝度を上げる補正関数値まで単調増加する連続曲線からなる補正関数に基づいて、前記複数の深さ領域それぞれについての前記正規化分散値を該複数の深さ領域それぞれの補正関数値に変換して、該補正関数値由来の補正值を算出し、

30

前記補正モードよりも後の表示モードにおける前記受信信号由来の信号を前記深さ領域ごとに該深さ領域に対応する補正值で補正することにより、該受信信号に基づいて前記表示画面上に表示される断層像の、該深さ領域ごとの輝度を補正することを特徴とする輝度補正方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、被検体内に超音波を送信し反射して戻ってきた超音波を受信して受信信号を得、その受信信号に基づいて被検体内の断層像を表示する超音波診断装置、およびその断層像の輝度を補正する輝度補正方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において、被検体内の深部で反射して戻ってきた超音波は概ね弱くしたがって受信信号は小さく、この受信信号をそのまま輝度信号に変換して断層像を表示すると被検体内の深い箇所ほど暗い断層像が表示されることになる。

【0003】

この断層像の輝度を補正するため、特許文献 1 には、断層像を被検体内の深さに応じて

50

複数の深さ領域に分割したときの各深さ領域ごとの輝度の平均値を求め、それらの平均値がほぼ同一となるように輝度補正することが提案されている。

【 0 0 0 4 】

また、深さ領域ごとの輝度が互いにほぼ同一となるように補正すると、スペックルノイズ等のノイズまで強調されてかえって見にくい断層像となるおそれがあり、特許文献 2 には各深さ領域ごとの信号値の分散値を算出し、分散値がある値以上の深さ領域について輝度を下げることが提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 5 】

10

【特許文献 1】特開平 6 - 5 4 8 4 9 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 5 - 1 5 2 4 2 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

特許文献 2 にて提案された、分散値がある値以上の深さ領域の輝度を下げる提案を採用すると、分散値がある値以上の深さ領域については特許文献 1 で提案された、平均値をほぼ同一とすることにより強調されたノイズをある程度緩和することができる。しかしながらこの特許文献 2 での提案では効果は限定的であり、分散値がある値以下の深さ領域については、深さ領域ごとのノイズレベルに差があっても改善されないという問題がある。

20

【 0 0 0 7 】

また、単純に分散値を用いるだけでは診断部位等によってはかえってノイズを増大させるおそれもある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記事情に鑑み、ノイズを有効に抑制することにより見やすい断層像が表示される超音波診断装置および輝度補正方法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 0 9 】

上記目的を達成する本発明の超音波診断装置は、

被検体表面に当てがった超音波探触子から被検体内に超音波を送信し被検体内で反射して戻ってきた超音波を超音波探触子で受信して受信信号を得、その受信信号に基づいて被検体内の断層像を表示画面上に表示する超音波診断装置において、

30

補正モードで得られた受信信号由来の信号に基づいて、被検体内の、超音波探触子が当てがわれた被検体表面からの深さに応じて分割された複数の深さ領域それぞれについて各深さ領域内のピクセル毎の信号値の分散値を算出するとともに複数の深さ領域を統合した全領域についてのピクセル毎の信号値の分散値を算出して、全領域についての分散値に対する複数の深さ領域それぞれの分散値の比である正規化分散値を算出する正規化分散値算出部と、

正規化分散値を変数とし、正規化分散値の増大につれて輝度を下げる補正関数値から輝度を上げる補正関数値まで単調増加する連続曲線からなる補正関数を参照し、複数の深さ領域それぞれについての正規化分散値を複数の深さ領域それぞれの補正関数値に変換して、補正関数値由来の補正值を算出する補正值算出部と、

40

補正モードよりも後の表示モードにおける受信信号由来の信号を深さ領域ごとに深さ領域に対応する補正值で補正することにより、受信信号に基づいて表示画面上に表示される断層像の、深さ領域ごとの輝度を補正する輝度補正部と、

輝度補正部で補正された後の信号に基づいて、表示画面上に深さ領域ごとに輝度が補正された断層像を表示する断層像表示部とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

本発明の超音波診断装置は、上記の正規化分散値を算出している。このため断層像全体の輝度が高い場合であっても低い場合であっても安定した指標を得ることができる。

50

【 0 0 1 1 】

さらに本発明の超音波診断装置は、その正規化分散値を変数とし、その正規化分散値の増大につれて輝度を下げる補正関数値から輝度を上げる補正関数値まで単調増加する連続曲線からなる補正関数を参照して補正値を算出するため、全ての深さ領域について各深さ領域のノイズレベルに応じた輝度補正が行なわれ、断層像全域の画質が向上する。

【 0 0 1 2 】

ここで、本発明の超音波診断装置において、補正モードで得られた受信信号由来の信号に基づいて全領域についてのピクセル毎の信号値のヒストグラムを算出しそのヒストグラムに基づいて基準信号値を算出して基準信号値よりも大きな信号値を持つピクセル数と小さな信号値を持つピクセル数との間のピクセル数どうしの比率を算出する比率算出部をさらに備え、補正値算出部が、複数の深さ領域それぞれについて、補正関数値に由来するとともにさらに上記の比率にも由来する補正値であって、その比率に基づいては基準信号値よりも小さな信号値を持つピクセル数の比率が大きいほどその深さ領域の輝度を下げる向きに補正する補正値を算出するものであることが1つの好まし形態である。

10

【 0 0 1 3 】

上記の、補正関数値に由来する補正値を採用すると、例えば頸動脈を診断部位とする場合は血管壁からの大きな反射信号（高輝度）と血管内からの極く弱い反射信号（低輝度）とが存在する断層像の場合は、断層像上での血管壁の面積（高輝度の領域の面積）が小さくても大きな分散値を得ることができ、したがって高い輝度で見やすい表示が行なわれることになる。これに対し、上記の比率に由来する補正値では、輝度の低い大面積の領域の影響を受けて基準信号値よりも小さな信号値を持つピクセル数が優って上記の比率が下がり、低い輝度で表示されて見にくい断層像となるおそれがある。

20

【 0 0 1 4 】

一方、生体組織からの反射信号が大部分の面積を占める断層像の場合は、上記の比率に由来する補正値を採用することにより各深さ領域のノイズレベルが確実に反映された補正値を得ることができ、見易い断層像となる。これに対し、このような断層像の場合、上記の規格化分散値には差異が生じにくく、したがって上記の補正関数値由来の補正値を採用しても十分な補正が行なわれないおそれがある。

【 0 0 1 5 】

そこで、上記の好ましい形態の通り、正規化分散値算出部を備えるとともに比率算出部をさらに備え、複数の深さ領域それぞれについて、補正関数値に由来するとともにさらに上記の比率にも由来する補正値であって、上記の比率に基づいては基準信号値よりも小さな信号値を持つピクセル数の比率が大きいほどその深さ領域の輝度を下げる向きに補正する補正値を算出すると、補正関数値由来の補正値と上記の比率由来の補正値の双方の長所を生かすとともに互いの短所を補った最終的な補正値を算出することができ、断層像の画質をさらに向上させることができる。

30

【 0 0 1 6 】

ここで、この好ましい形態において、被検体の診断部位を表わす診断部位情報又は超音波探触子の種別を表わす種別情報を取得する情報取得部をさらに備え、補正値算出部が、上記の診断部位情報又は種別情報に応じて、補正関数値由来の補正値と上記の比率由来の補正値との重み付けを変更してそれらの補正値を組み合わせることにより最終的な補正値を算出するものであってもよい。この構成を採用すると、診断部位や超音波探触子の種別に応じて上記の2種類の補正方法が適応的に組み合わせられた補正値が算出され、断層像の画質を一層向上させることができる。

40

【 0 0 1 9 】

また、本発明の超音波診断装置において、補正モードで得られた受信信号由来の信号に基づいて、複数の深さ領域それぞれについてのピクセル毎の信号値の平均値を算出する平均値算出部をさらに備え、補正値算出部が、複数の深さ領域それぞれについて、さらに平均値にも由来する補正値であって、平均値に基づいては複数の深さ領域相互の輝度が相互に近づく向きに補正する補正値を算出するものであることが好ましい。

50

【 0 0 2 0 】

上記の補正関数値や上記の比率に由来するとともに各深さ領域ごとの平均値にも由来する補正値を算出してその補正値を適用することにより、断層像の画質を一層向上させることができる。

【 0 0 2 1 】

また、本発明の輝度補正方法は、被検体表面に当てがった超音波探触子から被検体内に超音波を送信し被検体内で反射して戻ってきた超音波を超音波探触子で受信して受信信号を得、その受信信号に基づいて被検体内の断層像を表示画面上に表示する超音波診断装置における断層像の輝度補正方法であって、

10

補正モードで得られた受信信号由来の信号に基づいて、被検体内の、超音波探触子が当てがわれた被検体表面からの深さに応じて分割された複数の深さ領域それぞれについて各深さ領域内のピクセル毎の信号値の分散値を算出するとともに複数の深さ領域を統合した全領域についてのピクセル毎の信号値の分散値を算出して、全領域についての分散値に対する複数の深さ領域それぞれの分散値の比である正規化分散値を算出し、

正規化分散値を変数とし、正規化分散値の増大につれて輝度を下げる補正関数値から輝度を上げる補正関数値まで単調増加する連続曲線からなる補正関数に基づいて、複数の深さ領域それぞれについての正規化分散値を複数の深さ領域それぞれの補正関数値に変換して、補正関数値由来の補正値を算出し、

20

補正モードよりも後の表示モードにおける受信信号由来の信号を深さ領域ごとに深さ領域に対応する補正値で補正することにより、受信信号に基づいて表示画面上に表示される断層像の、深さ領域ごとの輝度を補正することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

本発明の超音波診断装置および輝度補正方法によれば、ノイズが有効に抑制された見やすい断層像が得られる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態としての超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

30

【 図 2 】 入力部の作用説明図である。

【 図 3 】 図 1 に 1 つのブロックで示すゲイン / S T C 補正値算出部での演算処理フローを示した図である。

【 図 4 】、図 3 に示すゲイン / S T C 補正値算出部での演算処理内容の説明図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 4 】

以下、本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 2 5 】

図 1 は、本発明の一実施形態としての超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【 0 0 2 6 】

40

ここでは、この図 1 に示す本発明の一実施形態としての超音波診断装置について説明することで、本発明の輝度補正方法の実施形態の説明を兼ねるものとする。

【 0 0 2 7 】

この図 1 に示す超音波診断装置 1 0 0 には、超音波探触子 1 が備えられている。この超音波探触子 1 は、着脱自在に交換され、生体 3 0 の診断部位や診断内容等に応じて、それに適した超音波探触子が用いられる。この超音波探触子 1 には生体 3 0 の体表に当てがわれる側の先端に圧電セラミックス等の振動子（図示せず）が配列されている。また、この超音波探触子 1 には、送信部 2 と受信部 3 が接続される。

【 0 0 2 8 】

送信部 2 には、送信の繰り返し周期（例えば 4 K H z ）を与えるレートパルスが発生す

50

るパルス発生器が含まれている。この送信部 2 は、例えば 64 チャンネルの、パルスドライバ及び遅延回路を有する。パルスドライバはレートパルスのタイミングで送信周波部（例えば 2.5 MHz）に等しい周期の振動パルスを発生し、超音波探触子 1 の振動子に印加する。遅延回路は超音波ビームを収束し、かつ指向性を与えるために各チャンネル毎のパルス発生タイミングに所定の遅延を与える。その結果、超音波ビームが指向性に応じた方向にパルス放射される。このようにして、超音波探触子 1 から、レートパルス周期で、生体 30 内に延びる、例えば 64 本の走査線に沿う各方向に向けて超音波探触子 1 が順次に送波されて、1 フレーム分の走査が完了する。

【0029】

一方、生体 30 内の音響インピーダンスの不連続面で反射したエコーは超音波探触子 1 を介して受信部 3 でチャンネル毎に受信される。受信部 3 は、プリアンプ、遅延回路、および加算回路から構成される。受信信号は、プリアンプで増幅され、遅延回路により各チャンネル毎に所定の遅延が与えられて、加算回路により加算される。これにより、各走査線について順次に、超音波ビームが送波された方向からのエコーが受信される。受信部 3 から出力された受信信号は、対数圧縮部 4 で対数圧縮され、対数圧縮後の受信信号がゲイン/STC (sensitivity time control) 補正部 5 に入力される。ゲイン、STC の詳細は後述する。このゲイン/STC 補正部 5 では、入力部 10 から入力されたゲイン/STC 補正值、又はゲイン/STC 補正值算出部 20 で算出されたゲイン/STC 補正值に応じて受信信号の信号値を補正するものである。このゲイン/STC 補正部 5 での補正結果は、最終的に、表示部 9 に備えられた表示画面上に表示される断層像の輝度に反映される。

【0030】

ここで、入力部 10 は、オペレータによる操作を受けそのオペレータによる操作が反映されたゲイン用のエンコーダ 11 および STC 用のエンコーダ 12 の値をゲイン/STC 補正值としてゲイン/STC 補正部 5 に入力するものである。

【0031】

ゲイン/STC 補正部 5 でゲイン/STC 補正が行なわれた後の受信信号はダイナミックレンジ調整部 6 によりダイナミックレンジ調整、すなわちコントラスト調整を受け、さらに信号処理部 7 によりノイズ除去処理やエッジ強調処理等の各種処理を受けて、デジタルスキャンコンバータ (DSC) 8 に入力される。この DSC 8 では、各走査線 1 a などの受信信号の、1 フレーム分の集合を、表示部 9 の表示画面に表示するのに適したラスタ走査信号へと信号形式を変換する処理が行なわれる。この DSC 8 で信号形式の変換により生成された、表示部 9 の表示画面に表示するのに適した信号は表示部 9 に入力され、その表示部 9 の表示画面上に、DSC 8 から送られてきた信号に基づく断層像が表示される。

【0032】

図 2 は、入力部の作用説明図である。

【0033】

図 2 (A) はゲインについての説明図である。図 1 に示す入力部 10 には、オペレータにより操作される、ゲイン調整用のスライドつまみ 11 a が備えられている。

【0034】

オペレータがこのスライドつまみ 11 a を動かす操作を行なうとその操作後のスライドつまみ 11 a の位置がこの入力部 10 に備えられているゲイン用のエンコーダ 11 (図 1 参照) で読み取られてその読取値がゲイン補正值としてゲイン/STC 補正部 5 に入力される。このゲイン補正值は、断層像 I の全域に作用し、その断層像全域の輝度が、そのゲイン補正值に応じて上下する。

【0035】

また、図 2 (B) は、STC についての説明図である。図 1 に示す入力部 10 には、ゲイン調整用のスライドつまみ 11 a と同様に、オペレータにより操作される、STC 調整用の、本実施形態では 6 つのスライドつまみ 12 a, 12 b, ..., 12 f が備えられ

ている。

【0036】

オペレータがこれらのスライドつまみ12a, 12b, ..., 12fを動かす操作を行なうとその操作後のスライドつまみ12a, 12b, ..., 12fの各位置がこの入力部10に備えられているSTC用のエンコーダ12(図1参照)で読み取られて、それらの読取値がSTC補正值としてゲイン/STC補正部5に入力される。各スライドつまみ12a, 12b, ..., 12fは、断層像Iを超音波探触子1が当てがわれた生体30の表面からの深さに応じて複数(本実施形態では6つ)のSTC深度領域a, b, c, d, e, fに分割したときの、それら複数のSTC深度領域a, b, c, d, e, fのそれぞれに対応している。すなわちこれらのスライドつまみ12a, 12b, ..., 12fの位置の読取値により、対応するSTC深度領域a, b, c, d, e, fの輝度がそれぞれ調整される。ただし、隣接するSTC深度領域の境界で輝度がステップ的に変化しないよう、その境界領域では一方のSTC深度領域の輝度からもう一方のSTC深度領域の輝度へと滑らかに変化するように調整される。

10

【0037】

本実施形態では、図1に示すゲイン/STC補正部5では、図2を参照して説明した入力部10からのゲイン/STC補正值と、以下に説明する、ゲイン/STC補正值算出部20で算出されたゲイン/STC補正值が択一的に使用される。いずれのゲイン/STC補正值を使用するかは、オペレータによる、図示しない操作子の操作により切り替えられる。

20

【0038】

図3は、図1に1つのブロックで示すゲイン/STC補正值算出部での演算処理フローを示した図である。また図4は、図3に示すゲイン/STC補正值算出部での演算処理内容の説明図である。

【0039】

ここで説明している超音波診断装置100は、補正モードと表示モードとを有する。

【0040】

補正モードは、1フレーム分の受信信号を得てその1フレーム分の受信信号に基づいてゲイン補正值およびSTC補正值を算出するモードである。これらゲイン補正值やSTC補正值の算出は、図1に示すゲイン/STC補正值算出部20がその役割を担っている。

30

【0041】

表示モードは、順次得られる複数フレームの受信信号それぞれを、補正モードで算出されたゲイン補正值やSTC補正值で補正して、その補正後の受信信号に基づく断層像を表示部9の表示画面上に表示するモードである。補正モードは、この超音波診断装置100の電源を立上げ超音波探触子1を生体30に当てがって動作を開始した時点、超音波探触子1を交換して動作を開始した時点、および動作中にオペレータが図示しない操作子を操作して新たな補正を指示した時点など、様々なタイミングで実行される。

【0042】

補正モードに入ると、超音波探触子1から1フレーム分の超音波の送受信が行なわれて1フレーム分の受信信号が生成され、その1フレーム分の受信信号に基づいて、先ず、各STC深度領域a~f(図2参照)のそれぞれについて、各ピクセル毎の信号値の平均値が算出される(ステップS01)。図4(A)は、この平均値演算により算出された各平均値(縦軸)の一例を各STC深度領域(横軸)ごとに示したグラフである。

40

【0043】

図1に示すゲイン/STC補正值算出部20における、図3のステップS01の処理は、本発明にいう平均値算出部の一例に相当する。

【0044】

この平均値演算に次いで、各STC深度領域ごとの深度補正值が算出される(ステップS02)。

【0045】

50

図4(B)は、各STC深度領域ごとの深度補正値のイメージである。

【0046】

この深度補正値を受信信号に作用させると、受信信号は、断層像上の各STC深度領域相互の輝度が相互に近づく向きに補正される。本実施形態では、具体的には、各STC深度領域a～fを互いに等しい平均輝度に補正する深度補正値が算出される。

【0047】

深度補正値演算(ステップS02)が終了すると、次の演算の1つとして、ヒストグラムの算出が行なわれる(ステップS03)。ここで算出されるヒストグラムは、STC深度領域a～f(図2参照)を全て合わせた断層像Iの全域についての、各ピクセル毎の受信信号の信号値(ピクセル値)のヒストグラムである。すなわち、このヒストグラムは、横軸にピクセル値、縦軸にそのピクセル値の出現頻度を示したグラフ(図示せず)であらわされる。ただし、ここで算出されるヒストグラムは、ステップS02で算出された深度補正値を用いて、この補正モードで得られた1フレーム分の受信信号を、断層像Iの全域が同一輝度となるように補正した後の受信信号に基づくヒストグラムである。

【0048】

このように補正した後の受信信号に基づくヒストグラムを算出することにより、複数のSTC深度領域a～fがヒストグラムに平等に反映されることになる。

【0049】

この算出されたヒストグラムは、ゲイン補正値算出処理(ステップS04)と、後述するSTCノイズ補正値演算処理(ステップS05)に反映される。

【0050】

ステップS04のゲイン補正値算出処理では、ステップS03で算出されたヒストグラムの頻度(縦軸)のピークピクセル値(横軸)が診断部位又は超音波探触子の種別に応じた基準値となるように補正するためのゲイン補正値が算出される。

【0051】

図1に示す本実施形態の超音波診断装置100の場合、診断部位ごとに超音波探触子1の種別が定められており、超音波探触子1を装着するとその装着された超音波探触子1の種別が自動認識されるように構成されている。また、オペレータによる操作で、診断部位を手動設定することも可能である。

【0052】

このゲイン補正値算出処理によりゲインの最適化処理が完了する。

【0053】

ステップS05のSTCノイズ補正値演算処理では、ステップS03で算出されたヒストグラムを使って、以下に説明するSTCノイズ補正値が算出される。

【0054】

ここでは、ステップS03で算出されたヒストグラムに基づいて基準のピクセル値を算出して、複数のSTC深度領域a～f(図2参照)のそれぞれについて、その算出された基準のピクセル値よりも大きなピクセル値を持つピクセル数と小さなピクセル値を持つピクセル数との間のピクセル数どうしの比率が算出される。本実施形態では、より具体的には、上記のヒストグラムのピークに対応するピクセル値が基準のピクセル値として採用される。その基準のピクセル値よりも大きなピクセル値を持つピクセルに値‘1’を割り当てるとともにその基準のピクセル値よりも小さなピクセル値を持つピクセルに値‘0’を割り当てて、各STC深度領域a～fごとにそのSTC深度領域に含まれるピクセルについて割り当てられている値‘1’又は‘0’を合計してそのSTC深度領域に含まれるピクセルの数で割り算をする。これにより、各STC深度領域ごとに基準のピクセル値よりも大きなピクセル値を持つピクセル数と基準のピクセル値よりも小さいピクセル値を持つピクセル数との間のピクセル数どうしの比率が算出される。

【0055】

図4(C)は、各STC深度領域a～fごとの比率のイメージを表した構成図である。この比率の値が小さいほど、基準のピクセル値よりも小さいピクセル値を持つピクセルの

10

20

30

40

50

数の割合が大きいことを意味している。

【 0 0 5 6 】

図3ステップS05のSTCノイズ補正值演算処理では、上記の比率を算出した後、さらに、この比率に由来するSTCノイズ補正值が算出される。あるいは、上記の比率自体をSTCノイズ補正值としてもよい。

【 0 0 5 7 】

図4(D)は、上記の比率に基づいて算出されたSTCノイズ補正值のイメージを表した構成図である。

【 0 0 5 8 】

基準のピクセル値よりも小さいピクセル値を持つピクセルの数の比率が大きい領域、すなわち、上記の「1」「0」を割り当てて算出した値が小さい領域には、強いノイズが含まれている場合が多い。また、これと逆に、基準のピクセル値よりも大きいピクセル値を持つピクセルの数の比率が大きい領域、すなわち、上記の「1」「0」を割り当てて算出した値が大きい領域はノイズ成分が小さい傾向にある。そこでここでは、ノイズ成分の大きなSTC深度領域(上記の「1」「0」を割り当てて算出した値が小さいSTC深度領域)ほど輝度を下げる向きに補正するSTCノイズ補正值が算出される。

【 0 0 5 9 】

ただし、上記の比率に基づいて算出された補正值は、1フレーム中で、生体組織からのエコーが大部分の面積を占める断層像の場合は適正な補正が行なわれるが、一方、例えば頸動脈を診断部位とする場合など、生体組織(ここでは血管壁)からの強いエコーは存在するものの、その断層像の広い面積を血管内部の小さいエコーしか存在しない領域が占めるような断層像の場合は、輝度が不必要に下がる傾向となる。すなわち、上記のようにして算出されたSTCノイズ補正值は、万全ではなく苦手な断層像も存在する。

【 0 0 6 0 】

ステップS03のヒストグラム演算およびステップS05のSTCノイズ補正值演算における上記の比率算出処理は、それらを合わせたものが本発明にいう比率算出部の一例に相当する。ステップS05のSTC補正值算出処理における、上記の比率に基づいてSTCノイズ補正值を算出する処理は、ステップS02における深度補正值演算処理とともに本発明にいう補正值算出部のうちの一部に相当する。

【 0 0 6 1 】

図3のステップS06では、各STC深度領域ごとの分散値が算出される。この分散値算出にあたっては、ステップS02で算出された深度補正值に基づき、複数のSTC深度領域a~f(図2参照)ごとの平均的な輝度が互いに等しくなるように補正された後の受信信号が採用され、その補正された受信信号に基づいて各STC深度領域a~fそれぞれについてのピクセル値の分布の分散値が算出される。さらに、ここでは複数のSTC深度領域a~fを統合した断層像Iの全域についての分散値も算出され、全域についての分散値に対する各STC深度領域ごとの分散値の比率(ここではこの比率を「正規化分散値」と称する)が算出される。

【 0 0 6 2 】

このステップS06における演算処理は、本発明にいう正規化分散値算出部の一例に相当する。

【 0 0 6 3 】

図4(E)は、上記のようにして算出された各STC深度領域a~fごとの正規化分散値のイメージを表した模式図である。

【 0 0 6 4 】

次に、ステップS07のSTC分散補正值演算処理が行なわれる。

【 0 0 6 5 】

図4(F)は、正規化分散値を変数とし分散補正值を関数値とした分散補正関数の一例を示した模式図である。

【 0 0 6 6 】

10

20

30

40

50

図 1 に示す超音波診断装置 100 のゲイン / S T C 補正值算出部 20 には、例えば図 4 (F) に示すような分散補正関数が記憶されている。

【 0067 】

この分散補正関数は、正規化分散値の増大に伴って輝度を下げる補正関数値から輝度を上げる補正関数値まで単調増加する連続関数からなる補正関数である。これは、正規化分散値が大きい領域ほどノイズ成分が少なく、正規化分散値が小さい領域ほどノイズ成分が大きいという知見に基づくものである。

【 0068 】

ただし、診断部位ごとに分散値とノイズレベルとの関係が異なるため、本実施形態では、分散補正関数は、診断部位又は超音波探触子の種別ごとに最適な関数が用意されている。

10

【 0069 】

図 3 ステップ S 07 では、今回の診断部位又は超音波探触子に応じた、図 4 (F) に一例を示すような分散補正関数が参照されて、ステップ S 06 で算出された各 S T C 深度領域 a ~ f ごとの各正規化分散値が各分散補正值に変換される。

【 0070 】

図 4 (G) は、このようにして算出された分散補正值のイメージを表した模式図である。

【 0071 】

正規化分散値が小さいほどノイズ成分が大きい傾向にあり、したがって輝度を下げる補正值となっている。

20

【 0072 】

図 3 ステップ S 08 では、ステップ S 02 で算出された各 S T C 深度領域 a ~ f ごとの深度補正值、ステップ S 05 で算出された、各 S T C 深度領域ごとのノイズ補正值、および、ステップ S 07 で算出された、各 S T C 深度領域ごとの分散補正值に基づいて、各 S T C 深度領域 a ~ f ごとの最終的な S T C 補正值が算出される。ここでは、一例として、これら 3 種類の補正值が各 S T C 深度領域ごとに互いに乗算されることにより、最終的な S T C 補正值が算出される。この、各 S T C 深度領域 a ~ f ごとの最終的な S T C 補正值の算出により、今回の補正モードにおける S T C 補正值算出処理が終了する。

【 0073 】

30

本実施形態では、ステップ S 02 の深度補正值演算処理、およびステップ S 05 の S T C ノイズ補正值演算処理に、さらにステップ S 07 の S T C 分散補正值演算処理およびステップ S 08 の S T C 補正值算出処理を合わせたものが、本発明にいう補正值算出部の一例に相当する。

【 0074 】

ステップ S 04 で算出されたゲイン補正值およびステップ S 08 で算出された S T C 補正值は、図 1 のゲイン / S T C 補正部 5 において、今回の補正モードに続く表示モードにおいて後述した受信信号に適用され、最適な輝度の断層像が得られるようにその受信信号が補正される。

【 0075 】

40

尚、ここでは、ステップ S 02 で算出された深度補正值と、ステップ S 05 で算出されたノイズ補正值と、ステップ S 07 で算出された分散補正值とを単純に乗算して最終的な S T C 補正值を算出する旨、説明したが、ステップ S 08 における S T C 補正值算出処理は、単純な乗算に限られるものではない。例えば、診断部位又は超音波探触子の種別に応じた重みを付して重み付け加算により最終的な S T C 補正值を算出してもよい。

【 0076 】

あるいは、診断部位又は超音波探触子の種別に応じて、ステップ S 05 で算出されたノイズ補正值とステップ S 07 で算出された分散補正值とを切り替えることにより、それら 2 種類の補正值のうち一方の補正值を使って最終的な S T C 補正值を算出してもよい。

【 0077 】

50

さらには、ここで説明した超音波診断装置 100 は、ステップ S05 のノイズ補正值演算処理機能を備えたものであるが、ノイズ補正值と分散補正值のうちのノイズ補正值は採用せずに常に分散補正值を採用する構成としてもよい。

【符号の説明】

【0078】

a ~ f S T C 深度領域

1 超音波探触子

2 送信部

3 受信部

4 対数圧縮部

5 ゲイン / S T C 補正部

6 ダイナミックレンジ調整部

7 信号処理部

8 デジタルスキャンコンバータ (D S C)

9 表示部

10 入力部

11, 12 エンコーダ

11a, 12a ~ 12f スライドつまみ

20 ゲイン / S T C 補正值算出部

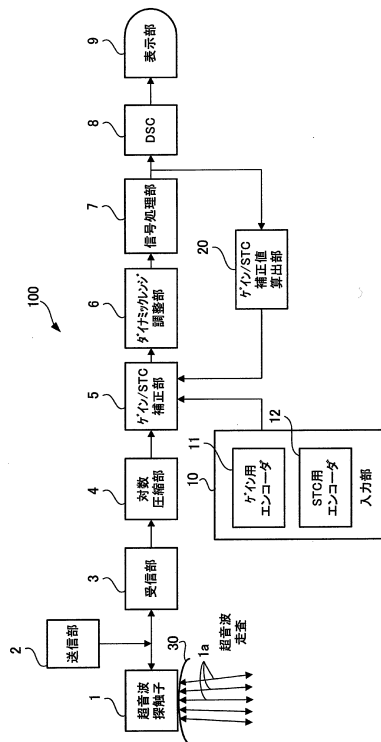
30 生体

100 超音波診断装置

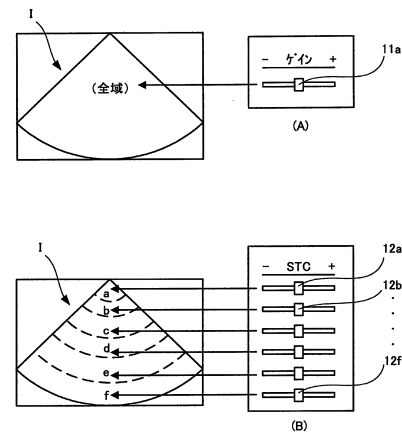
10

20

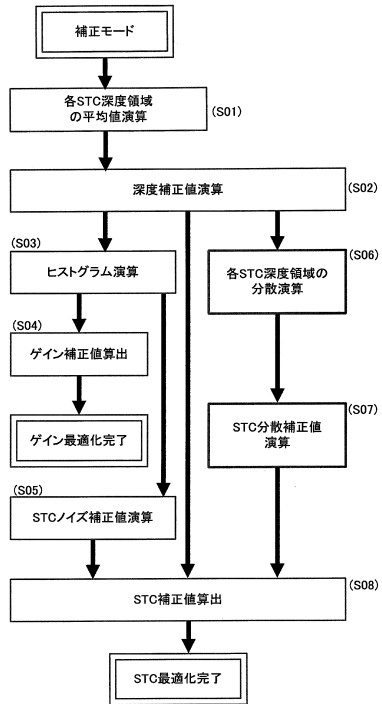
【図 1】



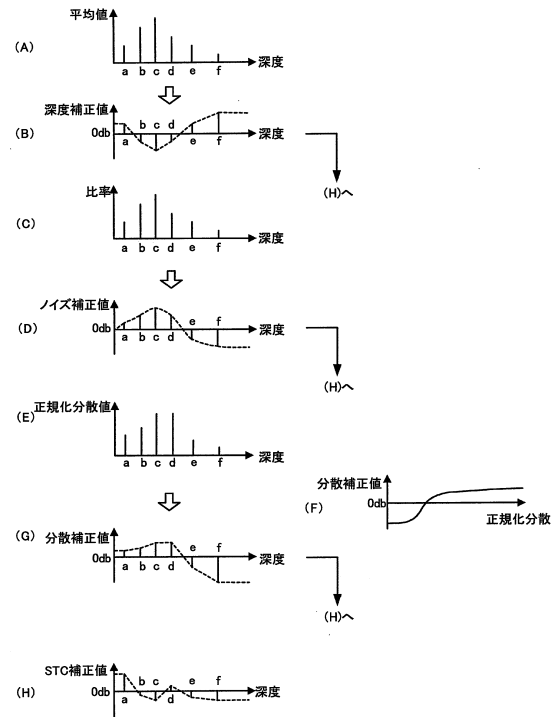
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平04 - 012741 (JP, A)
特開平06 - 114060 (JP, A)
特開2003 - 220058 (JP, A)
特開2005 - 152422 (JP, A)
特開2010 - 046128 (JP, A)
特開2010 - 068987 (JP, A)
国際公開第2010 / 021107 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8 / 00

专利名称(译)	超声诊断设备和亮度校正方法		
公开(公告)号	JP6169361B2	公开(公告)日	2017-07-26
申请号	JP2013014108	申请日	2013-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
[标]发明人	白井 岳士		
发明人	白井 岳士		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00.ZDM A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/GA33 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JC37 4C601/KK03 4C601/KK07		
代理人(译)	山田正树		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2014144113A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于在超声发送显示被检体的断层图像的超声波接收波超声波反射，并返回到获得的接收信号，基于接收到的信号中的对象关于诊断装置，有效地抑制了噪声。一针对根据距离应用超声波探头的物体的表面的深度划分的多个深度区域中的每一个，计算每个深度区域中的每个像素的信号值的分散值，计算整个深度区域的整个区域的每个像素的信号值的方差值，并计算整个区域的多个深度区域中的每个深度区域的分布值归一化的色散值，是方差值的比值基于校正函数，该校正函数包括从用于降低亮度的校正函数值单调增加的连续曲线，用于随着归一化的色散值增加而增加亮度的校正函数值以及用于多个深度区域中的每一个的校正函数值被转换为多个深度区域中的每一个的校正函数值，以计算从校正函数值导出的校正值。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6169361号 (P6169361)
(45) 発行日 平成29年7月26日(2017.7.26)	(24) 登録日 平成29年7月7日(2017.7.7)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8/00 (2006.01)	F I A 6 1 B 8/00 Z D M	
請求項の数 4 (全 13 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-14108 (P2013-14108)	(73) 特許権者 000112602 フクダ電子株式会社	最終頁に続く
(22) 出願日 平成25年1月29日(2013.1.29)	東京都文京区本郷3-39-4	
(65) 公開番号 特開2014-144113 (P2014-144113A)	(74) 代理人 100094330	
(43) 公開日 平成28年8月14日(2014.8.14)	弁理士 山田 正紀	
審査請求日 平成28年1月13日(2016.1.13)	(74) 代理人 100079175 弁理士 小杉 佳男	
	(74) 代理人 100109689 弁理士 三上 結	
	(72) 発明者 白井 岳士 東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内	
	審査官 宮澤 浩	
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および輝度補正方法		