

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4454293号
(P4454293)

(45) 発行日 平成22年4月21日(2010.4.21)

(24) 登録日 平成22年2月12日(2010.2.12)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2003-397477 (P2003-397477)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成15年11月27日(2003.11.27)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2005-152422 (P2005-152422A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成17年6月16日(2005.6.16)	(74) 代理人	100099852
審査請求日	平成18年10月26日(2006.10.26)		弁理士 多田 公子
		(74) 代理人	100099760
			弁理士 宮川 佳三
		(72) 発明者	林 達也
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社 日立メディコ内
		(72) 発明者	永田 剛志
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社 日立メディコ内
		審査官	右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に超音波ビームを送信し、反射エコー信号を受信する探触子と、前記探触子の受信した信号を増幅して輝度信号に変換する増幅部と、前記輝度信号を用いて画像データを作成し、画像表示装置に表示させる画像作成部と、制御部とを有し、

前記制御部は、前記増幅部の増幅率を補正するための増幅率補正手段を含み、

該増幅率補正手段は、前記画像データの輝度分布の累積ヒストグラム曲線を求め、求めた累積ヒストグラム曲線上の予め定めた累積頻度値に対応する輝度値を、予め定めた基準輝度値にシフトさせるための増幅率の補正值を演算により求め、前記増幅部の増幅率を補正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、操作者から補正開始の指示を受け付ける受付手段をさらに有し、前記増幅率補正手段は、前記受付手段が補正開始の指示を受け付けた場合に前記増幅率の補正を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

被検体内に超音波ビームを所定の走査範囲に送信し、反射エコー信号列を受信する探触子と、前記探触子の受信した受信信号を生体の深度に応じた増幅率で増幅する生体内減衰補償部と、増幅された前記受信信号を前記反射エコー信号列ごとに格納する格納部と、制御部とを有し、

前記制御部は、前記生体内減衰補償部の前記増幅率を深度ごとに補正するための増幅率

補正手段を含み、

該増幅率補正手段は、前記格納部に前記反射エコー信号列ごとに格納されている前記受信信号の信号強度が小さい深度ほど前記増幅率を大きくする補正值を定める補正值決定手段と、前記格納部に前記反射エコー信号列ごとに格納されている前記受信信号の信号強度の分散を各深度について求め、該分散値が予め定めた基準値よりも小さい深度については、前記補正值決定手段が決定した前記補正值を小さくする重み付け値を前記深度ごとに定める重み付け手段とを有し、前記補正值決定手段は、前記格納部に前記反射エコー信号列ごとに格納されている前記受信信号の信号強度の平均値を各深度について求め、これを規格化した規格化平均値と基準値との差を前記補正值とする手段であり、

前記増幅率補正手段は、深度ごとに前記重み付け値によって重み付けされた前記補正值を用いて、前記生体内減衰補償部の前記増幅率を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、前記補正值決定手段は、前記格納部に前記反射エコー信号列ごとに格納されている前記受信信号の信号強度の平均値を各深度について求め、これを規格化した規格化平均値と基準値との差を前記補正值とする手段であり、前記重み付け手段は、前記分散が基準値以上の深度は重み付け値 1 とし、前記分散が基準値より小さい深度は 1 より小さい重み付け値を定め、前記補正值を重み付けすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

被検体内に超音波ビームを所定の走査範囲に送信し、反射エコー信号列を受信する探触子と、前記探触子の受信した受信信号を生体の深度に応じた増幅率で増幅する生体内減衰補償部と、増幅された前記受信信号を前記反射エコー信号列ごとに格納する格納部と、制御部とを有し、

前記制御部は、前記生体内減衰補償部の前記増幅率を深度ごとに補正するための増幅率補正手段を含み、

該増幅率補正手段は、前記格納部に前記反射エコー信号列ごとに格納されている前記受信信号の信号強度が小さい深度ほど前記増幅率を大きくする補正值を定める補正值決定手段と、前記格納部に前記反射エコー信号列ごとに格納されている前記受信信号の信号強度の分散を各深度について求め、該分散値が予め定めた基準値よりも小さい深度については、前記補正值決定手段が決定した前記補正值を小さくする重み付け値を前記深度ごとに定める重み付け手段とを有し、前記重み付け手段は、前記分散が基準値である深度と同じかそれより浅い深度は重み付け値 1 とし、前記分散が基準値である深度より深い深度は、深度に伴い単調減少する重み付け値を定め、前記補正值を重み付けするものであり、

前記増幅率補正手段は、深度ごとに前記重み付け値によって重み付けされた前記補正值を用いて、前記生体内減衰補償部の前記増幅率を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 3 ないし 5 いずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、前記探触子の受信した信号全体を所定の増幅率で増幅して輝度信号に変換する増幅部と、前記輝度信号を用いて画像データを作成し、画像表示装置に表示させる画像作成部とをさらに有し、

前記生体内減衰補償部は、前記増幅部で増幅された信号を、さらに深度に応じて増幅するものであり、

前記制御部は、前記増幅部の前記増幅率を補正するための増幅率補正手段を含み、

該増幅率補正手段は、前記画像データの輝度分布の累積ヒストグラム曲線を求め、求めた累積ヒストグラム曲線上の予め定めた累積頻度値に対応する輝度値を、予め定めた基準輝度値にシフトさせるための増幅率の補正值を演算により求め、前記増幅部の増幅率を補正することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 3 ないし 6 のいずれかに記載の超音波診断装置において、操作者から補正開始の

10

20

30

40

50

指示を受け付ける受付手段をさらに有し、前記増幅率補正手段は、前記受付手段が補正開始の指示を受け付けた場合に前記増幅率の補正を行う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、被検体内に超音波を送信し、受診した反射エコー信号を用いて診断部位についての超音波診断装置に関し、特に、自動的に増幅部のゲインおよびTGC(time gain compensation)の感度を調節する機能を有する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

10

従来の超音波診断装置は、図8に示すように被検体内に超音波を送受信する探触子1と、この探触子1を駆動して超音波を送信させると共に受信した反射エコー信号を受信する超音波送受信部2と、この超音波送受信部2からの信号を内蔵のメモリに書き込むと共に読み出し表示座標系に変換して出力するデジタルスキャンコンバータ(DSC)3と、操作者による操作を受け付ける入力部4と、画像表示の処理を行うグラフィック表示部5と、DSC3とグラフィック表示部5の画像情報を合成する合成回路6と、この合成回路6からの画像信号を表示する画像表示装置7と、超音波送受信部2、DSC3、入力部4及びグラフィック表示部5の動作を制御する制御部8とを有している。超音波送受信部2には、反射エコー信号を一様に増幅する増幅部と、超音波の生体内減衰を補償するため、体表からの深度に応じた感度で反射エコー信号を増幅するTGC(time gain compensation)部が備えられている。入力部4は、増幅部のゲインをユーザが設定するためのゲインエンコーダ9と、TGC部の深度と感度との関係を定めるTGCカーブをユーザが設定するためのTGCエンコーダ10とが備えられている。

20

【0003】

従来の超音波診断装置では、被検者の状態(太っているかやせている)や、描出部位がどこか(肝臓/膵臓/腎臓等)等に応じて、操作者が入力部4を操作してゲインやTGCの調整を行っていた。また、特許文献1には、自動的にゲインの調整を行うために、輝度変調表示の超音波画像(いわゆるBモード画像)の輝度値ごとの画素数をグラフ化し、輝度分布ヒストグラムを作成し、ヒストグラムのピーク値が予め定めた基準値にシフトするようなゲイン値を求め、それを増幅部に設定する構成が開示されている。また、特許文献2には、超音波の走査線単位で反射エコー信号の強度を求め、この強度に合わせて適切な重み付け関数を選択し、反射エコー信号の振幅を変える重み付けを行う構成が開示されている。これにより、特許文献2では、微弱な反射エコー信号であっても方位分解能の劣化を抑制し、コントラストの良い画像を得ることができるという効果を得ている。

30

【特許文献1】特許第2648771号公報

【特許文献2】特開平07-23959号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

被検者の状態に応じてゲインやTGCカーブを操作者が調整する場合、所望の画像が得られるまで超音波画像ごとに調整を行う必要があるため、検査時間の短縮が困難である。人間ドッグ等のスクリーニング検査のように1日に数十例もの被検者を対象とする用途では、検査時間の短縮が望まれているが、その要望に応えることができない。

40

【0005】

特許文献1に記載の装置は、輝度分布ヒストグラムがガウシアン分布になることを前提として、そのピークを検出する構成であるが、実際の輝度変調表示の超音波画像の輝度分布ヒストグラムは、ガウシアン分布にならない、すなわちピークを検出できない分布になることが多い。このため、特許文献1の構成では、自動でゲインを設定できない超音波画像が多く生じられると思われる。一方、特許文献2に記載の技術は、走査線単位のエコー信号強度から振幅の重み付けを行っているため、方位分解能の向上をさせる効果は得られるが

50

、画像全体のゲイン調整やTGCカーブの調整を行うことはできない。

【0006】

本発明は、輝度（ゲイン）調整、または、TGC感度の調整を自動で行うことができ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】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明では、探触子の受信した信号を増幅して輝度信号に変換する増幅部と、輝度信号を用いて画像データを作成し、画像表示装置に表示させる画像作成部とを有する超音波診断装置において、増幅部の増幅率を補正する手段を備える構成とする。補正手段は、画像データの輝度分布の累積ヒストグラム曲線を求め、求めた累積ヒストグラム曲線上の予め定めた累積頻度値に対応する輝度値を、予め定めた基準輝度値にシフトさせるための増幅率の補正值を演算により求め、増幅部の増幅率を補正する。

10

【0008】

また、本発明の別の態様では、被検体内に超音波ビームを所定の走査範囲に送信し、反射エコー信号列を受信する探触子と、前記探触子の受信した受信信号を生体の深度に応じた増幅率で増幅する生体内減衰補償部と、増幅された前記受信信号を前記反射エコー信号列ごとに格納する格納部と、制御部とを有する超音波診断装置において、生体内減衰補償部の増幅率を深度ごとに補正する手段を備える。増幅率補正手段は、反射エコー信号列の信号強度が小さい深度ほど増幅率を大きくする補正值を求める手段と、反射エコー信号列の信号強度の分散を各深度について求め、分散値が予め定めた基準値よりも小さい深度については、補正值を小さくする重み付け値を深度ごとに定める重み付け手段とを有する。これにより、深度ごとに重み付け値によって重み付けした補正值を用いて、生体内減衰補償部の増幅率を補正する。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

本発明の一実施の形態の超音波診断装置を図面を用いて説明する。

本実施の形態の超音波診断装置の構成を図1のブロック図を用いて説明する。本実施の形態の超音波診断装置は、探触子1と、超音波送受信部2と、 $r - \theta$ メモリ11と、デジタルスキャンコンバータ(DSC)3と、 $x - y$ メモリ12と、入力部4と、グラフィック表示部5と、合成回路6と、画像表示装置7と、制御部8とを有している。

30

【0010】

探触子1は、被検体内の診断部位に向けて超音波ビームを送信し、反射エコー信号列を受信するもので、図示を省略しているが、内部に超音波の発生源であると共に反射エコーを受信する振動子が配置されている。探触子1としては、例えばセクタ走査型探触子のよう、超音波ビームを所定の走査角範囲で走査しながら送信し、走査角毎に反射エコー信号列を受信する構成のものを用いる。

【0011】

超音波送受信部2は、探触子1に送波パルスを送り、振動子から超音波を発生させる送波回路（不図示）と、探触子1の受信信号を対数圧縮等により増幅する増幅器2aと、生体内伝搬時の超音波の減衰を補償（生体内減衰補償）するために、受信信号（反射エコー信号列）を深度 r （時間）に対応して設定された感度（TGCカーブ）で増幅するTGC（time gain compensation）回路2bと、A/D変換器（不図示）と、これらの制御回路（不図示）とを含む。

40

【0012】

$r - \theta$ メモリ11は、超音波送受信部2の受信信号を走査線（所定走査角（ θ ）の反射エコー信号列）ごとに深度 r について格納するための2次元メモリである。 $r - \theta$ メモリ11は、書き込みおよび読み出しが可能な構成であり、 $r - \theta$ メモリには、超音波送受信部2により増幅処理、TGC処理等が施され、デジタル信号に変換された受信信号が超音波送受信部2によって書き込まれる。デジタルスキャンコンバータ(DSC)3は、 $r - \theta$ メモリ11に格納されている信号を1走査線または複数走査線ごとに読み出して内

50

蔵のラインメモリに書き込むことにより、表示座標系である $x - y$ 座標系の 1 フレーム画像データを作成し、 $x - y$ メモリ 12 に格納する。これにより、超音波断層像（いわゆる B モード像）の画像データが作成される。

【 0 0 1 3 】

入力部 4 は、操作者による操作を受け付ける部分であり、図 2 に示したように、B モード像の輝度調整のために増幅器 2 a の増幅率の設定を受け付けるゲインエンコーダ 9 と、T G C 回路 2 b の感度設定を深度区間ごとに受け付ける T G C 設定部 10 と、被検者の心拍数の入力や超音波周波数の設定等の種々の計測条件の設定を受け付けるためのトラックボール等の入力手段 4 1 と、探触子 1 の種類の設定を行う設定部 4 3 と、視野深度を設定する設定部 4 2 等を含んでいる。

10

【 0 0 1 4 】

グラフィック表示部 5 は、入力部 4 に設定された心拍数や周波数等の情報を表示するための画像データを作成するものである。合成回路 6 は、 $x - y$ メモリ 12 に格納されている画像データとグラフィック表示部 5 が作成した画像データとを合成し、C R T 等の画像表示装置 7 に表示させる。制御部 8 は、超音波送受信部 2、 $r - \theta$ メモリ 11、デジタルスキャンコンバータ 3、 $x - y$ メモリ 12、入力部 4、グラフィック表示部 5 および合成回路 6 の動作を制御する。

【 0 0 1 5 】

操作者が認識容易で分解能の高い超音波断層像を表示するためには、増幅器 2 a の増幅率（ゲイン）として適切な値を設定することにより、受信信号の振幅を画像表示装置 7 に表示可能で、かつ、操作者が認識しやすい範囲の輝度レベル信号に圧縮することが望ましい。また、超音波の生体内減衰を精度良く補正した超音波断層像を得るためには、描出部位の超音波の減衰に合わせて、深度ごとに適切な感度（増幅率）を T G C 回路 2 b に設定することが望まれる。本実施の形態では、増幅器 2 a のゲインおよび T G C 回路 2 b の感度を、自動的に調整するために、制御部 8 に自動調整部 8 a を備えている。

20

【 0 0 1 6 】

自動調整部 8 a は、増幅器 2 a のゲインならびに T G C 回路 2 b に設定する深度ごとの感度として適切な値を演算により求め、これを増幅器 2 a および T G C 回路 2 b に設定する。自動調整部 8 a は、C P U とメモリを内蔵し、C P U がメモリに予め格納されているゲイン算出プログラムおよび T G C カーブ算出プログラムを実行することにより、ゲイン及び T G C カーブの自動調整動作を行う。

30

【 0 0 1 7 】

まず、自動調整部 8 a によるゲイン自動調整の動作を図 3 (A) のフローチャートを参照しながら説明する。自動調整部 8 a によるゲイン算出は、 $x - y$ メモリ 12 の画像データを用いて行われる。これは、操作者が実際に画像表示装置 7 上でリアルタイムで観察している画像が、 $x - y$ メモリ 12 に格納されている画像データに等しいためである。自動調整部 8 a は、まず $x - y$ メモリ 12 に格納されている画像データを取り込み、輝度値とその輝度値の画素数との関係を示す輝度分布ヒストグラム $H(k)$ を算出する（ステップ 301, 302）。ただし、 k は輝度値であり、ここでは輝度値が 8 ビット（0 ~ 255）であるものとして説明する。つぎに、輝度分布ヒストグラム $H(k)$ を累積した累積ヒストグラム $AH(k)$ を次式により算出する（ステップ 303）。

40

$AH(k) = H(k)$ （ただし $k = 0$ ）、 $AH(k) = AH(k-1) + H(k)$ （ただし、 $k = 1 \sim 255$ ）

【 0 0 1 8 】

求めた累積ヒストグラム $AH(k)$ を次式により規格化し、規格化累積ヒストグラム $NAH(k)$ を算出する（ステップ 304）。得られた規格化累積ヒストグラム $NAH(k)$ の一例を図 3 (B) に示す。

$NAH(k) = AH(k) / \text{総画素数}$

【 0 0 1 9 】

つぎに、自動調整部 8 a は、ステップ 304 で求めた規格化累積ヒストグラム曲線が、

50

予め定めた頻度値 P_O (pivotOut) および輝度値 PIT (pivotInTarg) を通る曲線となるようにするためのゲイン補正值を求める。具体的には、ステップ 304 で求めた規格化累積ヒストグラム曲線について、予め定めておいた頻度値 P_O に対応する輝度値 P_I (pivot In) を求める (ステップ 305)。つぎに、増幅器 2a の特性から予め求めておいた、受信信号の電圧値と輝度値との関係を示すグラフ (図 4 (B)) 上で、ステップ 305 で求めた輝度値 P_I に対応する電圧値 V_{in} を求める (ステップ 306)。同じ図 4 (B) のグラフ上で、予め定めておいた所望の輝度値 PIT (pivotInTarg) に対応する電圧値 V_{Targ} を求める (ステップ 307)。ここで得られた電圧値 V_{in} を電圧値 V_{Targ} にシフトさせるために必要なゲイン補正量を、増幅器 2a の増幅特性 (例えば対数圧縮であること) を考慮して、演算により求める (ステップ 308)。制御部 8 は、自動調整部 8a が求めたゲイン補正量により、現在増幅器 2a に設定されているゲインを補正する。

10

【0020】

このゲイン補正により、 $x - y$ メモリ 12 に格納されている画像データについて求められた図 4 (A) の規格化累積ヒストグラムは、頻度値 P_O に対応する輝度値が輝度値 PIT (pivotInTarg) である曲線、すなわち、座標 (頻度値 P_O 、輝度値 PIT) を通る曲線にシフトする。

【0021】

頻度値 P_O および輝度値 PIT は、操作者が認識しやすい輝度分布の超音波断層画像の規格化累積ヒストグラム曲線が共通して通過する座標であり、経験的に求めた値を用いる。この座標を通過する規格化累積ヒストグラムが得られるように、増幅器 2a のゲインを自動調整することで、操作者の手を煩わせることなく、操作者が認識しやすい輝度分布の超音波画像を表示することができる。また、累積ヒストグラムを用いることにより、ヒストグラム曲線がピークを持たない形状となる超音波断層画像であっても、ゲインの自動調整が可能である。

20

【0022】

つぎに、自動調整部 8a による TGC 回路 2b の感度自動補正の動作を図 5 のフローチャートを参照しながら説明する。この補正は、 $r - \theta$ メモリ 11 の画像データを用いて行われる。ここでは、 $r - \theta$ メモリ 11 に格納されている走査線の本数を N 本として説明する。

【0023】

まず、 N 本の走査線の信号強度を各深度 r ごとに平均し、平均値 $avr(r)$ を算出する (ステップ 501)。平均値 $avr(r)$ の一例を図 6 (a) のグラフに示す。ステップ 501 で求めた $avr(r)$ の最大値 (avr_{max}) と最小値 (avr_{min}) を算出し、最大値 (avr_{max}) = 1、最小値 (avr_{min}) = TGC_{min} の範囲で $avr(r)$ を規格化する (ステップ 503)。ここで TGC_{min} は、 $0 < TGC_{min} < 1$ の範囲で予め定めておいた値であり、規格化後の $avr(r)$ の最小値が 0 にならないようにするために導入している。規格化後の $avr(r)$ の範囲を広くするため、 TGC_{min} は 0 に近い値を用いることが望ましい。図 6 (b) の例では、 $TGC_{min} = 0.1$ としている。

30

【0024】

つぎに、ステップ 501 で求めた平均値 $avr(r)$ を用い、分散 $var(r)$ を算出する (ステップ 503)。分散 $var(r)$ の一例を図 6 (c) のグラフに示す。得られた分散 $var(r)$ を用い、反射エコー信号の雑音成分は分散値が小さいことに着目して、 $avr(r)$ の信頼性の高低を示す関数 $f(r)$ を作成する (ステップ 504)。すなわち、 $var(r)$ が予め定めた基準値 V と等しくなる深度 $r = r_v$ を求め、 $0 \leq r \leq r_v$ の範囲については $f(r) = 1$ とし、 $r_v < r \leq r_e$ の範囲については $f(r)$ は所定の単調減少カーブとなるように信頼性関数 $f(r)$ を作成する。ただし、 r_e は、入力部 4 の視野深度設定部 42 の操作で設定された視野深度である。作成した信頼性関数 $f(r)$ を図 6 (d) のグラフに示す。この信頼性関数 $f(r)$ は、深度 r が $0 \leq r \leq r_v$ の範囲については分散 $var(r)$ の値が基準値 V 以上であるから、平均値 $avr(r)$ は雑音成分の少ない信頼性の高い (信頼性 = 1) 値であることを数値 1 で表しており、深度 r がそれより深い $r_v < r \leq r_e$ の範囲については分散 $var(r)$ の値が基準値 v より

40

50

小さく雑音成分の多い信頼性が低いことを 1 よりも小さい数値で表している。

【 0 0 2 5 】

ステップ 5 0 2 で求めた規格化平均値 $\text{avr}(r)$ ならびに所定値 $TGC_{\min}$ と、ステップ 5 0 4 で作成した信頼性関数 $f(r)$ とを用い、 TGC 補正関数 $W(r)$ を次式により算出する (ステップ 5 0 5)。

$$W(r) = (1 - (\text{規格化avr}(r)) + TGC_{\min}) \times f(r)$$

【 0 0 2 6 】

この TGC 補正関数 $W(r)$ は、現状の $\text{avr}(r)$ の信号強度の減衰を補正し一定強度信号強度が得られるように補正する関数であるが、上式のように信頼性関数 $f(r)$ によって重み付けされた関数である。求めた $W(r)$ を図 6 (e) のグラフに示す。

10

【 0 0 2 7 】

ステップ 5 0 5 で求めた TGC 補正関数 $W(r)$ を、 TGC 回路 2 b の深度区間ごとに平均処理し、各深度区間の TGC 感度補正值とする (ステップ 5 0 6)。得られた TGC 感度補正值を、現在 TGC 回路 2 b に設定されている各深度区間の感度に掛け合わせ、その値を補正後の TGC 感度として TGC 回路 2 b に設定する (ステップ 5 0 7)。これにより、反射エコー信号列の信号強度が、生体内の超音波の減衰により深度の深いほど弱くなる現象を補償し、深度にかかわらず一定の信号強度に増幅することができる。この際、本実施の形態では、雑音信号が多く含まれる深度については、重み付けにより増幅率 (感度) を上げないため、雑音信号の信号強度は抑制される。

【 0 0 2 8 】

20

このように、本実施の形態では、 $r - \theta$ メモリ 1 1 に格納されているデータを用いて、信号強度の生体内減衰を補正する TGC 補正関数 $W(r)$ を得ているため、リアルタイムで TGC 回路 2 b の感度を補正することができる。よって、次の画像フレームで表示される超音波断層像 (B モード画像) は、生体内の伝搬減衰による信号強度の低下が補正され、深度方向に輝度が一様化された画像を表示することができる。しかも、その際に、反射エコー信号の雑音成分は信号強度の分散が小さい点に着目して、信頼性関数 $f(r)$ によって重み付けしているため、 TGC 感度の補正により雑音成分の信号強度が増幅されるのを抑制している。よって、雑音信号の輝度を抑制した超音波画像を表示することができる。

【 0 0 2 9 】

上述してきたように、本実施の形態の超音波診断装置によれば、増幅器 2 a のゲイン調整および TGC 回路 2 b の感度調整を、超音波画像のフレームごとに自動的に行うことができる。よって、操作者は、常にゲイン調整及び TGC 調整の行われた画像を用いて診断を行うことができる。

30

【 0 0 3 0 】

なお、上述の実施の形態では、制御部 8 の自動調整部 8 a がフレームごとに常にゲイン及び TGC 感度の自動補正を行う構成であったが、操作者が指示した場合のみ自動補正を行う構成にすることもできる。この場合、図 7 に示すように入力部 4 に自動補正指示を受け付ける受付部 1 3 を追加し、この受付部 1 3 を操作者が押下するなど操作した場合に、自動調整部 8 a 内の CPU が上述したゲイン自動補正プログラム及び TGC 自動補正プログラムを読み込んで実行するように構成する。これにより、制御部 8 は常に演算処理量を抑制することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 1 】

【図 1】本発明の一実施の形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 の超音波診断装置の入力部 4 の前面パネルを示す正面図である。

【図 3】(A) 本実施の形態の自動調整部 8 a によるゲイン自動補正の動作を示すフローチャートであり、(B) 求めた累積ヒストグラム曲線の一例を示すグラフである。

【図 4】(A) 本実施の形態の自動調整部 8 a によるゲイン自動補正において、累積ヒストグラム曲線の座標 (頻度 PO 、輝度 PI) を示すグラフであり、(B) 輝度 PI に対応する増幅器の電圧値 V_{in} を示すグラフである。

50

【図 5】本実施の形態の自動調整部 8 a による T G C 自動調整の動作を示すフローチャートである。

【図 6】(a) 図 5 のステップ 5 0 1 で求めた平均値 $\text{avr}(r)$ の例を示すグラフであり、(b) ステップ 5 0 2 で求めた規格化 $\text{avr}(r)$ の例を示すグラフであり、(c) ステップ 5 0 3 で求めた分散 $\text{var}(r)$ の例を示すグラフであり、(d) ステップ 5 0 4 で作成した信頼性関数 $f(r)$ を示すグラフであり、(e) ステップ 5 0 5 で求めた T G C 補正関数 $W(r)$ の例を示すグラフである。

【図 7】別の実施の形態による入力部 4 に自動補正指示受付部 1 3 を備えた超音波診断装置のブロック図である。

【図 8】従来の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

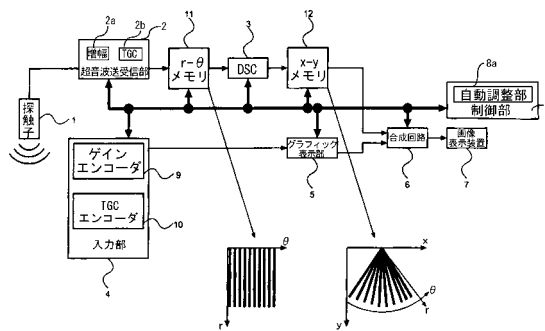
10

【符号の説明】

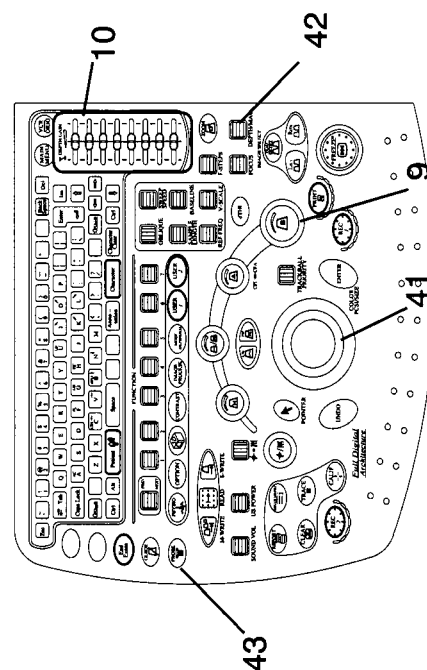
【 0 0 3 2 】

1 ... 探触子、2 ... 超音波送受信部、3 ... デジタルスキャンコンバータ、4 ... 入力部、5 ... グラフィック表示部、6 ... 合成回路、7 ... 画像表示装置、8 ... 制御部、8 a ... 自動調整部、9 ... ゲインエンコーダ、10 ... T G C エンコーダ、11 ... $r - \theta$ メモリ、12 ... $x - y$ メモリ、13 ... 自動補正指示受付部。

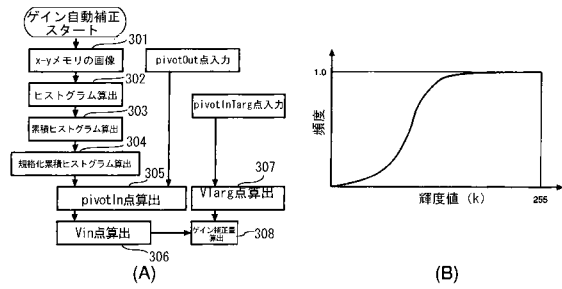
【図 1】



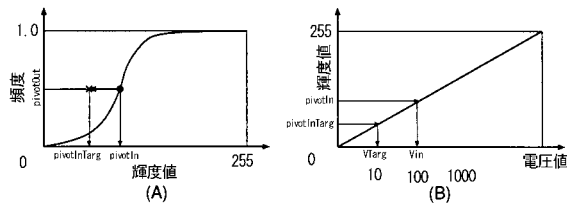
【図 2】



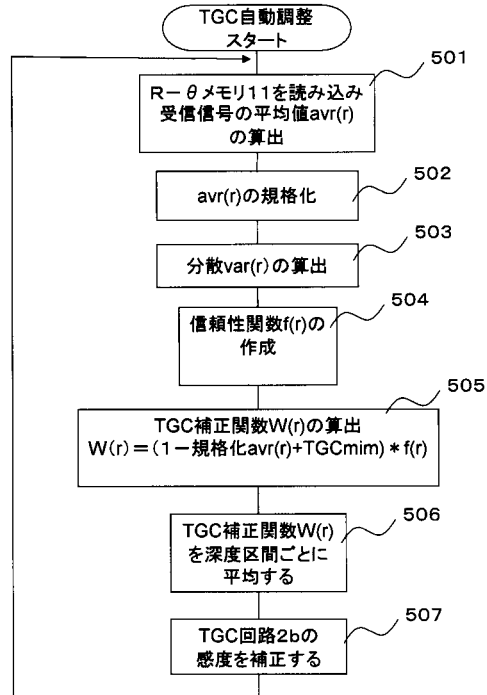
【図3】



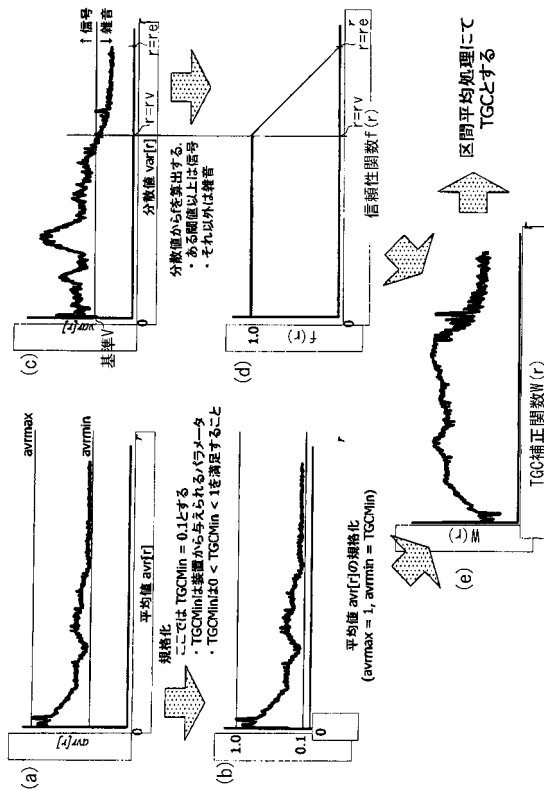
【図4】



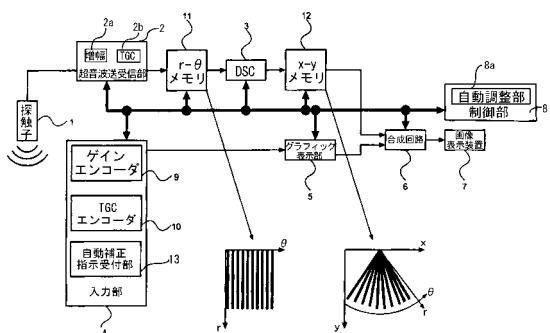
【図5】



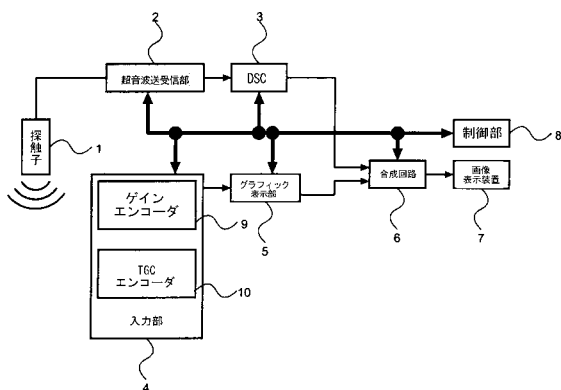
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平6 - 105839 (J P , A)
特開平9 - 65252 (J P , A)
特開平10 - 14917 (J P , A)
特開2003 - 220058 (J P , A)

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

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4454293B2	公开(公告)日	2010-04-21
申请号	JP2003397477	申请日	2003-11-27
[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	林達也 永田剛志		
发明人	林 達也 永田 剛志		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/JB11 4C601/JB13 4C601/JB34 4C601/JB40 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JB55 4C601/KK07		
代理人(译)	伊达公子田田		
其他公开文献	JP2005152422A JP2005152422A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断仪器，自动调节亮度（增益）或TGC（时间增益补偿）灵敏度。ZSOLUTION：增益调整意味着找到图像数据的亮度分布的累积直方图曲线。找到用于将对应于找到的累积直方图曲线上的预定累积频率值的亮度值移位到预定参考亮度值的放大因子的校正值，以校正放大部分的放大因子。TGC放大因子校正装置评估每个深度处的回波信号串的信号强度的分布，并且当分布值具有小于预定参考值的深度时，针对每个深度确定减小校正值的加权值。。该构造可以使用通过每个深度的加权值加权的校正值来校正TGC放大因子。Z

【図1】

