

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4614739号
(P4614739)

(45) 発行日 平成23年1月19日(2011.1.19)

(24) 登録日 平成22年10月29日(2010.10.29)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/00 (2006.01) A61B 8/00

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-332263 (P2004-332263)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成16年11月16日(2004.11.16)		パナソニック株式会社
(65) 公開番号	特開2006-141465 (P2006-141465A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成18年6月8日(2006.6.8)	(74) 代理人	110000040
審査請求日	平成19年10月17日(2007.10.17)		特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
		(72) 発明者	伊藤 嘉彦
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		(72) 発明者	萩原 尚
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		審査官	後藤 順也

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】

互いに異なる態様のパルス信号を生成する送信制御部と、

前記パルス信号を超音波パルスへ変換して被検体へ向けて送信し当該超音波パルスの反射エコー信号を受信する探触子と、

前記反射エコー信号に基づいて生成した断層像フレームを複数の領域に分割し領域内における反射エコー信号の強度を輝度変換し領域ごとに輝度の代表値を求める代表値演算部と、

少なくとも2つの互いに異なる態様のパルス信号に基づいて生成されたそれぞれの断層像フレームにおいて対応する領域における前記代表値同士を比較することにより当該領域がノイズ領域であるか否かを判定する判定部とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記代表値演算部は前記断層像フレームを深度方向に対して複数の領域に分割する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記代表値演算部は前記断層像フレームを走査方向に対して複数の領域に分割する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記送信制御部は互いに振幅の異なるパルス信号を生成する請求項1～3のいずれかに記

載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記送信制御部は互いに異なる波数のパルス信号を生成する請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体へ超音波を送信し、被検体内部からの反射エコーを受信し、映像化する超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年、超音波が生体に対して無侵襲であることを利用し、生体内の疾患を診断する等の様々な用途に幅広く用いられている。超音波には、生体に対して送信されると、生体を媒質とし指向性を持って、次々と伝播していくという特徴がある。一方、生体の組織の中には、性質により音響特性が異なるものがあるため、組織の境界によって超音波が反射される。超音波を利用した診断装置は、この反射された反射エコー信号を受信することによって、生体内の疾患部を映像化するものである。

【0003】

しかし、超音波には、媒質中を伝播する間に吸収、散乱、反射等により、音波の強さが減少する（減衰する）という特徴がある。生体組織内では、超音波の伝播距離が長い（深い）ほど減衰するため、伝播距離すなわち受信時間に応じて減衰を補正する。これを、タイム・ゲイン・コントロール（TGC：Time Gain Control）またはセンシティブリティ・タイム・コントロール（STC：Sensitivity Time Control）という。超音波診断装置の使用者は、複数のTGCスライドボリュームを操作することにより、受信ゲインを制御している。

20

【0004】

被検体内における超音波の減衰は、例えば、体格、脂肪量の多少等、生体の状態あるいは、診断部位等の条件により一様には定まらない。そのため、超音波診断装置の使用者は、被検体ごとに複数のTGCスライドボリュームを操作し、画面全体の明るさを調整している。しかし、複数のTGCスライドボリュームを被検体ごとに操作するのは煩雑であるため、自動的にTGC制御を行う超音波診断装置が提案されている（例えば、特許文献1）。

30

【0005】

以下に、従来 of 超音波診断装置について図面を用いて説明する。

【0006】

図7は、従来 of 超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図7に示すように、従来 of 超音波診断装置は、超音波プローブ101、受信処理部102、記憶部103、平均値演算部104、TGC発生回路105、および表示部106を備えている。

【0007】

反射エコー信号は、超音波プローブ101、受信処理部102を介して、記憶部103へ格納される。平均値演算部104は、記憶部103から断層像フレームを取得し、深度方向に分割し、分割された各領域の輝度の平均値を演算により求める。TGC発生回路105は、すべての領域において、輝度の平均値が一定程度に保たれるよう、領域ごとの補正を行うため、TGCのゲイン信号を受信処理部102へ出力する。これにより、表示部106は、均一な輝度の画像を表示することができる。

40

【特許文献1】特開平6-54849号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

50

しかしながら、従来の超音波診断装置では、表示部106の画面全体における輝度を均一化していたため、診断関心領域外の信号に対しても輝度の均一化を行っていた。そのため、診断関心領域外の遠方深度における反射エコー情報が存在しない領域（以下、ノイズ領域と称す。）であっても、輝度が過度に強調されてしまい、正しい表示にならず、効率的な診断を行うことができない課題があった。

【0009】

本発明は、上記従来の課題を解決するもので、断層像フレーム内のノイズ領域を判断することの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】**【0010】**

上記課題を解決するために、本発明にかかる超音波診断装置は、互いに異なる態様のパルス信号を生成する送信制御部と、前記パルス信号を超音波パルスへ変換して被検体へ向けて送信し、当該超音波パルスの反射エコー信号を受信する探触子と、前記反射エコー信号に基づいて生成した断層像フレームを複数の領域に分割し、領域内における反射エコー信号の強度を輝度変換し、領域ごとに輝度の代表値を求める代表値演算部と、少なくとも2つの互いに異なる態様のパルス信号に基づいて生成されたそれぞれの断層像フレームにおいて対応する領域における前記代表値同士を比較することにより、当該領域がノイズ領域であるか否かを判定する判定部とを備えることを特徴とする。

【0011】

本発明にかかる超音波診断装置によれば、送信制御部が互いに異なる態様のパルス信号を生成し、探触子が各パルス信号を超音波パルスへ変換し、当該超音波パルスを被検体へ送信し、当該超音波パルスの反射エコー信号を受信する。代表値演算部は、当該反射エコー信号に基づき生成された断層像フレームを複数の領域に分割し、領域内における輝度変換された反射エコー信号の強度から当該領域における代表値を求める。判定部は、少なくとも2つの互いに異なる態様のパルス信号に基づいて生成された断層像フレームにおいて対応する領域における代表値同士を比較することにより、領域がノイズ領域か否かを判定する。そのため、例えば、ノイズ領域の反射エコー強度だけを選択的に抑制することにより、ノイズ領域を過度に浮き立たせることなく、画面内の輝度を均質化することができる。なお、ノイズ領域とは、診断関心領域外の遠方深度における反射エコー情報が存在しない領域のことである。代表値とは、領域内を代表する値のことを指し、一例として、平均値等を用いる。

【0012】

本発明にかかる超音波診断装置において、前記代表値演算部は、前記断層像フレームを深度方向に対して複数の領域に分割することが好ましい。

【0013】

本発明にかかる超音波診断装置において、前記代表値演算部は、前記断層像フレームを、走査方向に対して複数の領域に分割することが好ましい。断層像フレームが走査方向において領域分割されるため、判定部は、断層像フレームの走査方向において、探触子の全体が生体に対して接触できていない際に発生するノイズ領域を判定することができる。

【0014】

本発明にかかる超音波診断装置において、前記送信制御部は、互いに振幅の異なるパルス信号を生成することが好ましい。

【0015】

本発明にかかる超音波診断装置において、前記送信制御部は、互いに異なる波数のパルス信号を生成することが好ましい。

【発明の効果】**【0016】**

本発明にかかる超音波診断装置によれば、診断関心領域と、ノイズ領域とを判断することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 7 】

以下に、本発明にかかる超音波診断装置について、図面を用いて詳しく説明する。

(第1の実施の形態)

図1は、第1の実施の形態にかかる超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 8 】

図1に示すように、本実施の形態にかかる超音波診断装置は、送信制御部1、超音波プローブ2(探触子)、受信処理部3、記憶部4、代表値演算部5、判定部6、TGC制御部7、および表示部8を備えている。

【 0 0 1 9 】

送信制御部1は、システム制御部(図示せず)の指示に従い、パルス信号を生成する。その際、送信制御部1は、パルス信号の振幅を変化させることができる。超音波プローブ2は、振動子、整合層、およびバックング材等によって構成される。超音波プローブ2は、送信制御部1で生成されたパルス信号を超音波パルスに変換して、当該超音波パルスを生体内へ送信し、生体内で反射された反射エコー信号を再び受信する。受信処理部3は、超音波プローブ2から取得した電気信号に対しデジタル化や増幅等を行う。

10

【 0 0 2 0 】

記憶部4は、メモリ等によって構成され、受信処理部3の出力である電気信号を記憶する。ここで、記憶部4に記憶される断層像フレームの例について、図面を用いて説明する。図3(a)は、パルス振幅 V_1 の場合の断層像フレームAの一例を示す説明図である。図3(b)は、パルス振幅 V_2 の場合の断層像フレームBの一例を示す説明図である。図3(a)に示すように、記憶部4は、超音波プローブ2によって受信する反射エコー信号を、Bモード表示により記憶している。

20

【 0 0 2 1 】

代表値演算部5は、記憶部4に記憶される断層像フレームの領域における輝度の平均値を演算する。領域とは、図3(a)に示すように、断層像フレームの深度方向に対して垂直に、例えば、所定の深度間隔おきに分割した範囲のことである。また、代表値演算部5は、複数の加算回路等のハードウェアを用いてもよいし、マイクロプロセッサ等のソフトウェアを用いてもよい。

【 0 0 2 2 】

ここでは、一例として、断層像フレームは深度方向において、領域#1~#4の4領域に分割される。なお、本実施の形態における領域は、説明の便宜上4つの領域で示したが、領域の数および間隔はこの一例に限定されない。領域の数は、4領域以上に細分化されたものでもよく、各領域を分割する間隔は、深度方向において一定でなくてもよい。

30

【 0 0 2 3 】

判定部6は、代表値演算部5から少なくとも2つの輝度平均値を取得して比較することにより、領域がノイズ領域であるか否かを判定する。TGC制御部7は、判定部6の判定結果により、TGC設定値を求め、当該TGC設定値を受信処理部3へ出力する。表示部8は、記憶部4に記憶されている断層像フレームを表示するモニタ等である。

【 0 0 2 4 】

次に、図面を用いて本実施の形態にかかる超音波診断装置の動作について説明する。図2は、本実施の形態にかかる超音波診断装置の動作の一例を示すフローチャートである。動作に先立って、操作卓(図示せず)から、ノイズ抑制処理を伴うゲイン最適化を行う自動調整機能を有効にする指示(図示せず)があった場合について説明する。

40

【 0 0 2 5 】

まず、送信制御部1がパルス信号のパルス振幅を V_1 に設定する(ステップS101)。送信電圧 V_1 には、一例として、100ボルト等の値が設定される。

【 0 0 2 6 】

超音波プローブ2は、送信制御部1によって生成されたパルス信号を超音波パルスに変換し生体内へ送信する。生体内で反射された反射エコー信号は、超音波プローブ2によって受信され、電気信号に変換されて、受信処理部3へ出力される。受信処理部3は、当該

50

電気信号に対してデジタル化および反射エコー強度の増幅等を行う。(ステップS102)。

【0027】

そして、受信処理部3から出力された電気信号は、記憶部4に記憶される(ステップS103)。このように、ステップS102~S103の動作が被検体面上において順次繰り返されることにより、電気信号が次々と記憶部4に記憶され、結果的に記憶部4に断層像フレームが記憶される。

【0028】

代表値演算部5は、記憶部4に記憶される断層像フレームを深度方向に分割し、各領域における輝度の平均値を求める(ステップS104)。ここでは、一例として、超音波パルス信号のパルス振幅(送信電圧)が V_1 のときの断層像フレームAを用いて、以下に説明する。前述のとおり、断層像フレームAは深度方向において領域#1~#4に領域分割される(図3(a)参照)。代表値演算部5は、断層像フレームAの領域#1~#4における各領域内の信号の輝度を累積し、累積合計を累積した点数で除算することにより、領域#1~#4ごとに輝度平均値 A_1 ~ A_4 を求める。

10

【0029】

次に、送信制御部1は、超音波パルス信号のパルス振幅を V_2 に設定する(ステップS105)。ここでは一例として、パルス振幅 V_2 は、パルス振幅 V_1 より20db程度減衰したものをを用いる。

【0030】

そして、ステップS102~S103と同様の動作を行い、記憶部4にパルス振幅 V_2 の断層像フレームを記憶する(ステップS106、ステップS107)。

20

【0031】

代表値演算部5は、記憶部4に記憶される断層像フレームの深度方向に分割し、各領域における輝度の平均値を求める(ステップS108)。ここでは、一例として、超音波パルス信号のパルス振幅が V_2 のときの断層像フレームBを用いて、以下に説明する。ステップS104の場合と同様に、断層像フレームBは深度方向において領域#5~#8に領域分割される(図3(b)参照)。

【0032】

図3(b)に示すように、断層像フレームBは、ステップS104において領域分割された断層像フレームAと同数の領域、同程度の分割間隔で領域分割される。代表値演算部5は、断層像フレームBの領域#5~#8における各領域内の信号の輝度を累積し、累積合計を累積した点数で除算することにより、領域#5~#8ごとに輝度平均値 B_1 ~ B_4 を求める。

30

【0033】

次に、判定部6は、断層像フレームAの領域#1~#4および断層像フレームBの領域#5~#8における輝度平均値の差分を求める(ステップS109)。一例として、判定部6は、断層像フレームAの領域#1における輝度平均値 A_1 と、断層像フレームBの領域#5における輝度平均値 B_1 との差分の絶対値 D_1 を求める。さらに、判定部6は、同様にして、領域#2の輝度平均値 A_2 と領域#6の輝度平均値 B_2 、領域#3の輝度平均値 A_3 と領域#7の輝度平均値 B_3 、領域#4の輝度平均値 A_4 と領域#8の輝度平均値 B_4 におけるそれぞれの差分の絶対値 D_2 、 D_3 、 D_4 を求める。例えば、断層像フレームAの領域#1の輝度平均値が500であり、断層像フレームBの領域#5の輝度平均値が300である場合、各輝度平均値の差分の絶対値は、200となる。

40

【0034】

その後、判定部6は、各断層像フレームのそれぞれの領域がノイズ領域であるか否かを判定する(ステップS110)。ステップS110による判定の結果、領域がノイズ領域である場合(Yes)、ステップS111へ進む。ステップS110による判定の結果、領域がノイズ領域でない場合(No)、ステップS112へ進む。

【0035】

50

生体からの反射エコー信号である場合、送信制御部 1 がパルス振幅を V_1 と V_2 とに異ならせることにより、超音波プローブ 2 によって受信される反射エコー信号の強度が異なる。一方、ノイズ信号が多くを占める場合、すなわちノイズ領域の場合、送信制御部 1 がパルス振幅を V_1 と V_2 とに異ならせても、超音波プローブ 2 によって受信される反射エコー信号の強度に差は生じない。

【 0 0 3 6 】

従って、判定部 6 は、差分絶対値 $D_1 \sim D_4$ の値が、所定の閾値以上の場合にはノイズ領域ではなく、所定の閾値より小さい場合にはノイズ領域であると判定する。例えば、領域 # 1 および # 5 における輝度平均値の差分が、200 であって、閾値が 150 である場合、領域 # 1 および # 5 は、ノイズ領域ではない、すなわち診断関心領域であることを示す。なお、上記の例では、差分絶対値が閾値以上の場合はノイズ領域と判断するものとしたが、差分絶対値が閾値より大きい場合がノイズ領域、差分絶対値が閾値以下の場合が診断関心領域と判断しても良い。

10

【 0 0 3 7 】

また、閾値は、例えば、パルス信号のパルス振幅 V_1 、 V_2 から求めてもよいし、ユーザによってあらかじめ設定されるものでも構わない。

【 0 0 3 8 】

ステップ S 1 1 0 でノイズ領域であると判断されると、ステップ S 1 1 1 では、TGC 制御部 7 は、ノイズ領域の輝度が強調されないように、増減量の設定を行い、ステップ S 1 1 3 へ進む。

20

【 0 0 3 9 】

ここで、図 4 (a)、(b) を用いて、各領域内における各輝点の補正について説明する。図 4 (a) は、各領域における輝度平均値の分布を示す説明図である。図 4 (a) の横軸は、超音波プローブ 2 で受信し、信号処理された反射エコー強度（すなわち、輝度の強さ）を示し、図 4 (a) の縦軸は、各領域の代表深度（例えば、領域中央の深度）を示している。さらに、図 4 (a) には、横軸に目標値 Ref_G をとり、当該目標値 Ref_G から縦軸に平行する破線が引かれている。目標値 Ref_G は、各領域における輝度平均値が均一化されるための目標値であり、任意に定めることができる。例えば、目標値 Ref_G は、図 4 (a) 内における任意の固定の値としてもよいし、反射エコー強度が最大である点と反射エコー強度が最小である点との中間点をとって、目標値 Ref_G としてもよい。

30

【 0 0 4 0 】

一例として、ステップ S 1 0 9 において求めた、断層像フレーム A および B のそれぞれの領域における輝度平均値の差分の絶対値 $D_1 \sim D_4$ のうち、 D_4 のみが閾値よりも小さい値であるとする。図 4 (a) に示すように、点 A 4 0 は、断層像フレーム A の領域 # 4 の輝度平均値 A_4 を示している。ここでは、領域 # 4 はノイズ領域であるため、TGC 制御部 7 は輝度平均値 A_4 に対し所定の増減量 A_{tn} による抑制を行う。例えば、図 4 (a) における反射エコー強度の最大値が 1000 であった場合には、増減量 A_{tn} としては 100 程度の増減量となる。

【 0 0 4 1 】

一方、ステップ S 1 1 0 でノイズ領域でないと判断されると、ステップ S 1 1 2 では、TGC 制御部 7 は、診断関心領域における輝度が等しくなるように、増減量の設定を行い、ステップ S 1 1 3 へ進む。

40

【 0 0 4 2 】

一例として、ステップ S 1 0 9 において求めた、断層像フレーム A および B のそれぞれの領域における輝度平均値の差分の絶対値 $D_1 \sim D_4$ のうち、 $D_1 \sim D_3$ が閾値よりも大きい値であるとする。図 4 (a) に示すように、点 A 1 0、A 2 0、A 3 0 は、それぞれ領域 # 1、# 2、# 3 の輝度平均値 A_1 、 A_2 、 A_3 を示している。ここでは、領域 # 1 ~ # 3 はノイズ領域ではないため、TGC 制御部 7 は輝度平均値 $A_1 \sim A_3$ を目標値 Ref_G に近づけるよう、各輝度平均値 $A_1 \sim A_3$ それぞれに必要な増減量を求める。必要

50

な増減量は、目標値 Ref_G から各輝度平均値 $A_1 \sim A_3$ をそれぞれ減算することにより求める。

【0043】

ステップ S_{113} では、ステップ S_{111} およびステップ S_{112} によって、設定された増減量を用いて、TGC制御部7が各領域におけるTGC設定値を求める。受信処理部3は、TGC制御部7から取得するTGCカーブ（STCカーブ）を用いて、各領域の反射エコー強度を増幅または抑制する。増幅または抑制によって、補正された断層像フレームは、表示部8に表示される。

【0044】

図4(b)は、各領域における輝度平均値に対するTGC設定値を示す説明図である。図4(b)において、横軸はTGC設定値を示し、図4(b)の縦軸は、各領域の代表深度を示している。図4(b)に示した、TGC設定値 A_{11} 、 A_{21} 、および A_{31} は、図4(a)における点 $A_{10} \sim A_{30}$ の輝度平均値 $A_1 \sim A_3$ を均一化するための増減量を図示したものである。一方、TGC設定値 A_{41} は、図4(a)における点 A_{40} の輝度を低く設定するための増減量を図示したものである。

10

【0045】

なお、TGC設定値 A_{11} 、 A_{21} 、 A_{31} 、 A_{41} は、領域#1～#4における輝度平均値 $A_1 \sim A_4$ を補正するための設定値であるため、領域内すべての反射エコー強度を補正するために使用することができない。そのため、TGC設定部7が、各TGC設定値間を補うために直線により補間して作成したTGCカーブを用いて領域#1～#4を補正する。

20

【0046】

以上のように、本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置によれば、異なる2態様のパルス振幅を用いることによって得られる2つの断層像フレームを用い、判定部6が2つの断層像フレームの各領域間における輝度平均値の差異によって、深度方向におけるノイズ領域を判断することができる。これにより、例えば、遠方領域に現れる不要なノイズを過度に増幅せず、診断関心領域のみを適切なゲインに均質化させて表示することができる。

【0047】

なお、本実施の形態では、各TGC設定値を直線によって補間すると記載したが、この一例に限定されず、例えばスプライン曲線等を用いて、各TGC設定値を結ぶことも好ましい。これにより、TGC制御部7は、より正確な補正をすることができる。

30

【0048】

また、本実施の形態では、異なる2態様のパルス振幅における差異に基づいて、ノイズ領域を判断する場合について説明したが、異なる2態様のパルス振幅（送信電圧値）の代わりに、異なる2波の送信波数を用いても同様の効果を得ることができる。なぜなら、送信波数を2波で打つ場合、1波で打つ場合と比較してより多くのエネルギーを被検体内に与えることができるため、送信電圧値を変化させた場合と同様に、異なる2態様の送信波数における差異が生じるからである。

(第2の実施の形態)

40

図5は、第2の実施の形態にかかる超音波診断装置の構成を示すブロック図である。なお、本実施の形態にかかる超音波診断装置の説明において、第1の実施の形態にかかる超音波診断装置と同様の機能を実現するものについては、図5において、図1と同様の番号を付番し、説明を省略する。

【0049】

図5に示すように、本実施の形態にかかる超音波診断装置は、送信制御部1、超音波プローブ2、受信処理部9、記憶部4、代表値演算部5、判定部6、LGC制御部10、および表示部8を備えている。すなわち、本実施の形態にかかる超音波診断装置は、受信処理部3の代わりに受信処理部9を備え、TGC制御部7の代わりにLGC制御部10を備える点で、第1の実施の形態にかかる超音波診断装置と異なる。

50

【 0 0 5 0 】

受信処理部 9 は、L G C 制御部 1 0 から取得する L G C カーブによって、反射エコー信号への増幅等を行うことにより、適切な信号制御を行う。ラテラル・ゲイン・コントロール (L G C : L a t e r a l G a i n C o n t r o l) とは、T G C が深度方向における減衰を補正するものであったのに対し、走査方向における減衰を補正するものである。

【 0 0 5 1 】

L G C 制御部 1 0 は、判定部 6 の判定結果により、L G C 設定値を求め、当該 L G C 設定値を受信処理部 9 へ出力する。

【 0 0 5 2 】

次に、図 2 を用いて、本実施の形態にかかる超音波診断装置の動作について説明する。なお、本実施の形態にかかる超音波診断装置は、断層像フレームの分割方向および分割後の領域における輝度平均値を均一化する点が異なる以外は、第 1 の実施の形態と同様であるため説明を省略する。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 0 4 では、代表値演算部 5 は、記憶部 4 に記憶された断層像フレームを走査方向に分割し、各領域における輝度の平均値を求める。

【 0 0 5 4 】

図 6 (a) は、パルス信号のパルス振幅 V_1 の場合の断層像フレームの一例を示す説明図である。図 6 (b) は、パルス信号のパルス振幅 V_2 の場合の断層像フレームの一例を示す説明図である。

【 0 0 5 5 】

図 6 (a) に示すように、本実施の形態にかかる超音波診断装置は、断層像フレームを走査方向において、例えば、領域 # 1 ~ # 4 の 4 つの領域に分割する。代表値演算部 5 は、断層像フレームの領域 # 1 ~ # 4 における各領域内の信号の輝度を累積し、累積合計を累積した点数で除算することにより、領域 # 1 ~ # 4 ごとに輝度平均値 $A_1 \sim A_4$ を求める。すなわち、第 2 の実施の形態にかかる超音波診断装置は、断層像フレームを深度方向において分割するのではなく、断層像フレームを走査方向において分割する点で、第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置と異なる。

【 0 0 5 6 】

なお、ステップ S 1 0 8 における代表値演算部 5 の動作は、パルス振幅が異なるだけで、ステップ S 1 0 4 と動作を行う。

【 0 0 5 7 】

図 6 (b) に示すように、本実施の形態にかかる超音波診断装置は、断層像フレームを走査方向において、例えば、領域 # 5 ~ # 8 の 4 つの領域に分割する。代表値演算部 5 は、断層像フレームの領域 # 5 ~ # 8 における各領域内の信号の輝度を累積し、累積合計を累積した点数で除算することにより、領域 # 5 ~ # 8 ごとに輝度平均値 $B_1 \sim B_4$ を求める。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 1 1 1 では、L G C 制御部 1 0 は、ステップ S 1 1 0 の判定の結果、領域がノイズ領域である場合、当該ノイズ領域の輝度が強調されないように、増減量を設定する。一方、ステップ S 1 1 2 では、L G C 制御部 1 0 は、ステップ S 1 1 0 の判定の結果、領域がノイズ領域でない場合 (診断関心領域)、診断関心領域における輝度が等しくなるように、増減量を設定する。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 1 1 3 では、ステップ S 1 1 1 およびステップ S 1 1 2 によって、設定された増減量から、各領域における L G C 設定値を求める。受信処理部 9 は、L G C 制御部 1 0 から取得する L G C 設定値を用いて、各領域の反射エコー強度を増幅または抑制する。補正された断層像フレームは表示部 8 に表示される。なお、L G C 制御部 1 0 は、各 L G C 設定値を補間することにより、L G C カーブ (図示せず) を作成することが好ましい。

10

20

30

40

50

【0060】

以上のように、本発明の第2の実施の形態にかかる超音波診断装置によれば、異なる2態様のパルス振幅を用いることによって得られる2つの断層像フレームを走査方向において複数領域に分割し、判定部6が2つの断層像フレームの領域間における輝度平均値の差異によって、走査方向におけるノイズ領域を判定することができる。これにより、生体と空気との間において音響インピーダンスが大きく異なることに起因する不要なノイズを過度に増幅することなく、診断関心領域のみを適切なゲインに均質化させることができる。例えば、超音波プローブ2の全体が生体に対して接触していない際に発生する不要ノイズ、特に超音波プローブ2端部における音響線近傍における不要ノイズ等に対して、非常に有用である。

10

【0061】

なお、上述した各実施の形態において、代表値演算部が、あらかじめ、輝度の集合をヒストグラムに表し、輝度のばらつき度合いを考慮して、輝度の平均値を求めることが望ましい。例えば、ヒストグラムの両端に現れる輝度の上位部分と下位部分とを除いた範囲で、輝度の平均値を求める。これにより、輝度を平滑化する処理において、精度をより高くすることができる。

【0062】

また、代表値演算部は、領域内の輝度を加算して求めた総和を、加算件数で除算することにより、輝度平均値を求める相加平均法を用いると記載したが、本発明にかかる平均値演算方法はこれに限定されない。例えば、輝度の平均値の代わりに、メジアンまたはモードを用いることもできる。メジアンとは、数値（輝度）が小さい順に並べられた集合において、中央に位置する値（中央値）である。モードとは、数値の集合において、最も頻出する数値のことである。

20

【0063】

また、上述した各実施の形態において、判定部が、2つの断層像フレームにおける領域間における輝度平均値の差異によってノイズ領域を判定すると記載したが、輝度の総和の差異によってノイズ領域を判定してもよい。各領域における除数が同じであるためである。

【0064】

なお、上述した各実施の形態において、対象とする断層像フレームの表示形式は、Bモード表示のみに限らず、超音波プローブによって受信する反射エコー信号から生成されるものであればよい。例えば、対象とする断層像フレームの表示形式は、反射エコー信号の振幅の強度を表示するAモード表示、または超音波プローブを固定（超音波の送受信のスキューン位置を固定）し組織等の経時的な変化を表示するMモード表示であってもよい。

30

【産業上の利用可能性】

【0065】

本発明にかかる超音波診断装置は、不要なノイズ領域を判断することができる超音波診断装置として有用である。

【図面の簡単な説明】

【0066】

40

【図1】本発明の第1の実施の形態にかかる超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】本発明にかかる超音波診断装置の動作の一例を示すフローチャートである。

【図3】図3(a)は、本発明の第1の実施の形態にかかる断層像フレームの一例を示す説明図である。図3(b)は、本発明の第1の実施の形態にかかる断層像フレームの他の一例を示す説明図である。

【図4】図4(a)は、本発明の第1の実施の形態にかかる断層像フレームの各領域における輝度平均値の一例を示す説明図である。図4(b)は、本発明の第1の実施の形態にかかるゲイン補正用のTGCカーブの一例を示す説明図である。

【図5】本発明の第2の実施の形態にかかる超音波診断装置の構成を示すブロック図であ

50

る。

【図6】図6(a)は、本発明の第2の実施の形態にかかる断層像フレームの一例を示す説明図である。図6(b)は、本発明の第2の実施の形態にかかる断層像フレームの他の一例を示す説明図である。

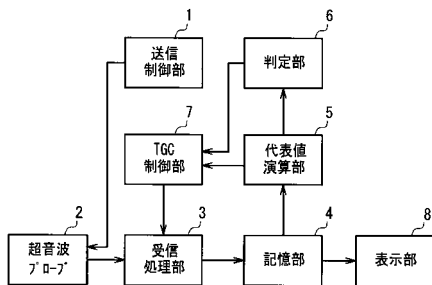
【図7】従来の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

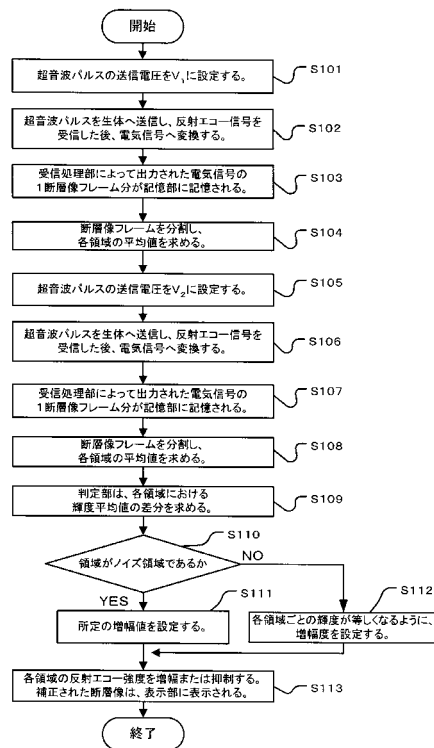
【0067】

- 1 送信制御部
- 2 超音波プローブ
- 3、9 受信処理部
- 4 記憶部
- 5 代表値演算部
- 6 判定部
- 7 TGC制御部
- 8 表示部
- 10 LGC制御部

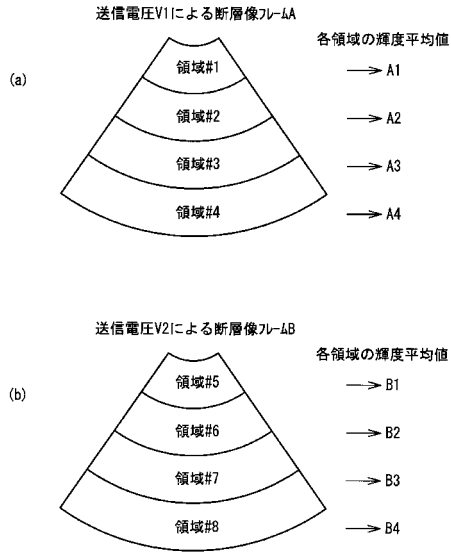
【図1】



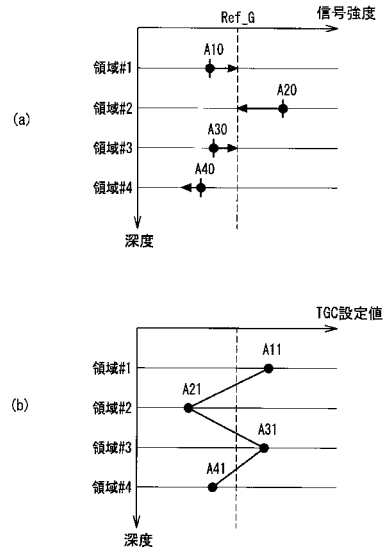
【図2】



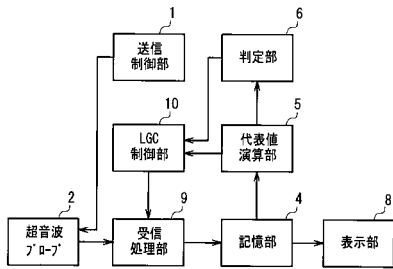
【図3】



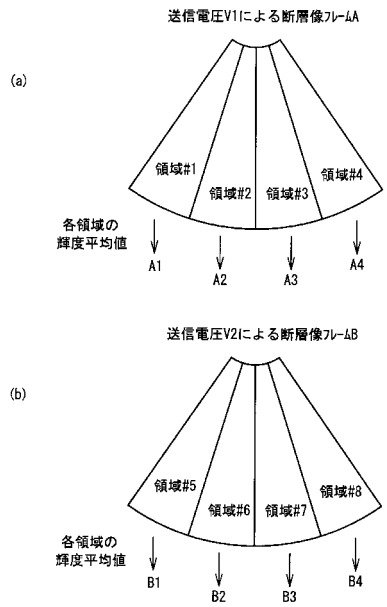
【図4】



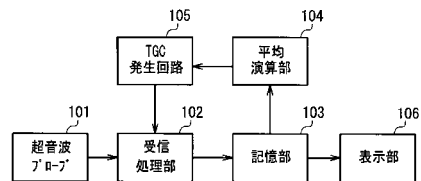
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平06 - 054849 (JP, A)
特開2000 - 197637 (JP, A)
特表2004 - 512857 (JP, A)
特開平06 - 105839 (JP, A)

- (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		
公开(公告)号	JP4614739B2	公开(公告)日	2011-01-19
申请号	JP2004332263	申请日	2004-11-16
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	伊藤嘉彦 萩原尚		
发明人	伊藤 嘉彦 萩原 尚		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/JB13 4C601/JB36 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JC11		
其他公开文献	JP2006141465A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够判断不需要的噪声区域的超声波诊断设备。ZOLUTION：超声波诊断装置包括：传输控制部分1，用于产生相互不同形式的脉冲信号；超声波探头2，用于将脉冲信号转换成超声波脉冲，将它们传递给被测者身体并接收超声波脉冲的反射回波信号；代表值计算部分5，用于将基于反射回波信号产生的断层图像帧分成多个区域，将区域内反射回波信号的强度转换为亮度，并获得每个区域的亮度代表值区；判断部分6，用于通过比较基于脉冲信号产生的各个断层图像帧中的对应区域中的代表值，以至少两种相互不同的形式来判断该区域是否是噪声区域。Z

【 図 2 】

