

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5626973号

(P5626973)

(45) 発行日 平成26年11月19日(2014.11.19)

(24) 登録日 平成26年10月10日(2014.10.10)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2010-163918 (P2010-163918)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成22年7月21日(2010.7.21)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(65) 公開番号	特開2012-24196 (P2012-24196A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(43) 公開日	平成24年2月9日(2012.2.9)	(74) 代理人	100106541
審査請求日	平成25年5月16日(2013.5.16)		弁理士 伊藤 信和
		(72) 発明者	加藤 生
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数チャンネルの超音波振動子を有し、該超音波振動子によって超音波の送信を行ない、エコー信号を受信する超音波プローブと、

前記各チャンネルの超音波振動子において受信したエコー信号が入力され、前記各チャンネルの超音波振動子において、超音波の送信対象内から反射した有効なエコー信号が受信されたか否かを判定する判定部と、

該判定部において有効と判定されたチャンネルのエコー信号を加算する加算部と、

前記判定部の後段において、チャンネル毎に前記加算部への前記各エコー信号の出力をオンオフするスイッチ部であって、前記判定部により有効と判定された場合にオンになり、一方で無効と判定された場合にオフになるスイッチ部と、

を備えることを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 2】

前記加算部で加算されるエコー信号の数に応じて設定されるゲインを前記エコー信号に乗算するゲイン乗算部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 3】

前記ゲインは、無効と判定されたチャンネル数が多いほど大きくなることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 4】

複数チャンネルの超音波振動子を有し、該超音波振動子によって超音波の送信を行ない

10

20

、エコー信号を受信する超音波プローブと、

前記各チャンネルの超音波振動子において、超音波の送信対象内から反射した有効なエコー信号を受信されたか否かを判定する判定部と、

前記判定部の判定結果に基づいて特定されるエラー領域を示すエラー領域表示を、表示部に表示された超音波画像に表示させるエラー領域表示制御部と、

を備えることを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 5】

前記エラー領域を特定するエラー領域特定部を備え、該エラー領域特定部は、前記判定部の判定結果から特定される送受信パラメータに基づいて算出される送信超音波ビームを、所定の設定送受信パラメータに基づいて算出される参照送信超音波ビームと比較して前記エラー領域の特定を行なうことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波画像表示装置。

10

【請求項 6】

前記判定部は、前記エコー信号を、前記超音波プローブの送受信面を超音波の送受信対象の表面と非接触にした状態で超音波の送受信を行なうことによって予め取得された参照エコー信号と比較して判定を行なうことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 7】

前記超音波プローブの送受信面と超音波の送受信対象の表面との間の静電容量を検出するための静電容量センサを備え、

前記判定部は、前記静電容量センサの検出信号に基づいて判定を行なう

20

ことを特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 8】

前記判定部は、チャンネル毎の判定結果において無効と判定した場合であっても、該無効と判定されたチャンネルが、隣り合って所定数連続していない場合、有効と判定することを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像を表示する超音波画像表示装置及びその制御プログラムに関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波画像表示装置は、超音波プローブによって超音波の送受信を行ない、得られたエコー信号に基づいて超音波画像を作成して表示する。このような超音波画像表示装置において、前記超音波プローブは複数の超音波振動子を有し、これら超音波振動子から超音波の送受信を行なう。そして、前記各超音波振動子で得られたエコー信号を加算して一音線分の RF (radio frequency) 信号を作成し、この RF 信号に基づいて前記超音波画像を作成して表示部に表示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0003】

【特許文献 1】特開 2010-68957 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、超音波の送受信対象内に超音波を照射するためには、この送受信対象と超音波プローブとが接触状態にあることが必要である。しかし、操作者が表示部を見ながら前記超音波プローブによる超音波の送受信を行なうと、前記超音波プローブにおける超音波の送受信面の一部が、送受信対象の表面から離れて非接触部分が生じる場合がある。このような非接触部分に位置する超音波振動子によって受信されたエコー信号はノイズとなる

50

ため、 S/N 比が悪化し、超音波画像の画質が悪化する。

【0005】

また、前記非接触部分の超音波振動子から送信された超音波は、送受信対象内には照射されないために、前記RF信号の信号強度が小さくなる。従って、このRF信号に基づいて作成された超音波画像の輝度が低くなり、超音波画像の画質が悪化する。

【0006】

また、前記非接触部分の超音波振動子から送信された超音波が、送受信対象内には照射されないと、形成される超音波ビームの方向や焦点などが、想定されたものとは異なることになる。これにより、超音波画像の画質が悪化する。

【0007】

しかし、このように超音波画像の画質が悪化しても、画質が悪化しているか否かは容易に判断できない場合もある。従って、前記非接触部分が生じている状態のまま超音波の送受信を行なって得られた超音波画像を見た操作者が、画質が悪化しているにもかかわらず、それに気づかないまま診断を行なう恐れがある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述の課題を解決するためになされた第1の観点の発明は、複数チャンネルの超音波振動子を有し、該超音波振動子によって超音波の送信を行ない、エコー信号を受信する超音波プローブと、前記各チャンネルの超音波振動子において、超音波の送信対象内から反射した有効なエコー信号が受信されたか否かを判定する判定部と、該判定部において有効と判定されたチャンネルのエコー信号を加算してRF信号を作成する加算部と、を備えることを特徴とする超音波画像表示装置である。

【0009】

第2の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記加算部への前記各エコー信号の出力をオンオフするスイッチ部をチャンネル毎に備え、該スイッチ部は、前記判定部により有効と判定された場合にオンになり、一方で無効と判定された場合にオフになることを特徴とする請求項1に記載の超音波画像表示装置である。

【0010】

第3の観点の発明は、第1又は2の観点の発明において、前記加算部で加算されるエコー信号の数に応じて設定されるゲインを前記エコー信号に乗算するゲイン乗算部を備えることを特徴とする超音波画像表示装置である。

【0011】

第4の観点の発明は、第1の観点の発明において、前記加算部は、前記判定部の判定結果に基づいて前記各チャンネル毎に設定される重み付け係数を前記各エコー信号に乗算して加算を行なうものであり、前記判定部において無効と判定されたチャンネルについては重み付け係数を零とすることを特徴とする超音波画像表示装置である。

【0012】

第5の観点の発明は、コンピュータに、複数チャンネルの超音波振動子を有し、該超音波振動子によって超音波の送信を行なってエコー信号を受信する超音波プローブにおける前記各チャンネルの超音波振動子において、超音波の送信対象内から反射した有効なエコー信号が受信されたか否かを判定する判定機能と、所定の重み付け係数により前記各エコー信号を重み付け加算する重み付け加算機能と、を実行させ、該重み付け加算機能においては、前記判定機能において無効と判定されたチャンネルの重み付け係数を零とすることを特徴とする超音波画像表示装置の制御プログラムである。

【0013】

第6の観点の発明は、複数チャンネルの超音波振動子を有し、該超音波振動子によって超音波の送信を行ない、エコー信号を受信する超音波プローブと、前記各チャンネルの超音波振動子において、超音波の送信対象内から反射した有効なエコー信号が受信されたか否かを判定する判定部と、該判定部の判定結果に基づいて超音波の送受信パラメータを設定する送受信パラメータ設定部と、を備えることを特徴とする超音波画像表示装置である

10

20

30

40

50

。

【0014】

第7の観点の発明は、第6の観点の発明において、前記送受信パラメータ設定部は、前記各チャンネルのエコー信号又は前記RF信号に対して乗算するゲインを、前記判定部の判定結果に基づいて設定することを特徴とする超音波画像表示装置である。

【0015】

第8の観点の発明は、第3、7の観点の発明において、前記ゲインは、無効と判定されたチャンネル数が多いほど大きくなることを特徴とする超音波画像表示装置である。

【0016】

第9の観点の発明は、複数チャンネルの超音波振動子を有し、該超音波振動子によって超音波の送信を行ない、エコー信号を受信する超音波プローブと、前記各チャンネルの超音波振動子において、超音波の送信対象内から反射した有効なエコー信号が受信されたか否かを判定する判定部と、該判定部によって無効と判定されたチャンネルの超音波振動子の位置を示す指示表示を、超音波画像を表示する表示部に表示させる指示表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波画像表示装置である。

10

【0017】

第10の観点の発明は、複数チャンネルの超音波振動子を有し、該超音波振動子によって超音波の送信を行ない、エコー信号を受信する超音波プローブと、前記各チャンネルの超音波振動子において、超音波の送信対象内から反射した有効なエコー信号が受信されたか否かを判定する判定部と、前記判定部の判定結果に基づいて特定されるエラー領域を示すエラー領域表示を、表示部に表示された超音波画像に表示させるエラー領域表示制御部と、ことを特徴とする超音波画像表示装置である。

20

【0018】

第11の観点の発明は、第10の観点の発明において、前記エラー領域を特定するエラー領域特定部を備え、該エラー領域特定部は、前記判定部の判定結果から特定される送受信パラメータに基づいて算出される送信超音波ビームを、所定の設定送受信パラメータに基づいて算出される参照送信超音波ビームと比較して前記エラー領域の特定を行なうことを特徴とする超音波画像表示装置である。

【0019】

第12の観点の発明は、第1～4、6～11のいずれか一の観点の発明において、前記判定部は、前記エコー信号を、前記超音波プローブの送受信面を超音波の送受信対象の表面と非接触にした状態で超音波の送受信を行なうことによって予め取得された参照エコー信号と比較して判定を行なうことを特徴とする超音波画像表示装置である。

30

【0020】

第13の観点の発明は、第1～4、6～11のいずれか一の観点の発明において、前記超音波プローブの送受信面と超音波の送受信対象の表面との間の静電容量を検出するための静電容量センサを備え、前記判定部は、前記静電容量センサの検出信号に基づいて判定を行なうことを特徴とする超音波画像表示装置である。

【0021】

第14の観点の発明は、第1～4、6～13のいずれか一の観点の発明において、前記判定部は、チャンネル毎の判定結果において無効と判定した場合であっても、該無効と判定されたチャンネルが、隣り合って所定数連続していない場合、有効と判定することを特徴とする超音波画像表示装置である。

40

【発明の効果】

【0022】

上記観点の発明によれば、前記判定部において、超音波の送信対象内から反射した有効なエコー信号が受信されたか否かを判定し、有効と判定されたチャンネルのエコー信号を加算してRF信号を作成するので、前記超音波プローブの送受信面の一部が超音波の送受信対象の表面と非接触状態になったとしても、前記RF信号に基づいて作成される超音波画像において、S/N比を維持することができる。従って、超音波プローブの送受信面が

50

送受信対象の表面と非接触状態になった場合には、従来と比べてS／N比を改善することができる。以上より、画質が悪化した超音波画像を見て診断を行なうことを防止することができる。

【0023】

また、上記他の観点の発明によれば、前記判定部の判定結果に基づいて設定された送受信パラメータにより超音波の送受信を行なわせるので、超音波プローブの送受信面の一部が送受信対象の表面と非接触状態になっても、それに応じた送受信パラメータが設定されて超音波の送受信が行なわれる。従って、前記超音波プローブの送受信面の一部に非接触部分が生じても、超音波画像の画質を維持することができる。そして、このように非接触部分が生じた場合の画質を従来よりも向上させることができる。以上より、画質が悪化した超音波画像を見て診断を行なうことを防止することができる。

10

【0024】

また、上記他の観点の発明によれば、前記判定部の判定結果に基づいて設定されるゲインを前記エコー信号に対して乗算するので、超音波プローブの送受信面が送受信対象の表面と非接触状態になっても、それに応じたゲインが前記各チャンネルのエコー信号又は前記RF信号に乘算される。これにより、超音波画像の輝度を維持することができる。従って、超音波プローブの送受信面の一部に非接触部分が生じた場合の超音波画像の輝度を従来よりも高くすることができるので従来と比べて画質を向上させることができる。以上より、画質が悪化した超音波画像を見て診断を行なうことを防止することができる。

【0025】

20

また、上記他の観点の発明によれば、前記判定部によって無効と判定されたチャンネルの超音波振動子の位置を示す指示表示が表示されるので、表示部を見ながら超音波の送受信を行なっている操作者が、超音波プローブの送受信面が送受信対象の表面と非接触状態にあることを認識することができる。従って、画質が悪化した超音波画像を見て診断を行なうことを防止することができる。

【0026】

また、上記他の観点の発明によれば、前記判定部の判定結果に基づいて特定されるエラー領域を表示部の超音波画像に表示させるので、この超音波画像において画像が悪化している領域を知ることができる。従って、画質が悪化した超音波画像を見て診断を行なうことを防止することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明に係る超音波画像表示装置の実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波画像表示装置における送受信部の構成を示すブロック図である。

【図3】図2に示す受信部の構成を示すブロック図である。

【図4】図3に示す判定部において比較される参照信号とエコー信号の一例を示す図である。

【図5】音線毎の送信開口の一例を示す説明図である。

40

【図6】図1に示す超音波画像表示装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図7】図1に示す超音波画像表示装置における制御部の構成を示すブロック図である。

【図8】超音波画像表示装置における受信部の他例の構成を示すブロック図である。

【図9】第二実施形態の変形例において、当初設定された送受信パラメータを用いて形成されると想定される受信ビームを示す概念図である。

【図10】第二実施形態の変形例において、無効なチャンネルを含む実際の送受信時に形成される受信ビームを示す概念図である。

【図11】第二実施形態の変形例において、判定結果に基づいて設定された送受信パラメータによって形成される受信ビームを示す概念図である。

50

【図 1 2】 第三実施形態の表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図 1 3】 第三実施形態において表示部に表示される指示表示の一例を示す図である。

【図 1 4】 第三実施形態において表示部に表示される指示表示の他例を示す図である。

【図 1 5】 第四実施形態の表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図 1 6】 第四実施形態の制御部の構成を示すブロック図である。

【図 1 7】 表示部に表示されたエラー領域指示表示の一例を示す図である。

【図 1 8】 第一送信超音波ビームと第二送信超音波ビームの特性を表すグラフを示す図である。

【図 1 9】 静電容量センサが設けられた超音波プローブの送受信面を示す図である。

【図 2 0】 図 1 9 の一部拡大図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0 0 2 8】

以下、本発明の実施形態について、図 1 ～図 7 に基づいて詳細に説明する。図 1 に示す超音波画像表示装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、RF 信号処理部 4、表示制御部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8、HDD（ハードディスクドライブ：Hard Disk Drive）9 を備える。前記超音波画像表示装置 1 は、例えば患者（超音波の送受信対象）に対する超音波の送受信を行なって取得されたエコー信号に基づく超音波画像を表示する超音波診断装置である。

【0 0 2 9】

前記超音波プローブ 2 は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子 2 a（図 3 参照）を有して構成され、この超音波振動子 2 a に電圧を印加して患者に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。前記超音波プローブ 2 は、前記超音波振動子 2 a として、0 チャンネルから N チャンネルまでの $(n + 1)$ チャンネル（ n は任意の自然数）の超音波振動子を有している。前記超音波プローブ 2 は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。

20

【0 0 3 0】

前記送受信部 3 は、前記超音波プローブ 2 による超音波の送受信を、後述する所定の送受信パラメータにより行なわせるものであり、図 2 に示すように送信部 3 1 と受信部 3 2 とを有する。前記送信部 3 1 は、前記超音波プローブ 2 を所定の送信パラメータで駆動させ、スキャン面を超音波ビームによって音線順次で走査させる。前記送信部 3 1 は前記制

30

御部 8 からの制御信号によって前記超音波プローブ 2 を駆動させる。

【0 0 3 1】

前記受信部 3 2 は、図 3 に示すように前段側から順にプリアンプ 3 2 1、AD 変換部 3 2 2、判定部 3 2 3、スイッチ部 3 2 4、遅延部 3 2 5、ゲイン乗算部 3 2 6 及び加算部 3 2 7 からなる回路で構成されている。前記プリアンプ 3 2 1、前記 AD 変換部 3 2 2、前記判定部 3 2 3、前記スイッチ部 3 2 4、前記遅延部 3 2 5、前記ゲイン乗算部 3 2 6 は、前記各超音波振動子 2 a 毎（各チャンネル毎）に設けられている。

【0 0 3 2】

前記プリアンプ 3 2 1 は、前記超音波プローブ 2 の超音波の送受信面における超音波の反射の影響により、表面付近のエコー信号の強度が高くなる現象を抑制するために、前記超音波振動子 2 a で受信された各エコー信号について深さ方向のゲイン補正を行なうものである。前記プリアンプ 3 2 1 においては、浅い部分のエコー信号ほど低いゲインが乗算される。

40

【0 0 3 3】

前記 AD 変換部 3 2 2 は、前記プリアンプ 3 2 1 においてゲイン補正されたエコー信号を AD 変換する。前記判定部 3 2 3 は、本発明における判定部の実施の形態の一例であり、前記各チャンネルの超音波振動子 2 a において、有効なエコー信号が受信されたか否かを判定する。ここで、有効なエコー信号とは、前記超音波プローブ 2 の送受信面が患者の体表面と接触した状態で超音波の送受信が行なわれ、患者の体内から反射して得られたエコー信号である。一方、有効ではないエコー信号、すなわち無効なエコー信号とは、前記

50

超音波プローブ２の送受信面が患者の体表面と非接触の状態では超音波の送受信が行なわれ、患者の体内から反射して得られたものではないエコー信号である。

【００３４】

具体的に前記判定部３２３について説明すると、前記判定部３２３は、各チャンネル毎に、前記ＡＤ変換部３２１でＡＤ変換されたエコー信号を、所定の参照エコー信号と比較して判定を行なう。

【００３５】

より詳細に説明すると、前記参照エコー信号は、前記超音波プローブ２を患者の体表面と非接触にした状態で超音波の送受信を行なうことによって予め取得されたエコー信号である。参照エコー信号は、前記制御部８から前記判定部３２３に入力される。図４にこのような参照エコー信号の一例を示す。この図４において、ＲＳは参照エコー信号である。また、Ｓは前記ＡＤ変換部３２２でＡＤ変換され前記判定部３２３に入力されたエコー信号である。前記参照エコー信号ＲＳ及び前記エコー信号Ｓは、一の超音波振動子２ａにおいて受信された一音線分の信号であるものとする。

【００３６】

前記判定部３２３は、例えば前記参照エコー信号ＲＳの信号強度の一音線分の累積加算値と、入力されたエコー信号Ｓの信号強度の一音線分の累積加算値との差が所定の閾値ＴＨ以上であれば、有効と判定する。一方、前記閾値ＴＨ未満であれば、無効と判定する。ちなみに、前記閾値ＴＨは調節できるようになっていてもよい。

【００３７】

ここで、前記超音波プローブ２の一部が患者の体表面と非接触の状態になった場合、隣り合って所定数連続する前記超音波振動子２ａにおいて無効なエコー信号が受信されることが多い。従って、前記判定部３２３は、チャンネル毎の判定結果において無効と判定した場合であっても、この無効と判定されたチャンネルが隣り合って所定数連続していない場合には有効と判定してもよい。

【００３８】

後述するように、前記判定部３２３は、電圧を印加して超音波の送信を行なった超音波振動子２ａのみならず、送信を行っていない超音波振動子２ａを含む全ての超音波振動子２ａの有効性を判定してもよい。

【００３９】

前記スイッチ部３２４は、後段側への前記エコー信号の出力をオンオフする。このスイッチ部３２４のオンオフにより、前記加算部３２７に出力されて加算されるエコー信号と前記加算部３２７に出力されず加算されないエコー信号とに区分けされるようになっている。前記スイッチ部３２４は、前記判定部３２３からの入力信号によってオンオフするようになっている。前記スイッチ部３２４は、本発明におけるスイッチ部の実施の形態の一例である。

【００４０】

具体的には、前記スイッチ部３２４は、前記判定部３２３により有効と判定された場合にはオンになり、一方で無効であると判定された場合にはオフになる。ただし、リアルタイム性を確保する観点から、一の音線についての前記判定部３２３の判定結果をその音線についての前記スイッチ部３２４のオンオフには反映させず、次の音線のエコー信号が入力された時のオンオフに反映させるようにしてもよい。この場合、音線毎に送信開口が異なる場合があることから、前記判定部３２３は、電圧を印加して超音波の送信を行なったチャンネルの超音波振動子２ａのみならず、送信を行っていないチャンネルの超音波振動子２ａについても判定対象とすることが好ましい。具体的に図５に基づいて説明すると、例えば超音波振動子２ａ０～２ａ７を用いて超音波の送信を行なった後に、超音波振動子２ａ２～２ａ９を用いて超音波の送信を行なうものとする。そして、前記超音波振動子２ａ０～２ａ７を用いた超音波の送信は音線Ｌ１についてのものであるとし、前記超音波振動子２ａ２～２ａ９を用いた超音波の送信は音線Ｌ２についてのものであるとする。

【００４１】

前記超音波振動子 2 a 8, 2 a 9 は、音線 L 1 については超音波の送信に用いられないものの音線 L 2 については超音波の送信に用いられる。従って、前記音線 L 1 についての前記判定部 3 2 3 の判定結果を、前記音線 L 2 のエコー信号が入力された時の前記スイッチ部 3 2 4 のオンオフに反映させるにあたっては、前記超音波振動子 2 a 8, 2 a 9 についても前記判定部 3 2 3 の判定対象にする必要がある。従って、音線 L 1 については、前記超音波振動子 2 a 8, 2 a 9 は送信には用いないものの、これら超音波振動子 2 a 8, 2 a 9 でエコー信号を受信し、このエコー信号に基づいて前記判定部 3 2 3 の判定を行なう。そして、判定結果に基づいて、前記音線 L 2 についてのエコー信号の受信時における前記スイッチ部 3 2 4 のオンオフ状態を設定する。

【0042】

10

ちなみに、超音波画像の作成に用いるエコー信号は、送信を行なった超音波振動子 2 a で受信したエコー信号である。従って、音線 L 1 については、前記超音波振動子 2 a 8, 2 a 9 で受信されたエコー信号は、超音波画像の作成には用いないことから、前記超音波振動子 2 a 8, 2 a 9 のチャンネルにおけるスイッチ部 3 2 4 は、音線 L 1 のエコー信号が入力された時にはオフ状態にする。

【0043】

前記遅延部 3 2 5 は、各チャンネルのエコー信号を整相するための遅延処理を行なう。また、前記ゲイン乗算部 3 2 6 は所定のゲインをエコー信号に乗算する。そして、前記加算部 3 2 7 は、各エコー信号を加算して R F 信号を作成する。前記ゲイン乗算部 3 2 6 は、本発明におけるゲイン乗算部の実施の形態の一例である。また、前記加算部 3 2 7 は、本発明における加算部の実施の形態の一例である。

20

【0044】

ここで、前記ゲイン乗算部 3 2 6 において乗算されるゲインは、前記制御部 8 により設定される。具体的には、ゲイン k は、以下の (式 1) のように定義する。

$$k = k_a \times k_b \quad \dots (式 1)$$

k_a は、前記スイッチ部 3 2 4 のオンオフの状態、すなわち前記加算部 3 2 7 で加算されるエコー信号の数に応じて設定される係数であり、前記各チャンネルのゲイン乗算部 3 2 6 において共通の係数である。一方、 k_b は前記スイッチ部 3 2 4 のオンオフ状態に関係なく前記各チャンネルのゲイン乗算部 3 2 6 毎に設定される係数である。従って、ゲイン k は各ゲイン乗算部 3 2 6 毎に、 $k_1, k_2, \dots, k_N$ が設定される。

30

【0045】

ここで、前記判定部 3 2 3 の判定結果は前記制御部 8 に入力される。そして、 k_a は、後述する送受信パラメータ設定部 8 1 によって前記判定部 3 2 3 の判定結果に基づいて設定される。また、 k_b は例えば前記操作部 7 の入力に基づいて前記制御部 8 により設定される。ちなみに、前記スイッチ部 3 2 4 のオンオフ状態を前記制御部 8 に入力し、これに基づいて前記送受信パラメータ設定部 8 1 が k_a の設定を行なってもよい。

【0046】

k_a についてより詳細に説明すると、この k_a は有効と判定されたチャンネル数が少ないほど (無効と判定されたチャンネル数が多いほど) 大きく設定される。言い換えれば、オンになっているスイッチ部 3 2 4 が少ないほど (オフになっているスイッチ部 3 2 4 が多いほど) k_a は大きく設定される。これにより、ゲイン k は、前記加算部 3 2 7 で加算されるエコー信号の数に応じたゲインになる。例えば、 k_a は以下の (式 2) のように設定してもよい。

40

$$k_a = M / (M - x) \quad \dots (式 2)$$

(式 2) において、 M は超音波画像の作成に用いるエコー信号を受信した超音波振動子 2 a の数、すなわち超音波の送信を行なった超音波振動子 2 a の数であり、 x は超音波の送信を行なった超音波振動子 2 a のうち無効と判定された超音波振動子 2 a の数である。

【0047】

以上のように、オフになっているスイッチ部 3 2 3 が多くなるほど k は高くなるので、無効と判定されるチャンネルの数が増えても超音波画像の輝度を確保することができるよ

50

うになっている。

【0048】

ここで、前記k aは各チャンネルのエコー信号に乗算されるのではなく、各エコー信号が加算されたR F信号に乗算されるようになっていてもよい。この場合には、特に図示しないが前記k aをR F信号に乗算するゲイン乗算部を前記加算部327の後段に設ける。

【0049】

前記R F信号処理部4は、前記受信部32から出力されたR F信号について超音波画像を作成するための所定の処理を行なう。例えば、前記R F信号処理部4は、前記送受信部3から出力されたR F信号に対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の所定の処理を行ってBモードデータを作成する。前記R F信号処理部4から出力されたBモードデータは前記表示制御部5に入力される。

10

【0050】

前記表示制御部5は、図6に示すように、メモリ51、表示画像制御部52を有する。前記メモリ51は、例えばRAM(Random Access Memory)やROM(Read Only Memory)等の半導体メモリ(Memory)などで構成される。このメモリ51には、例えば前記R F信号処理部4から出力されたBモードデータなどが記憶される。このBモードデータは、前記HDD9に記憶されるようになっていてもよい。

【0051】

前記表示画像制御部52は、前記R F信号処理部4から出力されたデータをスキャンコンバータ(Scan Converter)によって走査変換して画像データを作成し、この画像データに基づく超音波画像を前記表示部6に表示させる。例えば、前記画像データ作成部52は、前記Bモードデータをスキャンコンバータによって走査変換してBモード画像データを作成し、前記表示部6にBモード画像を表示させる。

20

【0052】

前記表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などで構成される。前記操作部7は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス(図示省略)などを含んで構成されている。

【0053】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)を有して構成される。この制御部8は、前記HDD9に記憶された制御プログラムを読み出し、前記R F信号処理部4及び前記表示制御部5における機能を実行させる。

30

【0054】

また、前記制御部8は、図7に示すように送受信パラメータ設定部81を有している。この送受信パラメータ設定部81は、前記操作部7の入力に基づいて超音波の送受信パラメータを設定する。例えば、送受信パラメータ設定部81は、送受信パラメータとして、例えば前記ゲイン乗算部325で乗算するゲイン、前記遅延部324における遅延量、送信する超音波の音響出力、超音波の送信開口などを設定する。

【0055】

さて、本例の超音波画像表示装置1の作用について説明すると、まず、超音波プローブ2を患者の体表面に当接しない状態で空中において超音波の送受信を行ない、前記参照エコー信号RSを取得する。その後、前記超音波プローブ2を患者の体表面に接触させて超音波の送受信を行ない、得られたエコー信号に基づいて超音波画像を作成して表示する。この時、無効と判定されたチャンネルのエコー信号は、前記スイッチ部324がオフ状態になることによって前記加算部327において加算されない。従って、前記超音波プローブ2の送受信面の一部が患者の体表面と非接触状態になったとしても、この非接触部分の超音波振動子2aで受信したエコー信号は超音波画像の作成には用いられないので、S/N比を維持することができる。これにより、前記超音波プローブ2の送受信面の一部が患者の体表面と非接触状態になった場合において、従来よりもS/N比を改善することがで

40

50

きる。

【0056】

また、前記加算部327で加算されるエコー信号の数に応じたゲイン k が前記ゲイン乗算部326において乗算され、無効と判定されるチャンネルの数が増えても超音波画像の輝度を維持することができる。従って、前記超音波プローブ2の送受信面の一部に非接触部分が生じた場合において、従来よりも超音波画像の輝度を高くすることができ、従来と比べて画質を向上させることができる。

【0057】

以上より、 S/N 比及び輝度の観点において画質が悪化した超音波画像を見て診断を行なうことを防止することができる。

10

【0058】

なお、この第一実施形態において、前記スイッチ部324のオンオフ状態に関係なく前記各チャンネルのゲイン乗算部326毎に設定される係数である k_b のみを、前記ゲイン k としてもよい。すなわち、 k_a を乗算しなくてもよい。この場合であっても、 S/N 比の観点からの画質を維持することができる。

【0059】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。前記送受信部3において、前記判定部323、前記スイッチ部324、前記遅延部325、前記ゲイン乗算部326及び前記加算部327は回路によって構成されているが、これらと同様の機能を制御プログラムにより実行させてもよい。具体的には、前記送受信部3は、特に図示しないが、前記各超音波振動子2aにおいて有効なエコー信号が受信されたか否かを前記判定部323と同様にして判定を行なう判定機能を実行する判定部と、前記各超音波振動子2aで受信したエコー信号について遅延処理を行なう遅延処理機能を実行する遅延部と、遅延処理された各エコー信号を、前記判定結果に基づいて設定される重み付け係数により重み付け加算する重み付け加算機能を実行する加算部とを有し、これら各部の機能を制御プログラムにより実行させるようにしてもよい。ただし、この場合、前記プリアンプ321及びAD変換部322については、回路で構成するものとする。

20

【0060】

前記重み付け加算機能においては、有効と判定されたチャンネルのエコー信号については、上記実施形態におけるゲイン k と同様の係数を乗算して加算する。一方、無効と判定されたチャンネルのエコー信号についての重み付け係数は零に設定する。従って、有効と判定されたチャンネルのエコー信号のみが加算されることになる。

30

【0061】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。以下、第一実施形態との相違点についてのみ説明する。

【0062】

図8に示すように、本例では受信部32'は、前記スイッチ部324を有さない点を除いて第一実施形態の受信部32と同一の構成であり、前段側から順にプリアンプ321、AD変換部322、判定部323、遅延部325、ゲイン乗算部326及び加算部327を有している。

40

【0063】

前記ゲイン乗算部326において乗算されるゲイン k も、上記(式1)で定義される。そして、前記 k_a も前記判定部323の判定結果に基づいて、第一実施形態と同様に、前記送受信パラメータ設定部81によって例えば上記(式2)によって設定される。従って、無効と判定されるチャンネル数が多くなるほど、前記 k_a が大きくなるように設定され、結果的に k も大きくなるように設定される。

【0064】

このような構成によれば、無効と判定されるチャンネル数が増えても、ゲイン k が大きく設定されるので、超音波画像の輝度を維持することができる。従って、前記超音波プロ

50

ープ2の送受信面の一部に非接触部分が生じた場合において、従来よりも超音波画像の輝度を高くすることができ、従来と比べて画質を向上させることができる。以上より、輝度の観点において画質が悪化した超音波画像を見て診断を行なうことを防止することができる。

【0065】

次に第二実施形態の変形例について説明する。本例において、前記送受信パラメータ設定部81は、例えば前記遅延部325による遅延量、超音波の音響出力、送信を行なう超音波振動子2aなど、前記ゲインk以外の送受信パラメータについても、前記判定部323の判定結果に基づいて設定してもよい。

【0066】

例えば、図9に示すように超音波振動子2a0～2aNまでを用いて超音波の送信を行なうように送受信パラメータが設定されている状態において超音波の送受信を行ない、その結果図10に示すように前記超音波振動子2a0, 2a1, 2a2, 2a3のチャンネルが無効であったと判定されたとする。この場合、図9に示すように、当初の送受信パラメータにおいては、受信ビームBM1が形成されるように、遅延量などが設定されている。ちなみに、図9～11において示された円弧Arは、遅延量を模式的に表わした線（遅延線）である。

【0067】

しかし、実際の超音波の送受信においては、図10に示すように無効なチャンネルを含むため、当初の送受信パラメータで受信ビームを形成すると、当初想定された前記受信ビームBM1とはビームの方向や焦点が異なる受信ビームBM2が形成される。従って、この受信ビームBM2に基づいて作成される超音波画像の画質が悪化する。

【0068】

そこで、前記送受信パラメータ設定部81は、前記判定部323の判定結果に基づいて、送受信パラメータを再設定する。例えば、前記判定部323において無効と判定されたチャンネルは、前記超音波プローブ2における一端側の4つのチャンネルの前記超音波振動子2a0, 2a1, 2a2, 2a3なので、図11に示すように他端側の4つのチャンネルの超音波振動子2aN, 2a(N-1), 2a(N-2), 2a(N-3)からの超音波の送信を中止するよう設定する。そして、このように送信開口を狭くすることによって送信の音響出力が小さくなるので、音響出力の設定を大きくする。

【0069】

このように、再設定された送受信パラメータを用いて、次の音線について前記送受信部3が送受信を行なうことにより、図11に示すように、前記受信ビームB1とビームの方向及び焦点位置が同じ受信ビームBM3に基づく超音波画像が作成される。従って、前記超音波プローブの送受信面の一部に非接触部分が生じた場合であっても、超音波画像の画質を維持することができる。そして、このように非接触部分が生じた場合の画質を従来よりも向上させることができる。以上より、画質が悪化した超音波画像を見て診断を行なうことを防止することができる。

【0070】

（第三実施形態）

次に、第三実施形態について説明する。以下、第一、第二実施形態との相違点についてのみ説明する。

【0071】

本例において、前記表示制御部5は、図12に示すように前記メモリ51、前記表示画像制御部52のほか、指示表示制御部53を有している。この指示表示制御部53は、本発明の指示表示制御部の実施の形態の一例であり、図13, 14に示すように、前記判定部323によって無効と判定されたチャンネルの超音波振動子2aの位置を示す指示表示Iを前記表示部6に表示させる。前記指示表示Iは、前記表示部6に表示された超音波画像Gにおいて、無効と判定されたチャンネルの超音波振動子2aの位置に相当する部分を示すように表示される。

【0072】

図13に示す指示表示Iは、前記超音波画像Gの上端部であって、この超音波画像Gの外側に略コの字形状で表示されている。また、図14に示す指示表示Iは、前記超音波画像Gの上端部であって、この超音波画像G内に太線で表示されている。ただし、指示表示Iは一例であり、これら図示のものに限られるものではない。

【0073】

このように、本例においては、前記超音波プローブ2の送受信面の一部が患者の体表面から離れて非接触部分が生じた場合に、前記指示表示Iが前記表示部6に表示される。従って、超音波画像Gが表示されている前記表示部6を見ながら超音波の送受信を行なっている操作者は、前記超音波プローブ2が体表面と非接触の状態で作られた超音波画像が表示され、画質が悪化していることを認識することができる。また、前記指示表示Iが表示されることにより、前記超音波プローブ2の送受信面が体表面と非接触の状態にあることを認識することができるので、前記超音波プローブ2の送受信面の全面を体表面に接触させて再度送受信を行なうことができる。しかも、前記指示表示Iは、無効と判定されたチャンネルの超音波振動子2aの位置に表示されるので、前記超音波プローブ2の送受信面における非接触部分の位置を知ることができる。従って、前記超音波プローブ2の送受信面の全面を確実に体表面に接触させることができる。これにより、確実に良好な画質の超音波画像を表示させることができる。以上より、画質が悪化した超音波画像を見て診断を行なうことを防止することができる。

【0074】

(第四実施形態)

次に、第四実施形態について説明する。以下、第一～第三実施形態との相違点についてのみ説明する。

【0075】

本例において、前記表示制御部5は、図15に示すように前記メモリ51、前記表示画像制御部52、前記指示表示制御部53のほか、エラー領域表示制御部54を有している。また、前記制御部8は、図16に示すように前記送受信パラメータ設定部81のほか、エラー領域特定部82を有している。

【0076】

前記エラー領域表示制御部54は、本発明におけるエラー領域表示制御部の実施の形態の一例であり、図17に示すように前記表示部6に表示された超音波画像G上にエラー領域を示すエラー領域表示Eを表示する(図17において斜線で示した部分)。このエラー領域表示Eは、前記超音波プローブ2の送受信面の一部が患者の体表面と非接触の状態で作られた超音波の送受信が行なわれることによって、患者の画像を正しく表示できていない領域(画質が悪化している領域)である。前記エラー領域表示Eは、例えば前記超音波画像Gの上にカラー表示される。ただし、背景の超音波画像Gは透過させて表示することが好ましい。

【0077】

前記エラー領域特定部82は、本発明におけるエラー領域特定部の実施の形態の一例であり、前記判定部323の判定結果に基づいて、前記超音波画像Gのエラー領域を特定する。そして、前記エラー領域表示制御部54は、前記エラー領域特定部82によって特定されたエラー領域に前記エラー領域表示Eを表示する。

【0078】

前記エラー領域特定部82によるエラー領域の特定について詳しく説明する。前記エラー領域特定部82は、前記判定部323の判定結果から特定される送受信パラメータに基づいて算出される送信超音波ビームを、所定の設定送受信パラメータに基づいて算出される参照送信超音波ビームと比較して前記エラー領域の特定を行なう。前記設定送受信パラメータは、超音波の送受信を行なう際に操作者の入力に基づいて設定されるパラメータであり、一方で前記送受信パラメータは実際の送受信におけるパラメータである。

【0079】

より詳細には、前記エラー領域特定部 8 2 は、前記判定部 3 2 3 により無効と判定されたチャンネルを考慮した送信超音波ビームの特性を算出する。この送信超音波ビームは、超音波の送受信を行なってエコー信号を取得し、前記判定部 3 2 3 による判定を行なって、その判定結果を考慮して算出されるビームであり、実際の超音波の送信で形成されたビームである。ちなみに、この送信超音波ビームに対するエコー信号に基づいて作成された超音波画像 G に前記エラー領域表示 E が表示される。また、前記エラー領域特定部 8 2 は、前記設定送受信パラメータに基づいて参照送信超音波ビームの特性を算出する。従って、参照送信超音波ビームは、設定上のビームであり、実際の超音波の送信で形成された前記送信超音波ビームとは異なる場合がある。

【0080】

10

ここで、送信超音波ビームの特性及び参照送信超音波ビームの特性とは、送信方向の深さとビームの信号強度との関係で表わされる特性である。図 1 8 に送信超音波ビームの特性及び参照送信超音波ビームの特性を表わすグラフを示す。この図 1 8 において、グラフ g r 1 は、送信超音波ビームの特性の一例を表わすグラフであり、グラフ g r 2 は、参照送信超音波ビームの特性の一例を表わすグラフである。

【0081】

前記エラー領域特定部 8 2 は、前記送信超音波ビームと前記参照送信超音波ビームの信号強度の差 D が所定の閾値 D_{TH} を超えている部分 e r をエラー領域とする。前記エラー領域特定部 8 2 は、各音線について前記部分 e r を特定する。そして、前記エラー領域特定部 8 2 により、各音線におけるエラー領域が特定されると、前記エラー領域表示制御部 5 4 が前記エラー領域表示 E を表示させる。

20

【0082】

本例によれば、前記エラー領域表示 E が表示されるので、超音波画像 G において画像が悪化している領域を知ることができる。従って、画質が悪化した超音波画像を見て診断を行なうことを防止することができる。

【0083】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、上記実施形態において、前記判定部 3 2 3 は、前記参照エコー信号 R S の信号強度の一音線分の累積加算値と、入力されたエコー信号 S の信号強度の一音線分の累積加算値との差が所定の閾値 T_H 以上であるか否かに基づいて判定を行なっているが、これに限られるものではない。例えば、前記判定部 3 2 3 は、一音線分ではなく、深さ方向における所定の範囲について、前記参照エコー信号 R S と前記エコー信号 S とで前記累積加算値を比較して判定を行ってもよい。また、前記判定部 3 2 3 は、一音線分の前記参照エコー信号 R S の平均信号強度と、一音線分の前記エコー信号 S の平均信号強度との差が所定の閾値以上であれば、有効なエコー信号が受信されたと判定してもよい。また、前記判定部 3 2 3 は、一音線分ではなく、深さ方向における所定の範囲について、前記参照エコー信号 R S と前記エコー信号 S とで前記平均信号強度を比較して判定を行ってもよい。

30

【0084】

さらに、前記判定部 3 2 3 は、前記参照エコー信号 R S と前記エコー信号 S とで信号強度の差が所定の閾値以上のデータの数が所定数以上である場合に、有効と判定してもよい。この場合のデータの数は、一音線分の数であってもよいし、深さ方向における所定の範囲における数であってもよい。

40

【0085】

また、前記判定部 3 2 3 による判定は、前記エコー信号 S と前記参照エコー信号 R S とを比較して判定する場合に限られない。例えば、前記判定部 3 2 3 は、前記超音波プローブ 2 における超音波の送受信面と患者の体表面との間の静電容量に基づいて、判定を行ってもよい。この場合、図 1 9、20 に示すように、前記超音波プローブ 2 の送受信面 2 0 と患者の体表面との間の静電容量を検出するための静電容量センサ 2 1 を前記超音波プローブ 2 に設ける。

50

【0086】

前記静電容量センサ21は、超音波振動子2aの配列方向に複数設けられており、超音波の送受信の妨げとならないように、超音波振動子2aから外れた位置に2列分設けられている。本例では、前記判定部323は、前記各静電容量センサ21で検出される静電容量により、複数の超音波振動子2aのチャンネルについての判定を行なう。ここでは、3つの超音波振動子2aを単位として判定を行なうものとし、一単位の判定対象につき、超音波振動子2aの長手方向（配列方向と直交する方向）の両側に一对の静電容量センサ21a, 21b（図20参照）が設けられている。例えば、前記判定部323は、超音波振動子2am, 2a(m+1), 2a(m+2)のチャンネルについては、静電容量センサ21a1, 21b1で検出される静電容量に基づいて判定を行ない、超音波振動子2a(m+3), 2a(m+4), 2a(m+5)のチャンネルについては、静電容量センサ21a2, 21b2で検出される静電容量によって判定を行なう。

10

【0087】

前記判定部323は、前記一对の静電容量センサ21a, 21bで検出される静電容量Ca, Cbのいずれか一方でも閾値 C_{TH} 以下になった場合に無効と判定してもよい、前記静電容量Ca, Cbのいずれもが閾値 C_{TH} 以下になった場合に無効と判定してもよい。例えば、前記超音波振動子2am, 2a(m+1), 2a(m+2)のチャンネルについては、前記静電容量センサ21a1で検出される静電容量Ca1と、前記静電容量センサ21b1で検出される静電容量Cb1のうち、何れか一方でも閾値 C_{TH} 以下になった場合に無効と判定してもよいし、前記静電容量Ca1, Cb1のいずれもが前記閾値 C_{TH} 以下になった場合に無効と判定してもよい。

20

【0088】

また、本発明における超音波画像表示装置は、医用画像としての超音波画像を表示する超音波診断装置に限られるものではない。

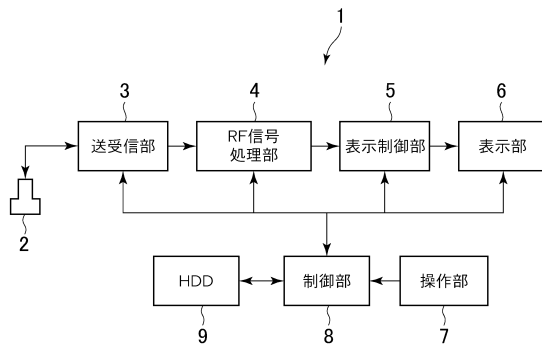
【符号の説明】

【0089】

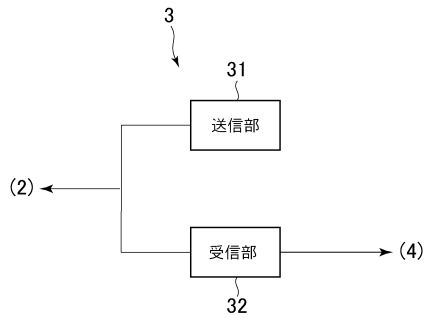
- 1 超音波画像表示装置
- 2 超音波プローブ
- 2a 超音波振動子
- 21 静電容量センサ
- 53 指示表示制御部
- 54 エラー領域表示制御部
- 81 送受信パラメータ設定部
- 82 エラー領域特定部
- 323 判定部
- 324 スイッチ部
- 326 ゲイン乗算部
- 327 加算部

30

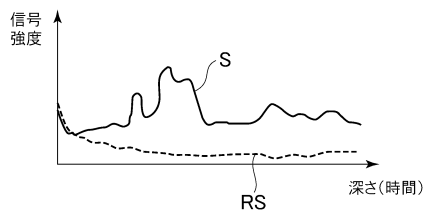
【図 1】



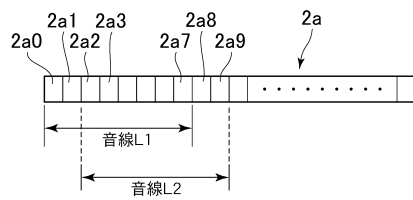
【図 2】



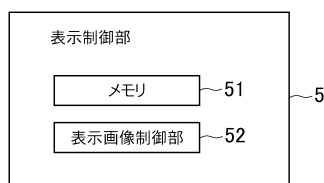
【図 4】



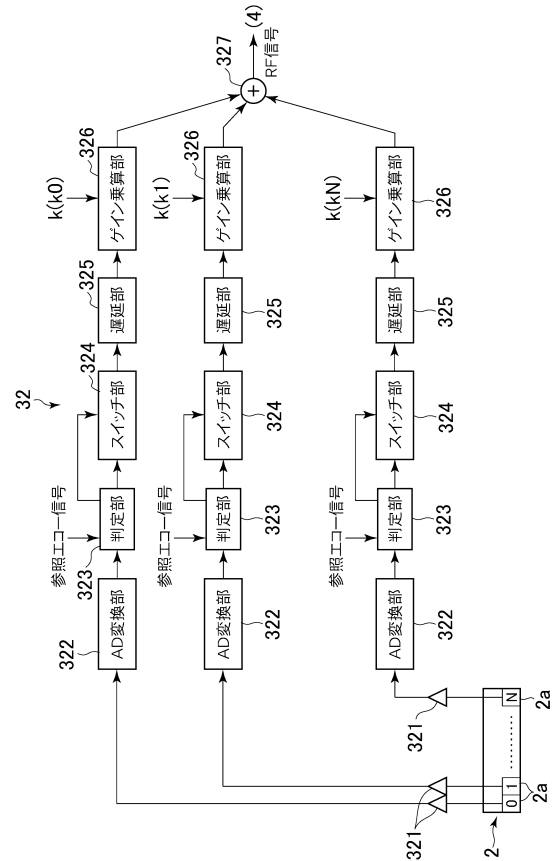
【図 5】



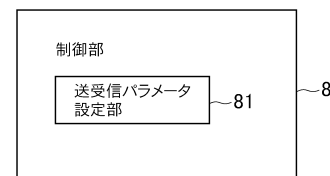
【図 6】



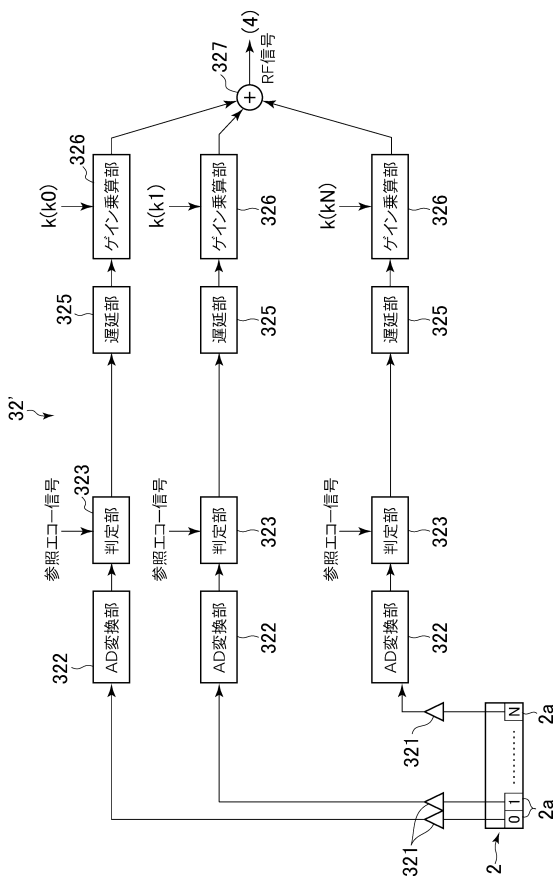
【図 3】



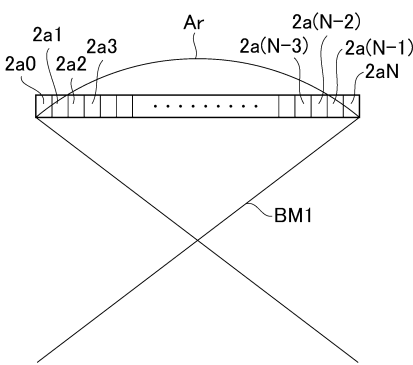
【図 7】



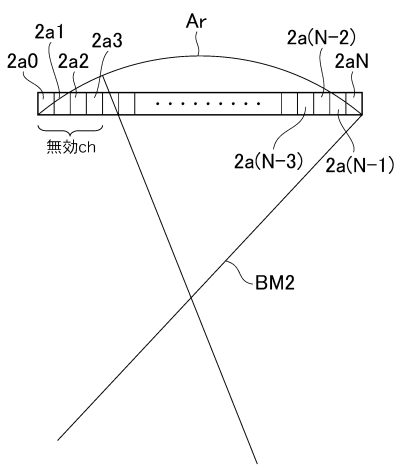
【図 8】



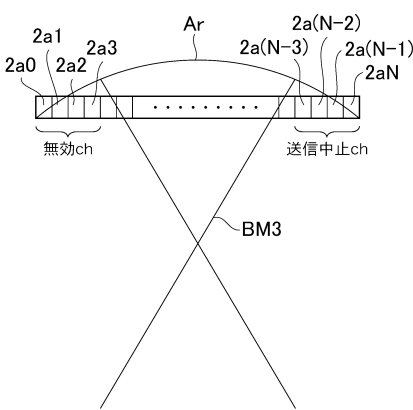
【図 9】



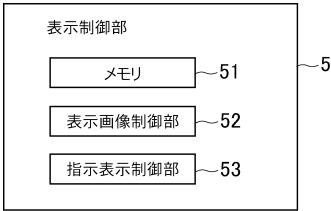
【図 10】



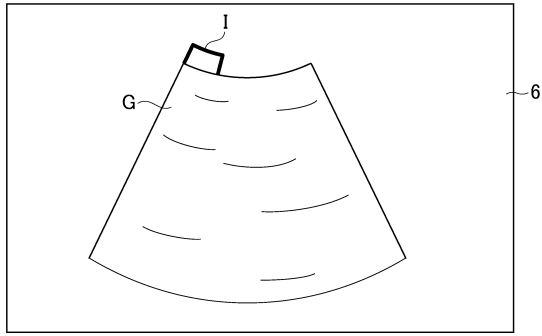
【図 11】



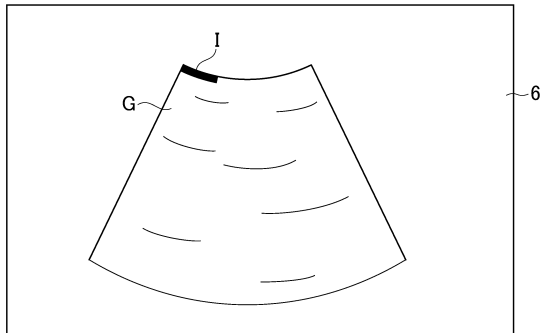
【図 12】



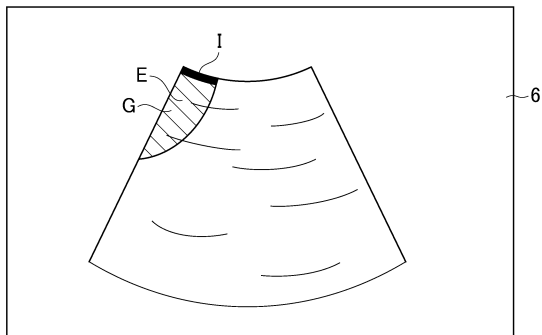
【図 1 3】



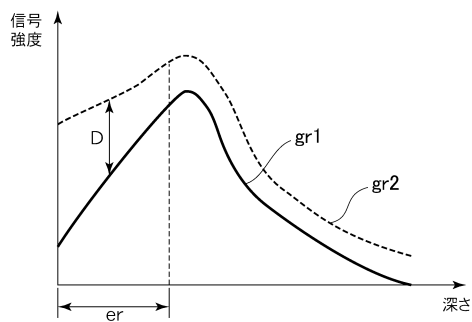
【図 1 4】



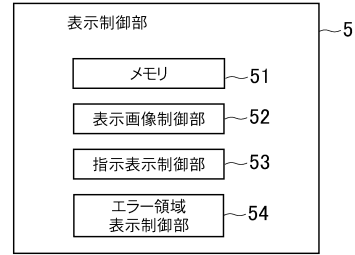
【図 1 7】



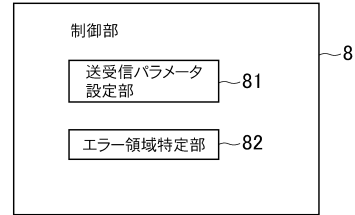
【図 1 8】



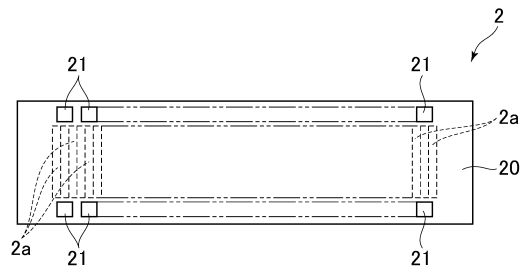
【図 1 5】



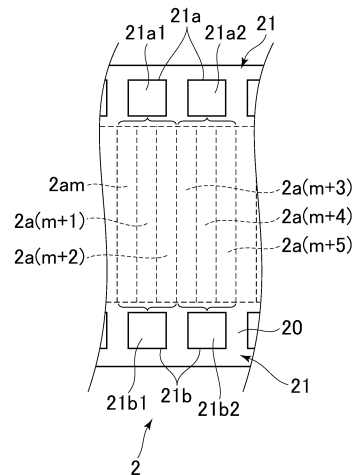
【図 1 6】



【図 1 9】



【図 2 0】



フロントページの続き

(72)発明者 小出 徹雄

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開平02-206442 (JP, A)

特開2003-210458 (JP, A)

特開2003-135459 (JP, A)

特開2001-095875 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

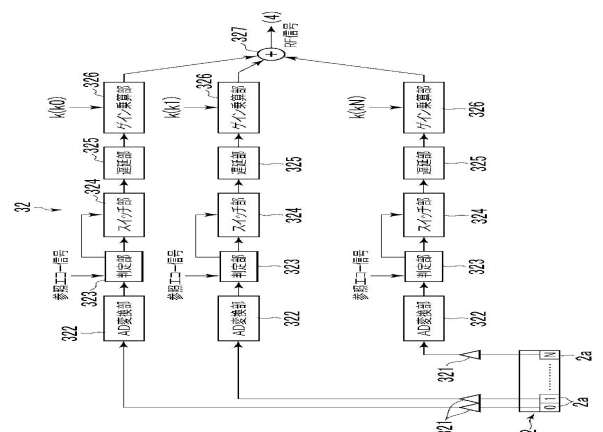
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声图像显示装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5626973B2	公开(公告)日	2014-11-19
申请号	JP2010163918	申请日	2010-07-21
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	加藤生 小出徹雄		
发明人	加藤 生 小出 徹雄		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/BB22 4C601/EE10 4C601/GC30 4C601/HH25 4C601/JB40 4C601/JB51 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/LL17		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP2012024196A5 JP2012024196A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声图像显示，防止通过观察图像质量劣化的超声图像来执行诊断。解决方案：该超声波图像显示器包括：超声波探头2，其具有多个通道的超声波振动器2a，通过超声波振动器2a进行超声波的传输，并接收回波信号;判定部分323判断在每个信道的超声波振动器2a中是否接收到从超声波的发送目标内部反射的有效回波信号;添加信道的回波信号的加法部分327确定它们在判定部分323中有效以产生RF（射频）信号。

【图3】



【图7】