

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5190219号
(P5190219)

(45) 発行日 平成25年4月24日(2013.4.24)

(24) 登録日 平成25年2月1日(2013.2.1)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-114006 (P2007-114006)
 (22) 出願日 平成19年4月24日(2007.4.24)
 (65) 公開番号 特開2008-264342 (P2008-264342A)
 (43) 公開日 平成20年11月6日(2008.11.6)
 審査請求日 平成22年4月2日(2010.4.2)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 100096091
 弁理士 井上 誠一
 (72) 発明者 押木 光博
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 株式会社日立メディコ内
 (72) 発明者 鱒沢 裕
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所 中央研究所内
 審査官 五関 統一郎

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】

被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から出力される受信信号に基づいて超音波画像を構成する画像処理部と、前記超音波画像を表示する表示部と、を備える超音波診断装置において、

複数の整相周波数を設定する整相周波数設定手段と、

前記超音波探触子から出力される受信信号を前記設定された複数の整相周波数の帯域信号に分割する受信信号分割手段と、

前記整相周波数設定手段によって設定された整相周波数毎に整相条件を算出する整相条件算出部と、

前記整相条件算出部によって算出された整相条件に基づいて、前記整相周波数毎に前記複数の帯域信号を整相処理して整相データを出力する整相処理手段と、

前記整相処理手段によって出力された整相データから複数の中心周波数の帯域信号を取得する帯域信号取得手段と、

前記帯域信号取得手段によって取得された複数の中心周波数の帯域信号のうち、最も高い中心周波数の帯域信号以外の中心周波数の帯域信号に対して、所定振幅以上の信号を除去するフィルタ処理を行うフィルタ処理手段と、

前記フィルタ処理手段によってフィルタ処理された中心周波数の帯域信号と、前記最も高い中心周波数の帯域信号と、を加算処理して超音波ビーム信号を出力する帯域信号加算手段と、

10

20

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記フィルタ処理手段は、

前記帯域信号取得手段によって取得された複数の中心周波数の帯域信号のうち、中心周波数が最も高い帯域信号を選択し、選択された中心周波数の帯域信号に対しては前記フィルタ処理を行わず、その他の中心周波数の帯域信号に対しては前記フィルタ処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記フィルタ処理の閾値としての所定振幅は、スペックルを示す信号の振幅程度とすることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像を撮像して表示する超音波診断装置に関する。詳細には、異なる周波数成分により形成される画像を合成してコンパウンド走査像を取得する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体組織の音響的な固さを輝度変換して画像化する。通常、超音波探触子が備える複数の振動子には、送信部から数 MHz の高周波電気信号が印加される。振動子により電気音響変換がなされ、超音波信号が被検体に送信される。超音波信号は、被検体の固さに由来する音響インピーダンスが異なる箇所では反射される。反射エコー信号は、振動子により受信される。各振動子から出力される受信信号は増幅され、焦点から各振動子までの距離を考慮した遅延処理等の整相処理が行われて電氣的にフォーカスされる。フォーカスされた受信信号を加算処理することにより超音波ビームが形成される。この超音波ビームの分解能により超音波診断装置の性能が決定される。

20

【0003】

分解能は、深度方向の距離分解能と方位方向の方位分解能とに大別される。距離分解能は、超音波パルスのパルス幅が小さいほど向上する。方位分解能は、超音波ビームのビーム幅等により決定される。

30

電子走査方式の超音波診断装置では、超音波探触子は、複数の振動子が一次元あるいは二次元に配列されて構成される。一次元配列探触子では、短軸方向は、振動子の長手方向であり、長軸方向は、振動子の配列方向であって電子走査方向である。方位分解能は、長軸方向及び短軸方向の二方向の分解能に分けられる。長軸方向の分解能は、振動子の配列ピッチや超音波の周波数により決定される。

【0004】

また、超音波診断画像には、粒状模様のスペックルが存在する。スペックルは、被検体内の構造とは直接関係ない。被検体内には、超音波の波長に比べて十分小さな無数の反射体が存在する。スペックルは、被検体内の無数の反射体により散乱された波の干渉により発生するアーチファクトである。

40

スペックルの平均粒径は、受信信号の周波数に依存し、中心周波数が高いほど小さい。スペックルの平均粒径は、超音波探触子の開口幅が大きいくほど小さくなる。尚、スペックルの顕在化を低減させる方法とし周波数コンパウンド方式の超音波診断装置が提案されている（例えば、[特許文献 1] 参照。）。

【0005】

周波数コンパウンド方式の超音波診断装置は、受信信号を複数の帯域信号に分割し、帯域信号毎に独立に検波し、その結果を重ね合わせる。帯域分割には、帯域通過フィルタ（BPF）が利用される。

異なる帯域の帯域信号により形成される超音波画像では、スペックルの形状が異なるので、これらの画像を空間的に加算することによりスペックルを低減させることができる。

50

すなわち、干渉条件を帯域毎に変化させて重ね合わせるにより、各帯域の受信信号により形成されるスペックルを互いに打ち消してスペックルノイズを目立たなくすることができる。

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 5 1 2 1 0 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、従来の周波数コンパウンド方式の超音波診断装置では、スペックルは低減されるが、ある 1 つの整相周波数により整相処理が行われた後に帯域分割処理が行われ、帯域毎に最適な整相処理が行われていないので、空間分解能、特に、距離分解能が劣化するという問題点がある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、スペックルノイズを低減すると共に超音波画像の画質を向上させることを可能とす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】

【 0 0 0 9 】

前述した目的を達成するために本発明は、被検体に超音波を送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子から出力される受信信号に基づいて超音波画像を構成する画像処理部と、前記超音波画像を表示する表示部と、を備える超音波診断装置において、複数の整相周波数を設定する整相周波数設定手段と、前記超音波探触子から出力される受信信号を前記設定された複数の整相周波数の帯域信号に分割する受信信号分割手段と、前記整相周波数設定手段によって設定された整相周波数毎に整相条件を算出する整相条件算出部と、前記整相条件算出部によって算出された整相条件に基づいて、前記整相周波数毎に前記複数の帯域信号を整相処理して整相データを出力する整相処理手段と、前記整相処理手段によって出力された整相データから複数の中心周波数の帯域信号を取得する帯域信号取得手段と、前記帯域信号取得手段によって取得された複数の中心周波数の帯域信号のうち、最も高い中心周波数の帯域信号以外の中心周波数の帯域信号に対して、所定振幅以上の信号を除去するフィルタ処理を行うフィルタ処理手段と、前記フィルタ処理手段によってフィルタ処理された中心周波数の帯域信号と、前記最も高い中心周波数の帯域信号と、を加算処理して超音波ビーム信号を出力する帯域信号加算手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 0 】

本発明の超音波診断装置は、複数の整相周波数（位相合わせ中心周波数）を設定し、超音波探触子から出力される受信信号を設定された複数の整相周波数の帯域信号に分割し、整相周波数毎に整相条件を算出し、この整相条件に基づいて整相周波数毎に異なる帯域信号を整相処理して整相データ（超音波ビーム信号）を出力する。

整相条件は、整相周波数毎に空間分解能が高い整相データを作成するための条件である。整相処理は、口径方向についての振幅重み付け処理や開口幅決定処理である。整相条件は、例えば、整相処理に用いるパラメータに関する情報である。

【 0 0 1 1 】

本発明では、超音波診断装置は、整相周波数毎に独立した固有の整相条件を用いて整相処理を行うので、空間分解能を向上させて高画質の超音波画像を取得することができる。また、異なる帯域の帯域信号により形成される超音波画像では、スペックルの形状が異なるので、これらの画像を空間的に加算することによりスペックルを低減させることができる。

【 0 0 1 4 】

また、整相データから複数の中心周波数の帯域信号を取得し、これらの複数の中心周波数の帯域信号のうち、最も高い中心周波数の帯域信号以外の中心周波数の帯域信号に対し

10

20

30

40

50

て、所定振幅以上の信号を除去するフィルタ処理を行い、フィルタ処理された中心周波数の帯域信号と、最も高い中心周波数の帯域信号と、を加算処理して超音波ビーム信号を出力してもよい。

また、複数の中心周波数の帯域信号のうち、中心周波数が最も高い帯域信号を選択し、選択された中心周波数の帯域信号に対してはフィルタ処理を行わず、その他の中心周波数の帯域信号に対してはフィルタ処理を行うことが望ましい。

尚、フィルタ処理の閾値としての所定振幅は、スペックルを示す信号の振幅程度とすることが望ましい。

【 0 0 1 5 】

これにより、超音波診断装置は、スペックルに対応する信号については、複数の中心周波数の帯域信号を加算処理し、被検体の構造や対象部位に対応する信号については、フィルタ処理を行って最も高い空間分解能の中心周波数の帯域信号のみを加算処理するので、スペックル発生を低減させると共に、被検体の構造や対象部位については従来より空間分解能を向上させることができる。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、スペックルノイズを低減すると共に超音波画像の画質を向上させることを可能とする超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 7 】

以下添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について詳細に説明する。尚、以下の説明及び添付図面において、略同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略することにする。

【 0 0 1 8 】

(1 . 第 1 の実施形態)

(1 - 1 . 超音波診断装置の構成)

最初に、図 1 及び図 2 を参照しながら、超音波診断装置 1 の構成について説明する。

【 0 0 1 9 】

図 1 は、超音波診断装置 1 の構成図である。

超音波診断装置 1 は、超音波信号発生器 2 2 と、電気信号を超音波信号に変換する複数の振動子 2 を備える超音波探触子 3 と、超音波信号発生器 2 2 により作成される送信信号を、振動子 2 を駆動するのに十分な振幅まで増幅する送信増幅器 4 と、送信信号及び受信信号の接続回路を切り替える送受分離器 5 と、振動子 2 が受信した受信信号を増幅する受信増幅器 6 と、受信信号をデジタル化する A / D 変換器 7 と、整相部 2 1 を備える。

【 0 0 2 0 】

整相部 2 1 は、フォーカス点と各振動子 2 との間の距離差を補正するための遅延補正部 8 と、遅延データ（フォーカスデータ）を算出する遅延データ算出部 9 と、帯域毎に整相処理を行うための整相周波数（位相合わせ中心周波数）を設定する整相周波数設定部 1 1 と、帯域毎に最も空間分解能の高い整相データ（超音波ビーム信号）を形成可能な各種整相条件を算出する整相条件算出部 1 2 と、整相条件算出部 1 2 によって算出された条件を用いて受信信号に整相処理を施す整相処理部 1 4 と、各チャンネルの整相データを加算処理するチャンネル加算部 1 5 と、を備える。

尚、チャンネル数は、1つの超音波ビームを形成するために使用するチャンネル数（開口幅）を示す。各チャンネルは、1つまたは複数の振動子 2 により構成される。

【 0 0 2 1 】

遅延データ算出部 9 は、メモリ 1 0 を備える。メモリ 1 0 は、遅延データ算出部 9 によって算出された遅延データや予め外部の計算処理により得られた遅延データを格納する。

整相条件算出部 1 2 は、メモリ 1 3 を備える。メモリ 1 3 は、整相条件算出部 1 2 によって算出された整相条件や予め外部の計算処理により得られた整相条件を格納する。

【 0 0 2 2 】

10

20

30

40

50

被検体内で反射された超音波エコー信号は、超音波探触子 3 の振動子 2 により受信される。受信信号は、受信回路にスイッチ接続されている送受分離回路 5 を通り、受信増幅部 6 を通り、A / D 変換器 7 によりデジタル化される。デジタル化された受信信号は、整相部 2 1 により整相処理がなされる。整相部 2 1 は、チャンネル毎及び整相周波数毎に整相処理を行う。

【 0 0 2 3 】

また、超音波診断装置 1 は、チャンネル加算部 1 5 から出力される整相データから複数の帯域信号を取得する帯域信号取得部 1 6 と、帯域信号取得部 1 6 が取得した複数の帯域信号を加算処理する帯域信号加算部 1 7 と、を備える。

【 0 0 2 4 】

また、超音波診断装置 1 は、帯域信号加算部 1 7 から出力される超音波ビーム信号に対して、画像構成のための信号処理を行う信号処理部 1 8 と、超音波画像の表示制御を行う D S C (D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r) 1 9 と、超音波画像を表示するモニタ 2 0 と、を備える。

【 0 0 2 5 】

図 2 は、超音波探触子 3 の概略斜視図である。

超音波探触子 3 は、音響レンズ 3 1 及びマッチング層 3 2 及び複数の振動子 2 及びバッキング層 3 3 から構成される。音響レンズ 3 1 は、短軸方向について超音波ビームを収束させる。振動子 2 は、電気・音響変換を行う圧電材料により形成される。マッチング層 3 2 は、振動子 2 と被検体との間の音響インピーダンスの整合を行って超音波の伝送効率を向上させる。バッキング層 3 3 は、振動子 2 の機械的なダンピングを行う。

【 0 0 2 6 】

(1 - 2 . 整相部 2 1 の動作)

次に、図 3 を参照しながら、整相部 2 1 の動作について説明する。

図 3 は、整相部 2 1 の動作の流れを示す図である。

【 0 0 2 7 】

被検体内の対象部位 4 1 からの反射エコー信号は、振動子 2 の各チャンネルに受信される。遅延量補正部 8 は、フォーカス点と振動子 2 の各チャンネルとの間の距離差に応じて遅延処理を行う。整相処理部 1 4 は、遅延量補正部 8 によって遅延処理された受信信号に対して、チャンネル毎及び整相周波数毎に振幅重み付け処理及び開口幅決定処理を行う。チャンネル加算部 1 5 は、チャンネル毎に形成された整相データを加算処理する。

【 0 0 2 8 】

整相周波数設定部 1 1 は、周波数コンパウンド処理を行う帯域数に基づいて、複数の整相周波数を選択して決定する。

【 0 0 2 9 】

遅延量補正部 8 は、チャンネル毎及び整相周波数毎に独立した遅延データ 4 2 を用いて遅延処理を行う。遅延データ 4 2 は、フォーカス点及び整相周波数に基づいて、遅延データ算出部 9 によって演算され、あるいは、メモリ 1 0 から読み出される。

【 0 0 3 0 】

整相処理部 1 4 は、チャンネル毎及び整相周波数毎に独立した整相パラメータ 4 3 を用いて整相処理を行う。整相パラメータ 4 3 は、整相周波数に応じて最適な整相が可能となる振幅重み係数や開口幅等に関するデータである。整相パラメータ 4 3 は、整相周波数に基づいて、整相条件算出部 1 2 によって算出され、あるいは、メモリ 1 3 から読み出される。

【 0 0 3 1 】

尚、図 3 に示すように遅延量補正部 8 の後段に整相処理部 1 4 を配置してもよいし、整相処理部 1 4 の後段に遅延量補正部 8 を配置してもよい。

【 0 0 3 2 】

(1 - 2 - 1 . 時分割処理)

図 4 は、時分割処理を用いる場合における整相部 2 1 の動作の流れを示す図である。

超音波探触子 3 の振動子 2 から出力される受信信号は、チャンネル毎に整相周波数の数だけ時分割処理される。図 4 では、受信信号は、それぞれ整相周波数が f_1 、 f_2 、 f_3 である 3 つの帯域信号に時分割処理される。

【 0 0 3 3 】

遅延量補正部 8 は、チャンネル毎及び整相周波数毎に独立した遅延データ 4 2 を用いて、各チャンネルの 3 つの帯域信号に対して遅延処理を行う。遅延量補正部 8 は、チャンネル ch_1 、 ch_2 、...、 ch_N について、それぞれ、遅延データ $42-1(d_1)$ 、 $42-2(d_2)$ 、...、 $42-N(d_N)$ を用いて遅延処理を行う。

具体的には、遅延量補正部 8 は、チャンネル ch_N の整相周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 の帯域信号に対して、それぞれ、遅延データ d_{Nf_1} 、 d_{Nf_2} 、 d_{Nf_3} を用いて遅延処理を行う。

10

【 0 0 3 4 】

整相処理部 1 4 は、チャンネル毎及び整相周波数毎に独立した整相パラメータ 4 3 を用いて、各チャンネルの 3 つの帯域信号に対して整相処理を行う。整相処理部 1 4 は、チャンネル ch_1 、 ch_2 、...、 ch_N について、それぞれ、整相パラメータ $43-1(e_1)$ 、 $43-2(e_2)$ 、...、 $43-N(e_N)$ を用いて整相処理を行う。

具体的には、整相処理部 1 4 は、チャンネル ch_N の整相周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 の帯域信号に対して、それぞれ、整相パラメータ e_{Nf_1} 、 e_{Nf_2} 、 e_{Nf_3} を用いて整相処理を行う。

【 0 0 3 5 】

このように、時分割処理を行うことにより整相周波数毎に回路を個別に設ける必要がないので、回路構成や回路規模を小さくすることができる。

20

【 0 0 3 6 】

(1 - 2 - 2 . 並列処理)

図 5 は、並列処理を用いる場合における整相部 2 1 の動作の流れを示す図である。

整相周波数毎に個別に回路が設けられる。遅延量補正部 8 は、チャンネル毎及び整相周波数毎に遅延データ 4 2 による遅延回路を備える。整相処理部 1 4 は、チャンネル毎及び整相周波数毎に整相パラメータ 4 3 による整相回路を備える。超音波探触子 3 の振動子 2 から出力される受信信号は、チャンネル毎及び整相周波数毎に並列処理される。図 5 では、受信信号は、それぞれ整相周波数が f_1 、 f_2 、 f_3 である 3 つの帯域信号に分割されて並列処理される。

30

【 0 0 3 7 】

具体的には、チャンネル ch_N からの受信信号は、整相周波数が f_1 、 f_2 、 f_3 である 3 つの帯域信号に分割される。遅延量補正部 8、チャンネル ch_N の整相周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 の帯域信号に対して、それぞれ、遅延データ d_{Nf_1} 、 d_{Nf_2} 、 d_{Nf_3} を用いて、3 つの遅延処理を並行して行う。整相処理部 1 4 は、チャンネル ch_N の整相周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 の帯域信号に対して、それぞれ、整相パラメータ e_{Nf_1} 、 e_{Nf_2} 、 e_{Nf_3} を用いて、3 つの整相処理を並行して行う。

【 0 0 3 8 】

このように、整相周波数毎に独立した回路を設けることにより、データ帯域が狭まることがなく整相データが有する情報量が低減しないので、空間分解能を維持して超音波画像の画質劣化を抑制することができる。

40

【 0 0 3 9 】

(1 - 3 . 整相パラメータ 4 3)

次に、図 6 ~ 図 8 を参照しながら、整相パラメータ 4 3 (開口幅や振幅重み係数) と超音波ビームとの関係を説明する。

【 0 0 4 0 】

(1 - 3 - 1 . 開口幅)

図 6 は、開口幅と超音波ビームとの関係を示す図である。縦軸は強度を示し、横軸は方位方向位置を示す。

50

超音波ビーム 5 1 は、開口幅を 1 0 0 c h として形成した超音波ビームを示す。超音波ビーム 6 1 は、開口幅を 5 0 c h として形成した超音波ビームを示す。

【 0 0 4 1 】

超音波ビーム 5 1 のメインローブ幅 5 2 は、超音波ビーム 6 1 のメインローブ幅 6 2 と比較して細い。また、超音波ビーム 5 1 のグレーティングレベル 5 3 は、超音波ビーム 6 1 のグレーティングレベル 6 3 と比較して低い。また、超音波ビーム 5 1 のダイナミックレンジ 5 4 は、超音波ビーム 6 1 のダイナミックレンジ 6 4 と比較して大きい。従って、開口幅を大きくすることにより、空間分解能や音響 S N 比を向上させることができる。

【 0 0 4 2 】

(1 - 3 - 2 . 振幅重み係数)

図 7 及び図 8 は、振幅重み係数と超音波ビームとの関係を示す図である。縦軸は強度を示し、横軸は方位方向位置を示す。

超音波ビーム 7 1 、 9 1 は、口径方向について振幅重み係数を乗じて形成した超音波ビームを示す。超音波ビーム 8 1 、 1 0 1 は、口径方向について振幅重み係数を用いずに形成した超音波ビームを示す。

【 0 0 4 3 】

図 7 を参照すると、超音波ビーム 7 1 のメインローブ幅 7 2 は、超音波ビーム 8 1 のメインローブ幅 8 2 と比較して細い。また、超音波ビーム 7 1 のダイナミックレンジ 7 4 は、超音波ビーム 8 1 のダイナミックレンジ 8 4 と比較して大きい。図 8 を参照すると、超音波ビーム 9 1 のグレーティングレベル 9 3 は、超音波ビーム 1 0 1 のグレーティングレベルと比較して低い。また、超音波ビーム 9 1 のダイナミックレンジ 9 4 は、超音波ビーム 1 0 1 のダイナミックレンジと比較して大きい。従って、口径方向について振幅重み係数を乗じることにより、空間分解能や音響 S N 比を向上させることができる。

【 0 0 4 4 】

(1 - 4 . 第 1 の実施形態の効果)

以上説明したように、第 1 の実施形態の超音波診断装置は、複数の整相周波数を設定して受信信号を複数の帯域信号に分割し、整相周波数毎に固有の整相パラメータを用いて整相処理を行う。このように、整相周波数毎に最適化された整相処理を行うことにより、空間分解能を向上させて高画質の超音波画像を取得することができる。

また、異なる帯域の信号により形成される超音波画像では、スペックルの形状が異なるので、これらの画像を空間的な加算することによりスペックルを低減させることができる。

【 0 0 4 5 】

(2 . 第 2 の実施形態)

次に、図 9 ~ 図 1 1 を参照しながら、第 2 の実施形態について説明する。

図 9 は、第 2 の実施形態に係る帯域信号取得部 1 6 及び帯域信号加算部 1 7 a の構成図である。

図 1 0 は、整相データ 1 1 2 の帯域分割を示す図である。

図 1 1 は、振幅重み係数の付与を示す図である。

【 0 0 4 6 】

図 4 及び図 5 では、超音波診断装置 1 は、整相部 2 1 において 3 つの整相周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 毎に最適な整相パラメータを設定して整相処理を行う。各整相周波数において、各超音波ビーム信号の形状は異なり、各超音波ビーム信号により形成される超音波画像の空間分解能も異なる。このまま、各超音波ビーム信号を用いて超音波画像を構成すると、超音波画像の空間分解能が平均化されてしまう。

【 0 0 4 7 】

チャンネル加算部 1 5 から出力される整相データは、帯域信号取得部 1 6 に入力される。帯域信号取得部 1 6 は、再度、複数の中心周波数を設定し、整相データを複数の帯域信号に分割する。尚、帯域信号取得部 1 6 における中心周波数及び帯域数の設定は、それぞれ、整相部 2 1 の整相周波数設定部 1 1 における整相周波数及び帯域数と同一としてもよ

10

20

30

40

50

いし異なるものとしてもよい。例えば、図 9 及び図 10 では、整相データ 112 は、3つの中心周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 の帯域信号 113 - 1、113 - 2、113 - 3 に分割される。

【0048】

帯域信号加算部 17a は、帯域信号毎に独立した振幅重み係数を付与する。帯域信号加算部 17a は、帯域信号 113 - 1、113 - 2、113 - 3 にそれぞれ振幅重み係数 w_1 、 w_2 、 w_3 を乗じてから加算処理を行う。

【0049】

空間分解能が高い帯域信号 113 については、振幅重み係数 w_1 を大きくし、空間分解能が低い帯域信号 113 については、振幅重み係数を小さくすることが望ましい。一般に、中心周波数が高いほど空間分解能も高くなる。図 11 に示すように、3つの中心周波数の大小関係が $f_1 < f_2 < f_3$ の場合には、振幅重み係数の大小関係を $w_1 < w_2 < w_3$ とすることが望ましい。

【0050】

以上説明したように、第 2 の実施形態の超音波診断装置は、複数の中心周波数の帯域信号のうち、最も空間分解能が高い中心周波数の帯域信号を優先的に用いて超音波ビームを形成するので、超音波画像の空間分解能を向上させることができる。また、複数の中心周波数の帯域信号を加算処理して超音波ビームを形成するので、スペックル発生を低減させることができる。

【0051】

尚、一般に、中心周波数が高いほど空間分解能が高いので、中心周波数の高い帯域信号を優先的に用いて超音波ビームを形成することが望ましい。

また、整相部 21 の整相周波数設定部 11 における整相周波数及び帯域数と、帯域信号取得部 16 における中心周波数及び帯域数と、が同一である場合には、チャンネル加算部 15 から出力される整相データを改めて帯域分割する必要はない。

【0052】

(3. 第 3 の実施形態)

次に、図 12 ~ 図 15 を参照しながら、第 3 の実施形態について説明する。

第 2 の実施形態では、最も空間分解能が高い中心周波数の帯域信号を優先的に用いて超音波ビームが形成されるものとして説明した。第 3 の実施形態では、スペックルを示す部分の信号については、複数の中心周波数の帯域信号を加算処理して超音波ビームを形成するが、スペックル以外を示す部分の信号については、最も空間分解能が高い中心周波数の帯域信号のみを用いて超音波ビームが形成される。

【0053】

図 12 は、超音波画像 122 と帯域信号 123 - 1、123 - 2、123 - 3 との関係を示す図である（フィルタ処理無し）。縦軸は深度を示す。超音波画像 122 の横軸は方位方向位置を示す。帯域信号 123 の横軸は輝度（振幅）を示す。

【0054】

超音波画像 122 は、帯域信号 123 - 1、123 - 2、123 - 3 をそのまま加算処理して構成された超音波画像である。帯域信号 123 - 1、123 - 2、123 - 3 の中心周波数は、それぞれ、 f_1 、 f_2 、 f_3 ($f_1 < f_2 < f_3$) である。

【0055】

距離 127 - 1 (Δs_1) は、深度 124 近傍における帯域信号 123 - 1 の 2 つの波形山 125 - 1 及び 126 - 1 のピーク値と極小値との差である。距離 127 - 2 (Δs_2) は、深度 124 近傍における帯域信号 123 - 2 の 2 つの波形山 125 - 2 及び 126 - 2 のピーク値と極小値との差である。距離 127 - 3 (Δs_3) は、深度 124 近傍における帯域信号 123 - 3 の 2 つの波形山 125 - 3 及び 126 - 3 のピーク値と極小値との差である。距離 127 - 1 (Δs_1)、距離 127 - 2 (Δs_2)、距離 127 - 3 (Δs_3) は、それぞれ、ピーク位置と境界位置との輝度差であり距離分解能に相当す

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 5 6 】

一般に、中心周波数が高いほど空間分解能が高いので、距離 1 2 7 - 1 ($\Delta s 1$) < 距離 1 2 7 - 2 ($\Delta s 2$) < 距離 1 2 7 - 3 ($\Delta s 3$)、である。帯域信号 1 2 3 - 1、1 2 3 - 2、1 2 3 - 3 をそのまま加算処理して超音波画像 1 2 2 を構成すると、空間分解能が平均化されてしまう。例えば、波形山 1 2 5 及び波形山 1 2 6 に対応する画像 1 2 8 は 1 つの領域として表示され、実際の 2 つの領域としては識別不能である。

【 0 0 5 7 】

図 1 3 は、第 3 の実施形態に係る帯域信号取得部 1 6 及び帯域信号加算部 1 7 b の構成図である。

10

帯域信号取得部 1 6 の動作は、第 2 の実施形態と同様である。帯域信号加算部 1 7 b は、選択された 1 つの帯域信号を除いて、他の中心周波数の帯域信号に対してフィルタ 1 2 1 を用いてフィルタ処理を行ってから加算処理を行う。

【 0 0 5 8 】

図 1 4 は、フィルタ 1 2 1 の一態様を示す図である。縦軸は深度を示す。横軸は輝度 (振幅) を示す。

領域 1 4 1 は、閾値 1 4 0 より小さい振幅の信号領域である。領域 1 4 1 は、スペックルに対応する信号領域である。領域 1 4 2 は、閾値 1 4 0 より大きい振幅の信号領域である。領域 1 4 2 は、被検体の構造や対象部位に対応する信号領域である。フィルタ 1 2 1 は、閾値 1 4 0 より大きい振幅の信号成分を除去する。

20

尚、閾値 1 4 0 は、想定されるスペックルを示す信号の振幅より大きく、被検体の構造や対象部位を示す信号の振幅より小さい値とすることが望ましい。また、予め複数種類のフィルタを用意したり、検者により閾値 1 4 0 を選択可能としてもよい。

【 0 0 5 9 】

空間分解能が高い帯域信号 1 2 3 については、フィルタ処理を行わず、空間分解能が低い帯域信号 1 2 3 については、フィルタ 1 2 1 によるフィルタ処理を行うことが望ましい。一般に、中心周波数が高いほど空間分解能が高いので、図 1 2 に示す 3 つの帯域信号 1 2 3 - 1、1 2 3 - 2、1 2 3 - 3 に関しては、中心周波数が最も高い帯域信号 1 2 3 - 3 についてはフィルタ処理を行わず、帯域信号 1 2 3 - 3 以外の帯域信号 1 2 3 - 1 及び 1 2 3 - 2 についてフィルタ 1 2 1 によるフィルタ処理を行うことが望ましい。

30

【 0 0 6 0 】

図 1 5 は、超音波画像 1 3 2 と帯域信号 1 3 3 - 1、帯域信号 1 3 3 - 2、帯域信号 1 3 3 - 3 との関係を示す図である (フィルタ処理有り)。縦軸は深度を示す。超音波画像 1 3 2 の横軸は方位方向位置を示す。帯域信号 1 3 3 の横軸は輝度 (振幅) を示す。

【 0 0 6 1 】

帯域信号 1 3 3 - 1 及び 1 3 3 - 2 は、図 1 2 の帯域信号 1 2 3 - 1 及び 1 2 3 - 2 に対してフィルタ 1 2 1 を用いてフィルタ処理を行った帯域信号である。帯域信号 1 3 3 - 3 は、図 1 2 の帯域信号 1 2 3 - 3 と同一の帯域信号である。

帯域信号 1 3 3 - 1 は、閾値 1 4 0 - 1 を超える振幅の信号成分がフィルタ 1 2 1 により除去されている。帯域信号 1 3 3 - 2 は、閾値 1 4 0 - 2 を超える振幅の信号成分がフィルタ 1 2 1 により除去されている。

40

【 0 0 6 2 】

これらの帯域信号 1 3 3 - 1、1 3 3 - 2、1 3 3 - 3 を加算処理して超音波画像 1 3 2 を構成すると、被検体の構造や対象部位の空間分解能に関しては、平均化されることなく帯域信号 1 3 3 - 3 の空間分解能が反映される。例えば、深度 1 3 4 近傍において、波形山 1 3 5 - 3 及び波形山 1 3 6 - 3 に対応する画像 1 3 8 及び画像 1 3 9 は、2 つの領域として識別可能に表示される。

【 0 0 6 3 】

また、帯域信号 1 3 3 - 1、1 3 3 - 2、1 3 3 - 3 は、全て、閾値 1 4 0 - 1、1 4 0 - 2、1 4 0 - 3 未満の振幅の信号成分、すなわち、スペックルに対応する信号成分を

50

含む。これらの領域 140 - 1、140 - 2、140 - 3 の信号成分を加算処理することにより、スペックル発生を低減させることができる。

【0064】

以上説明したように、第3の実施形態の超音波診断装置は、スペックルに対応する信号については、複数の中心周波数の帯域信号を加算処理し、被検体の構造や対象部位に対応する信号については、フィルタ処理を行って最も高い空間分解能の中心周波数の帯域信号のみを加算処理するので、スペックル発生を低減させると共に、被検体の構造や対象部位については空間分解能を向上させることができる。

【0065】

(4. その他)

以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図1】超音波診断装置1の構成図

【図2】超音波探触子3の概略斜視図

【図3】整相部21の動作の流れを示す図

【図4】時分割処理を用いる場合における整相部21の動作の流れを示す図

【図5】並列処理を用いる場合における整相部21の動作の流れを示す図

【図6】開口幅と超音波ビームとの関係を示す図

【図7】振幅重み係数と超音波ビームとの関係を示す図

【図8】振幅重み係数と超音波ビームとの関係を示す図

【図9】帯域信号取得部16及び帯域信号加算部17aの構成図(第2の実施形態)

【図10】整相データ112の帯域分割を示す図

【図11】振幅重み係数の付与を示す図

【図12】超音波画像122と帯域信号123との関係を示す図である(フィルタ処理無し)

【図13】帯域信号取得部16及び帯域信号加算部17bの構成図(第3の実施形態)

【図14】フィルタ121の一態様を示す図

【図15】超音波画像132と帯域信号133との関係を示す図である(フィルタ処理有り)

【符号の説明】

【0067】

1 …… 超音波診断装置

2 …… 振動子

3 …… 超音波探触子

4 …… 送信増幅器

5 …… 送受分離器

6 …… 受信増幅器

7 …… A/D変換器

8 …… 遅延量補正部

9 …… 遅延データ算出部

10 …… メモリ(遅延データ)

11 …… 整相周波数

12 …… 整相条件算出部

13 …… メモリ(整相条件)

14 …… 整相処理部

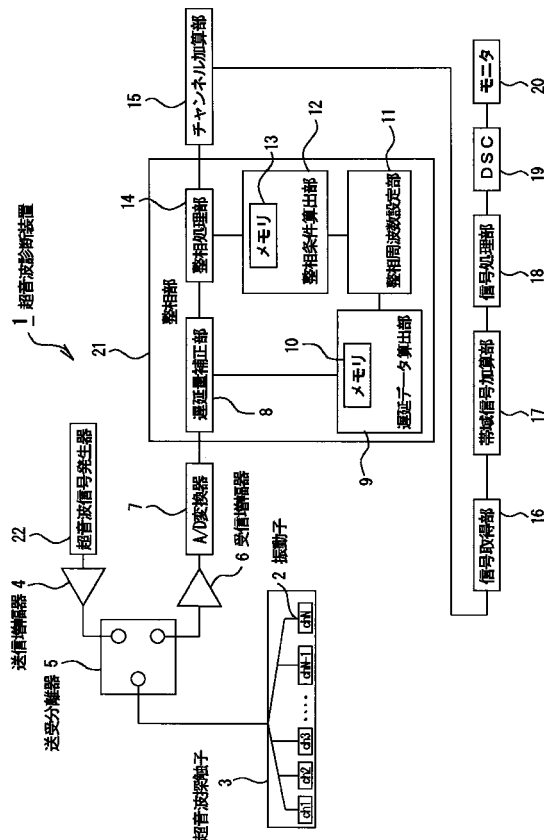
15 …… チャンネル加算部

- 16 帯域信号取得部
 17、17a、17b 帯域信号加算部
 18 信号処理部
 19 DSC
 20 モニタ
 21 整相部
 22 超音波信号発生器
 41 対象部位
 42 遅延データ
 43 整相パラメータ
 51、61、71、81、91、101 超音波ビーム
 52、62、72、82 メインローブ幅
 53、63、93 グレーティングレベル
 54、64、74、84、94 ダイナミックレンジ
 111-1、111-2、111-3 振幅重み係数
 112 整相データ
 113-1、113-2、113-3 帯域信号
 121 フィルタ
 122、132 超音波画像
 123-1、123-2、123-3、133-3 帯域信号（フィルタ処理無し
 133-1、133-2 帯域信号（フィルタ処理有り）
 140、140-1、140-2、140-3 閾値

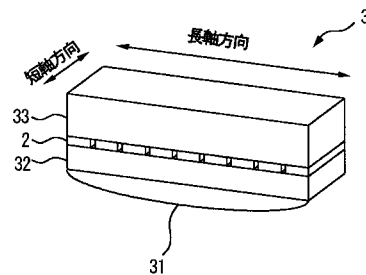
10

20

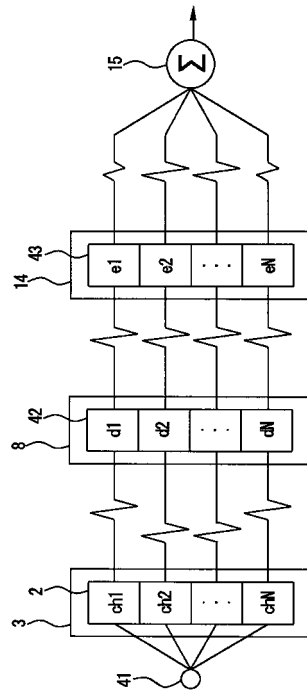
【図1】



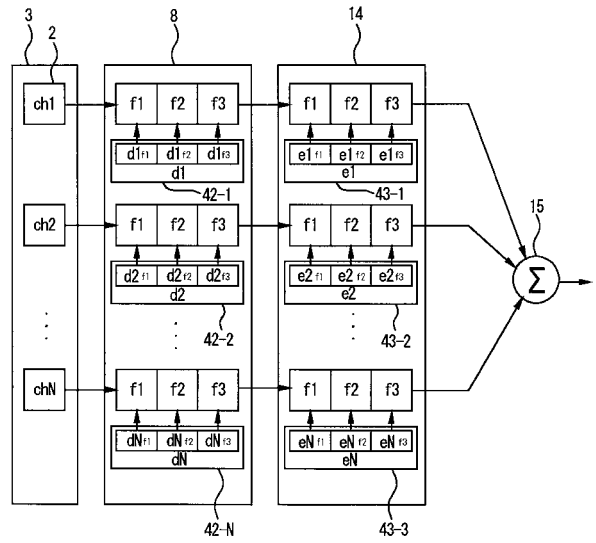
【図2】



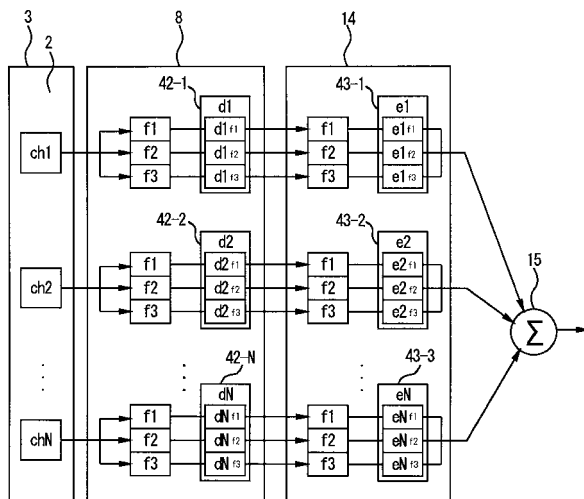
【図 3】



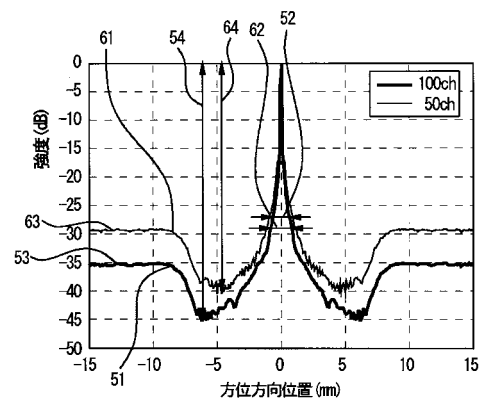
【図 4】



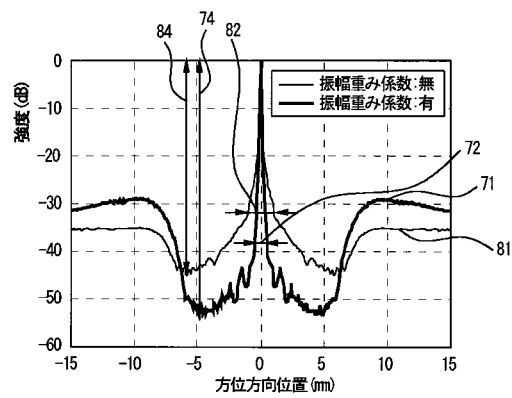
【図 5】



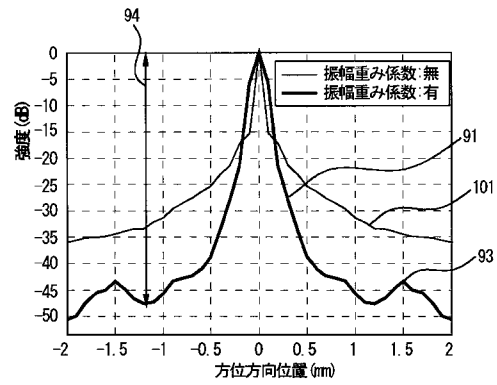
【図 6】



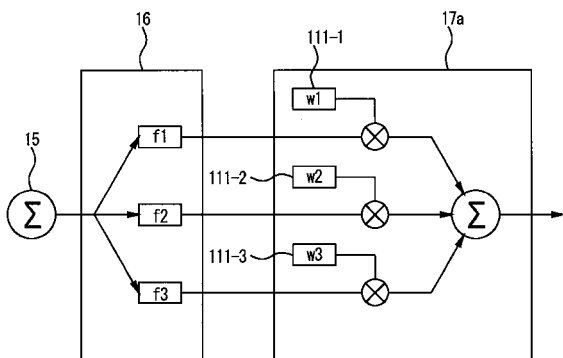
【図 7】



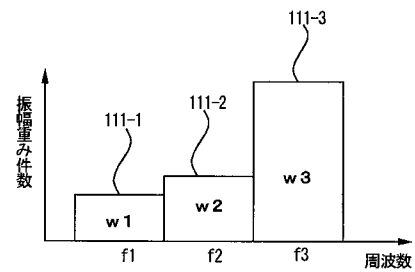
【図 8】



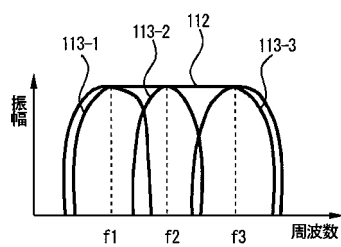
【図 9】



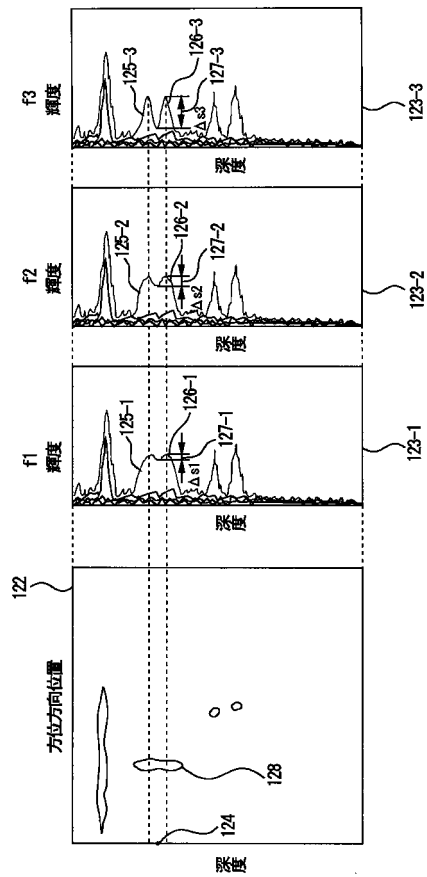
【図 1 1】



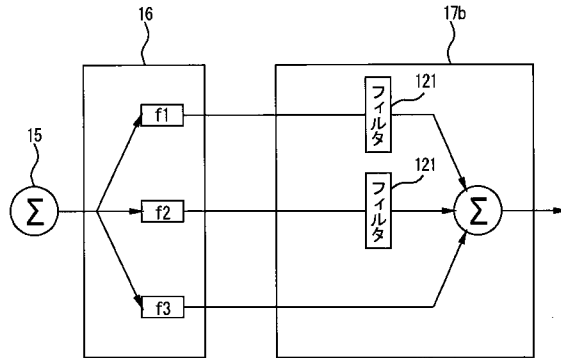
【図 1 0】



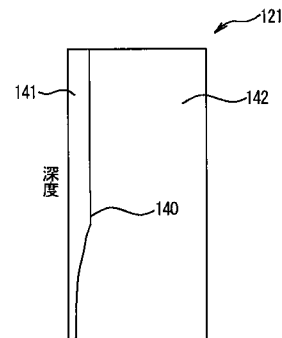
【図 1 2】



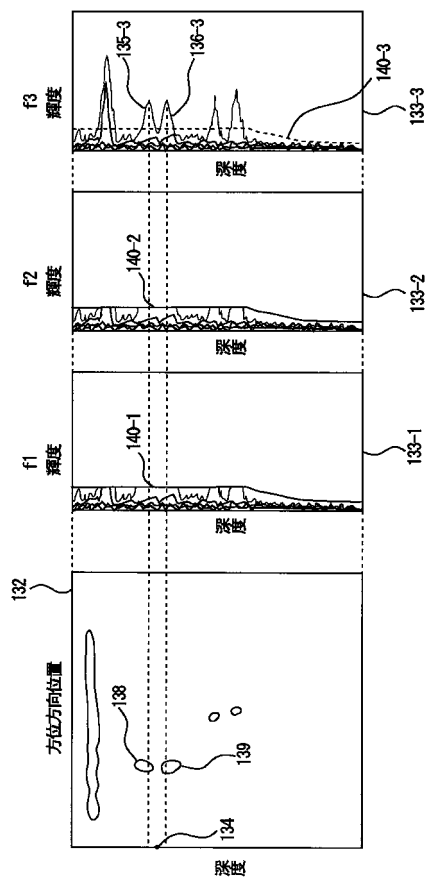
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08-140969(JP,A)
特開昭61-170443(JP,A)
特開2006-340890(JP,A)
特開2006-095151(JP,A)
特開2004-154567(JP,A)
特開2001-170049(JP,A)
特開昭62-170233(JP,A)
特開2005-058321(JP,A)
特開2006-204594(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	JP5190219B2	公开(公告)日	2013-04-24
申请号	JP2007114006	申请日	2007-04-24
[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	押木光博 鱒沢裕		
发明人	押木 光博 鱒沢 裕		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/HH22 4C601/HH25 4C601/HH35 4C601/JB08 4C601/JB09 4C601/JB10 4C601/JB31		
代理人(译)	井上清一		
其他公开文献	JP2008264342A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够减少斑点噪声并改善超声图像质量的超声诊断设备。解决方案：定相频率设定部分11选择并确定多个定相频率，并将接收信号分成多个定相频率的频带信号。延迟量校正部分8根据焦点与振荡器2的每个通道之间的距离差进行延迟处理。定相处理部分14对每个定相频率执行幅度加权处理和孔径宽度确定处理。信道加法部分15对每个信道和每个定相频率定相的定相数据进行加法处理，以输出定相数据。频带信号获取部分16将定相数据分成多个中心频率的频带信号。频带信号添加部分17通过对每个中心频率执行幅度加权或滤波处理来执行加法处理，以输出超声波束信号。Z

