

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 65664

(P2002 - 65664A)

(43)公開日 平成14年3月5日(2002.3.5)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マコード^{*} (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13数)

(21)出願番号 特願2000 - 265992(P2000 - 265992)

(22)出願日 平成12年8月30日(2000.8.30)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 三和 祐一

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

(72)発明者 梅村 晋一郎

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

(74)代理人 100068504

弁理士 小川 勝男 (外 1 名)

最終頁に続く

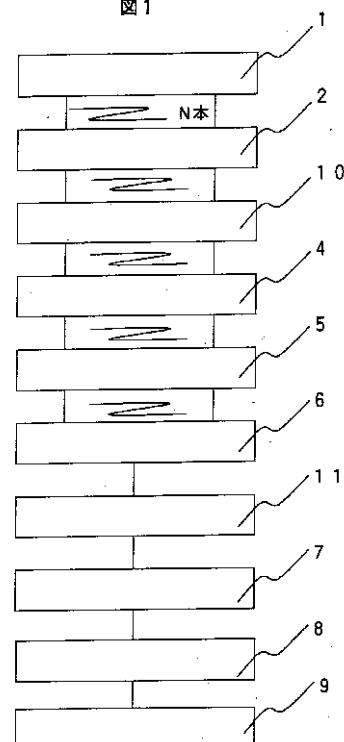
(54)【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波信号の処理方法

(57)【要約】

【課題】周波数の異なる画像を得る超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波を送信し反射超音波を受信する複数素子から構成される探触子1と、複数の受信信号をデジタル化するデジタル変換部2と、デジタル変換部の出力と第1デジタル参照信号とを乗算する第1ミキシング部10と、第1ミキシング部の出力から所定の中心周波数をもつ信号を抽出する第1フィルタ部4と、第1フィルタ部の出力を遅延するデジタル遅延部5と、デジタル遅延部の複数の出力を加算する加算部6と、加算部の出力と第2デジタル参照信号とを乗算する第2ミキシング部11と、第2ミキシング部の出力を検波する検波部7と、検波部の出力を画像信号に変換する変換部8と、変換部の出力信号を表示する表示装置9とから構成される。これにより、フィルタ部の周波数特性を変える必要がない。

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】検査対象に超音波を送信し、該検査対象から反射された超音波を受信する複数の素子から構成される探触子と、複数の該素子により受信された複数の受信信号をデジタル化するデジタル変換部と、該デジタル変換部の出力信号と第 1 のデジタル参照信号とを乗算する第 1 のミキシング部と、該第 1 のミキシング部の出力信号から所定の中心周波数をもつ信号を抽出する第 1 のフィルタ部と、該第 1 のフィルタ部の出力信号を遅延するデジタル遅延部と、該デジタル遅延部の複

数の出力信号を加算する加算部と、該加算部の出力信号と第 2 のデジタル参照信号とを乗算する第 2 のミキシング部と、該第 2 のミキシング部の出力信号を検波する検波部と、該検波部の出力信号を画像信号に変換する変換部と、該変換部の出力信号を表示する表示装置を有してなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】検査対象に超音波を送信し、該検査対象から反射された超音波を受信する複数の素子から構成される探触子と、複数の該素子により受信された複数の受信信号をデジタル化するデジタル変換部と、該デジ

タル変換部の出力信号と第 1 のデジタル参照信号とを乗算する第 1 のミキシング部と、該第 1 のミキシング部の出力信号から所定の中心周波数をもつ信号を抽出する第 1 のフィルタ部と、該第 1 のフィルタ部の出力信号を遅延するデジタル遅延部と、該デジタル遅延部の複

数の出力信号を加算する加算部と、該加算部の出力端に並列に接続される複数の信号処理回路とを有し、かつ、前記各信号処理回路は、前記加算部の出力信号と第 2 のデジタル参照信号とを乗算する第 2 のミキシング部と、該第 2 のミキシング部の出力信号から所定の中心周波数をもつ信号を抽出する第 2 のフィルタ部と、該第 2 のフィルタ部の出力信号を検波する検波部と、該検波部の出力信号を画像信号に変換する変換部とから構成され、前記各信号処理回路に於いて、前記第 2 のフィルタ部で、前記第 2 のミキシング部の出力信号から、前記各信号処理回路で相互に異なる所定の中心周波数をもつ信号が抽出されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】請求項 2 記載の超音波診断装置において、前記信号処理回路は、第 1 の信号処理回路と第 2 の信号処理回路とからなり、かつ、該第 1 の信号処理回路及び

れ、第 1 の中心周波数、及び第 2 の中心周波数の画像を得るための信号処理が並列して実行されるよう構成したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置において、前記第 1 のデジタル参照信号の周波数と前記第 2 のデジタル参照信号の周波数との和を、画像化する受信信号の中心周波数に一致させてなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】請求項 2 記載の超音波診断装置において、異なる中心周波数の前記画像が、同一、又は異なる表示装置に表示されてなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】請求項 4 記載の超音波診断装置において、前記第 1 のデジタル参照信号の周波数が、前記第 1 の中心周波数と前記第 2 の中心周波数との間に設定されてなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】複数の素子から構成される探触子と、検査対象に中心周波数 f_s をもつ超音波を送信し、前記検査対象から反射された前記中心周波数 f_s をもつ超音波を受信する複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) を選択する選択駆動回路と、前記素子により受信された受信信号をデジタル化し、前記複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) のそれぞれに対応して設けられるデジタル変換部と、該デジタル変換部の出力信号と、前記中心周波数 f_s と異なる周波数 f_m をもつ第 1 のデジタル参照信号とを乗算し、前記各素子にそれぞれ対応する前記デジタル変換部に対応して設けられる第 1 のミキシング部と、該第 1 のミキシング部の出力信号から周波数 ($f_m - f_s$) をもつ信号を抽出し、前記各素子にそれぞれ対応する前記第 1 のミキシング部に対応して設けられる第 1 のフィルタ部と、該第 1 のフィルタ部の出力信号を、前記超音波の送信の時点から受信の時点までの前記素子 n 毎に異なる伝搬時間 t_n だけ時間移動させた信号に、 $\exp(-j 2\pi f_m t_n)$ を乗算し、前記各素子にそれぞれ対応する前記第 1 のフィルタ部に対応して設けられるデジタル遅延部と、前記複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) のそれぞれに対応する前記デジタル遅延部の出力信号を加算する加算部と、該加算部の出力信号と、周波数 ($f_s - f_m$) をもつ第 2 のデジタル参照信号とを乗算する第 2 のミキシング部と、該第 2 のミキシング部の出力信号を検波する検波部と、該検波部の出力信号を画像信号に変換する変換部と、該変換部の出力信号を表示する表示装置とを有し、前記中心周波数 f_s をもつ受信信号の画像化を行ない表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】(1) 検査対象に中心周波数 f_s をもつ超音波を送信し、該検査対象から反射された前記中心周波数 f_s をもつ超音波を受信する複数の素子から構成される探触子の複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) を選択して駆動する工程と、(2) 前記各素子により受信され

た複数の受信信号を、前記複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) のそれぞれに対応して設けられるデジタル変換部でデジタル化する工程と、(3) 前記各素子にそれぞれ対応する前記デジタル変換部に対応して設けられる第 1 のミキシング部で、前記デジタル変換部の出力信号と、前記中心周波数 f_s と異なる周波数 f_m をもつ第 1 のデジタル参照信号とを乗算する工程と、(4) 前記各素子にそれぞれ対応する前記第 1 のミキシング部に対応して設けられる第 1 のフィルタ部で、前記第 1 のミキシング部の出力信号から周波数 ($f_m - f_s$) をもつ信号を抽出する工程と、(5) 前記各素子にそれぞれ対応する前記第 1 のフィルタ部に対応して設けられるデジタル遅延部で、前記第 1 のフィルタ部の出力信号を、前記超音波の送信の時点から受信の時点までの前記素子 n 毎に異なる伝搬時間 t_n だけ時間移動させた信号に、 $\exp(-j 2\pi f_m t_n)$ を乗算する工程と、(6) 前記複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) のそれぞれに対応する前記デジタル遅延部の出力信号を加算部で加算する工程と、(7) 前記加算部の出力信号と、周波数 ($f_s - f_m$) をもつ第 2 のデジタル参照信号と第 2 のミキシング部で乗算する工程と、(8) 前記第 2 のミキシング部

検査対象により反射された超音波は、探触子 1 で受信される。探触子 1 の第 n 素子による受信信号 $f_n(t)$ は、超音波の送信の時点から受信の時点までの間の伝搬時間を t_n とすると、(数 2) により示される。

$$f_n(t) = s(t - t_n) = A(t - t_n) \times \{ \exp[j 2\pi f_s(t - t_n)] + \exp[-j 2\pi f_s(t - t_n)] \} \dots \quad (\text{数 2})$$

1 回の超音波の送受信に用いる素子数を N とする時、探触子 1 の N 本の出力信号は、それぞれ (数 2) で表わされる。伝搬時間 t_n は素子毎に異なる。なお、以下の説明では、1 回の超音波の送受信に用いる素子 n をチャンネル n と呼び、 N をチャンネル数と呼ぶ。また、図 1、図 2、図 6 では、1 回の超音波の送受信に用いる N 個の素子の選択回路、及び駆動回路は、省略し図示していない。

【0005】受信信号 $f_n(t)$ は、デジタル変換部 2 でデジタルデータに変換され、以降の信号処理は全

$$h_n(t) = \exp(j 2\pi f_s t) \dots \quad (\text{数 4})$$

$$g_n(t) = f_n(t) h_n(t) = A(t - t_n) \times$$

次に、フィルタ部 4 で、(乗算結果 g (数 5) t) の低周波成分を抽出する。低周波成分が抽出された乗算結果は (数 6) となる。フィルタ部 4 は、例えば、累加器や積

$$g_n(t) = A(t - t_n) \times \exp(j 2\pi f_m t) \dots \quad (\text{数 6})$$

デジタル遅延部 5 では、フィルタ部 4 の出力信号 (数 6) を t_n だけ時間移動した信号に $\exp(-j 2\pi f_m t_n)$ を乗算する。デジタル遅延部 5 の出力信号 $V_n(t)$ は

$$V_n(t) = g_n(t + t_n) \times \exp(-j 2\pi f_m t_n) = A(t) \dots \quad (\text{数 7})$$

*グ部の出力信号を検波部で検波する工程と、(9) 前記検波部の出力信号を画像信号に変換部で変換する工程と、(10) 前記変換部の出力信号を表示装置に表示する工程とを有し、前記中心周波数 f_s をもつ受信信号の画像化を行ない表示することを特徴とする超音波信号の処理方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置に係り、特に、超音波信号のデジタル信号処理を行なう、非破壊検査用の超音波診断装置、及び医用の超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】図 2 は、デジタル回路を用いた従来技術の超音波診断装置の構成例を示す図である。複数の素子で構成される探触子 1 から送信される中心周波数 f_s をもつ超音波の送信信号 $s(t)$ は、近似的に (数 1) で表現できる。 $A(t)$ は送信信号の包絡線の形状を示し、 t は時間変数、 j は虚数単位である。

【0003】

$$s(t) = A(t) \times \{ \exp(j 2\pi f_s t) + \exp(-j 2\pi f_s t) \} \dots \quad (\text{数 1})$$

* f_n は、受信信号 $f_n(t)$ の位相であり (数 3) で与えられる。

【0004】

*でデジタル信号処理となる。デジタル信号処理によりアナログ信号処理に比べ、演算精度が向上する。デジタル変換部 2 には一般に A/D 変換器が使用される。

【0006】ミキシング部 3 で、デジタル変換された受信信号 $f_n(t)$ と (数 4) で示されるデジタル参照信号 $h_n(t)$ との乗算を行なう。乗算結果 $g_n(t)$ は (数 5) となる。 $h_n(t)$ は受信信号の中心周波数 f_s と同一の周波数をもつ。

【0007】

【0008】

【0009】

デジタル遅延部 5 の出力信号 $V_n(t)$ は、加算部 6 で、1 回の超音波の送受信に用いられた素子 n (チャンネル n) の全てのチャンネル (チャンネル数 N) について加算される。加算結果は、各チャンネルの位相が一致するので単一チャンネルの信号の N 倍に成長する。探触子 1 から加算部 6 までの N 本の信号数は、加算部 6 で 1 本に変換される。

【0010】なお、以上の説明で、デジタル変換部 2、ミキシング部 3、フィルタ部 4、デジタル遅延部 5 での各処理は、チャンネル毎に行なうので、これら各部は N 個並列に必要である。

【0011】一方、目的方向以外からの受信信号は、相互に異なる位相差をもつので消滅する。以上説明した信号処理は、一般に整相加算処理と呼ばれる。この整相加算処理により、目的方向に超音波ビームを収束することができる。

【0012】上記の整相加算処理に関する文献として、特許第 1333370 号、米国特許第 4140022 号、米国特許第 4983970 号がある。

【0013】検波部 7 で、加算部 6 の出力信号、 $N \times A(t)$ の絶対値をとり、変換部 8 で、検波部 7 の出力信号に対し、対数圧縮、ガンマ変換等の信号処理を行なう。変換部 8 の出力信号は、検査対象の断層像として、表示装置 9 に表示される。なお、(数 7) は、一般に複素数であり、検波部 7 は、複素数の絶対値 (実部と虚部の 2 乗和平方根) を計算する。

【0014】

【発明が解決しようとする課題】図 2 に示す従来技術の超音波診断装置では、画像化する受信信号の中心周波数を予め 1 つに決める必要がある。図 2 に示す従来装置では、画像化する受信信号の中心周波数は、送信信号の中心周波数と同じ f_0 であり、デジタル参照信号 $h_n(t)$ の周波数に等しい。図 2 に示す従来技術の超音波診断装置では、デジタル参照信号 $h_n(t)$ の周波数を、画像化する受信信号の中心周波数に一致させる必要があり、画像化する受信信号の中心周波数が、予め決めた 1 つの周波数に限定されるという問題があった。

【0015】図 2 に示す従来技術の超音波診断装置では、フィルタ部 4 で、ミキシング部 3 の出力信号から不要成分である高周波成分 ($2f_0$) を除去しているので、画像化する受信信号の中心周波数 f_0 を変化させる場合、不要成分の高周波成分の周波数も変化するので、画像化する受信信号の中心周波数に合わせてフィルタ部 4 の周波数特性を変化させる必要があるという問題があった。

【0016】フィルタ部 4 はチャンネル毎に必要なので、フィルタ部 4 の構成が複雑になると、装置の規模が大きくなり、装置が高価格になるという問題があった。

【0017】本発明の目的は、フィルタ部の周波数特性を変えなく、受信信号の中心周波数が異なる複数

の画像を得ることが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【0018】本発明の他の目的は、受信信号の中心周波数が異なる複数の画像を得るための信号処理を並列して同時に実行でき、画像化する受信信号の中心周波数を変化させても、チャンネル毎のフィルタ部の周波数特性を変える必要がない超音波診断装置を提供することにある。

【0019】

【課題を解決するための手段】上記の目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、以下のような構成を有する。

【0020】本発明の第 1 の構成では、検査対象に超音波を送信し検査対象から反射された超音波を受信する複数の素子から構成される探触子により受信された複数の受信信号は、デジタル変換部でデジタル化される。第 1 のミキシング部で、デジタル変換部の出力信号と第 1 のデジタル参照信号とが乗算される。

【0021】第 1 のフィルタ部で、第 1 のミキシング部の出力信号から所定の中心周波数をもつ信号が抽出される。第 1 のフィルタ部の出力信号は、デジタル遅延部で遅延され、デジタル遅延部の複数の出力信号が加算部で加算される。

【0022】第 2 のミキシング部で加算部の出力信号と第 2 のデジタル参照信号とが乗算される。第 2 のミキシング部の出力信号は検波部で検波され、検波部の出力信号は、変換部で画像信号に変換され、変換部の出力信号は表示装置に表示される。

【0023】第 1 の構成に於いて、第 1 のデジタル参照信号の周波数と第 2 のデジタル参照信号の周波数との和を、画像化する受信信号の中心周波数に一致させる。

【0024】本発明の第 2 の構成では、本発明の第 1 の構成の加算部の出力端に、加算部の出力信号と第 2 のデジタル参照信号とを乗算する第 2 のミキシング部と、第 2 のミキシング部の出力信号から所定の中心周波数をもつ信号を抽出する第 2 のフィルタ部と、第 2 のフィルタ部の出力信号を検波する検波部と、検波部の出力信号を画像信号に変換する変換部とから構成される信号処理回路の複数個を並列に接続する。各信号処理回路に変換部の出力信号を表示する表示装置を設けても良い。

【0025】第 2 の構成では、各信号処理回路に於いて、第 2 のフィルタ部で、第 2 のミキシング部の出力信号から、各信号処理回路で相互に異なる所定の中心周波数をもつ信号が抽出され、第 2 のフィルタ部の出力信号は検波部で検波される。

【0026】第 1 のデジタル参照信号の周波数と前記第 2 のデジタル参照信号の周波数との和を、画像化する受信信号の中心周波数に一致させる。また、相互に異なる中心周波数の画像を得るための信号処理が、並列して同時に実行される。相互に異なる中心周波数の受信信

号による画像が、各信号処理回路の表示装置、又は、単一の同一の表示装置に表示される。

【0027】本発明の第3の構成では、本発明の第1の構成の加算部の出力端に、加算部の出力信号と第2のデジタル参照信号とを乗算する第2のミキシング部と、第2のミキシング部の出力信号から所定の中心周波数をもつ信号を抽出する第2のフィルタ部と、第2のフィルタ部の出力信号を検波する検波部と、検波部の出力信号を画像信号に変換する変換部とから構成される、第1、第2の信号処理回路を並列に接続する。第1、第2の信号処理回路に変換部の出力信号を表示する表示装置を設けても良い。

【0028】第3の構成では、第1、及び第2の信号処理回路に於いて、第2のフィルタ部で、第2のミキシング部の出力信号から、第1、及び第2の信号処理回路で相互に異なる所定の中心周波数をもつ信号が抽出され、第2のフィルタ部の出力信号は検波部で検波される。第1、及び第2の中心周波数の画像を得るための信号処理が、並列して同時に実行される。

【0029】第1のデジタル参照信号の周波数は、第1の受信信号の中心周波数と第2の受信信号の中心周波数との間に設定され、好ましくは平均値に設定される。第1の中心周波数の受信信号による画像を第1の信号処理回路の表示装置に、第2の中心周波数の受信信号による画像を第2の信号処理回路の表示装置に表示する。又は、第1、及び第2の中心周波数の受信信号による画像をそれぞれ単一の同一の表示装置に表示する。

【0030】本発明のデジタル超音波診断装置は、フィルタ部の周波数特性を変えることなく、異なる中心周波数の受信信号の画像化が可能であるという特徴がある。

【0031】また、本発明のデジタル超音波診断装置は、図2に示す従来技術の超音波診断装置に於いて、チャンネル毎に必要な、デジタル変換部2、ミキシング部3、フィルタ部4、デジタル遅延部5の構成を何ら変えることなく、中心周波数が異なる複数の画像を得るための信号処理を並列して同時に実行でき、画像化する受信信号の中心周波数を変化させても、チャンネル毎のフィルタ部4の周波数特性を変える必要がないという特徴がある。

【0032】さらに、本発明は、複数の素子から構成される探触子と、検査対象に中心周波数 f_c をもつ超音波を送信し、前記検査対象から反射された前記中心周波数 f_c をもつ超音波を受信する複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) を選択する選択駆動回路と、前記素子により受信された受信信号をデジタル化し、前記複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) のそれぞれに対応して設けられるデジタル変換部と、該デジタル変換部の出力信号と、前記中心周波数 f_c と異なる周波数 f_m をもつ第1のデジタル参照信号とを乗算し、前記各素子にそれ

ぞれ対応する前記デジタル変換部に対応して設けられる第1のミキシング部と、該第1のミキシング部の出力信号から周波数 $(f_m - f_c)$ をもつ信号を抽出し、前記各素子にそれぞれ対応する前記第1のミキシング部に対応して設けられる第1のフィルタ部と、該第1のフィルタ部の出力信号を、前記超音波の送信の時点から受信の時点までの前記素子 n 毎に異なる伝搬時間 t_n だけ時間移動させた信号に、 $\exp(-j2\pi f_m t_n)$ を乗算し、前記各素子にそれぞれ対応する前記第1のフィルタ部に対応して設けられるデジタル遅延部と、前記複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) のそれぞれに対応する前記デジタル遅延部の出力信号を加算する加算部と、該加算部の出力信号と、周波数 $(f_c - f_m)$ をもつ第2のデジタル参照信号とを乗算する第2のミキシング部と、該第2のミキシング部の出力信号を検波する検波部と、該検波部の出力信号を画像信号に変換する変換部と、該変換部の出力信号を表示する表示装置とを有し、前記中心周波数 f_c をもつ受信信号の画像化を行ない表示することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

【0033】さらにまた、本発明は、下記に示す工程を有する超音波信号の処理方法を提供する。

【0034】(1) 検査対象に中心周波数 f_c をもつ超音波を送信し、該検査対象から反射された前記中心周波数 f_c をもつ超音波を受信する複数の素子から構成される探触子の複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) を選択して駆動する工程と、(2) 前記各素子により受信された複数の受信信号を、前記複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) のそれぞれに対応して設けられるデジタル変換部でデジタル化する工程と、(3) 前記各素子にそれぞれ対応する前記デジタル変換部に対応して設けられる第1のミキシング部で、前記デジタル変換部の出力信号と、前記中心周波数 f_c と異なる周波数 f_m をもつ第1のデジタル参照信号とを乗算する工程と、(4) 前記各素子にそれぞれ対応する前記第1のミキシング部に対応して設けられる第1のフィルタ部で、前記第1のミキシング部の出力信号から周波数 $(f_m - f_c)$ をもつ信号を抽出する工程と、(5) 前記各素子にそれぞれ対応する前記第1のフィルタ部に対応して設けられるデジタル遅延部で、前記第1のフィルタ部の出力信号を、前記超音波の送信の時点から受信の時点までの前記素子 n 毎に異なる伝搬時間 t_n だけ時間移動させた信号に、 $\exp(-j2\pi f_m t_n)$ を乗算する工程と、(6) 前記複数の素子 n ($n = 1, 2, \dots, N$) のそれぞれに対応する前記デジタル遅延部の出力信号を加算部で加算する工程と、(7) 前記加算部の出力信号と、周波数 $(f_c - f_m)$ をもつ第2のデジタル参照信号とを第2のミキシング部で乗算する工程と、(8) 前記第2のミキシング部の出力信号を検波部で検波する工程と、(9) 前記検波部の出力信号を画像信号に変換部で変換する工程と、(10) 前記変換部の出力信号を表示装置に表示す

る工程とを有し、前記中心周波数 f_s をもつ受信信号の画像化を行ない表示するよう構成する。

【 0 0 3 5 】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施例を図を参照して詳細に説明する。以下の実施例では、超音波信号のデジタル信号処理を行なう、医用の超音波診断装置を例にとって、説明するが、非破壊検査用の超音波装置にも同様に適用可能である。

【００３６】（実施例１）図１は、本発明の実施例１の超音波診断装置の構成例を示す図である。図１に於いて、第１のミキシング部１０、第２のミキシング部１１を除く構成は、図２に示す従来技術の超音波診断装置の*

$$f_n(t) = s(t - t_n) = A(t - t_n) \times \{ \exp[j(\omega_s t - \omega_n t_n)] + \exp[-j(\omega_s t - \omega_n t_n)] \} \dots (数 8)$$

受信信号 $f_n(t)$ は、 n デジタル変換部 (A/D変換器) 2 でデジタルデータに変換され、以降の信号処理は全て、離散値とされた (数 8) を使用するデジタル信号処理となる。

【0039】第1のミキシング部10で、デジタル変換された受信信号 $f_r(t)$ と(数10)で示されるデ*

$$h_n(t) = \exp(j \omega_m t) \quad \dots (\text{数 } 1)$$

$$g_n(t) = f_n(t) h_n(t) = A(t - t_n) \times \{ \exp[j(\omega_0 + \omega_n)t - j\omega_n t_n] + \dots \}$$

次に、フィルタ部4で、乗算結果 g (数11-) の低周波成分を抽出する。低周波成分が抽出された乗算結果は (数12) となる。フィルタ部4は、従来技術と同様 *

$$g_n(t) = A(t - t_n) \times \exp\{-j[(\omega - \omega_n)t - \phi_n]\} \quad \dots (\text{数}1)$$

デジタル遅延部 5 では、フィルタ部 4 の出力信号（数 12）を n だけ時間移動した信号に $\exp(-j\omega_m)$ を乗算する。デジタル遅延部 5 の出力信号 $V_o(t)$ は（数 13）となる。本発明では、デジタル

$$\begin{aligned} V_n(t) &= g_n(t + \tau_n) \exp(-j \omega_m \tau_n) \\ &= A(t) \times \exp\{-j[(\omega_s - \omega_m)(t + \tau_n) - \omega_n \tau_n + \omega_m \tau_n]\} \\ &= A(t) \times \\ &\quad \exp\{-j[(\omega_s - \omega_m)t + \omega_s \tau_n - \omega_m \tau_n - \omega_n \tau_n + \omega_m \tau_n]\} \end{aligned}$$

デジタル遅延部5_nの出力信号V_n(t)は、加算部6で、1回の超音波の送受信に用いた素子n(チャネルn)の全てのチャネル(チャネル数N)について加算

$$S(t) = N \times A(t) \times \exp\{-j(\omega_c - \omega_m)t\} \quad \dots (数1)$$

加算結果（（数144））は、各チャネルの位相が一致するので単一チャネルの信号のN倍に成長する。探触子1から加算部6までのN本の信号数は、加算部6で1本に変換される。

【0043】加算結果((数14))には、一般にキャリア成分と呼ばれる $\exp(-j(\omega_s - \omega_m)t)$ の項が残っている。キャリア成分は、断層像の再構成には不 50

*構成と同じである。ここで、探触子 1 から送信される中心周波数 f_s をもつ超音波の送信信号 $s(t)$ とすると、探触子 1 の第 n 素子による受信信号 $f_n(t)$ は、超音波の送信の時点から受信の時点までの間での伝搬時間を τ_n とすると、(数 2) と同じく、(数 8) により示される。 ϕ_n は、受信信号 $f_n(t)$ の位相であり、(数 3) と同じく、(数 9) で与えられる。

【0037】1回の超音波の送受信に用いる素子数をNとする時、探触子1のN本の出力信号は、それぞれ(数8)で表わされる。伝搬時間 t_{ij} は素子毎に異なる。

【 0 0 3 8 】

*デジタル参照信号 $h_n(t)$ との乗算を行なう。乗算結果 $g_n(t)$ は(数11)となる。本発明では、デジタル参照信号 $h_n(t)$ の周波数と受信信号の中心周波数 f_s を異ならせることが可能である。 $h_n(t)$ の周波数を f_n とおくと、

... (数 1

は、累加器や積和演算器により構成される。

【 0 0 4 0 】

} ... (数 1

遅延部 5 で乗算される複素数を、 s_n ではなく、積 m_n とする。出力信号 $V_n(t)$ は、 n に依存せずチャネルによらず一定である。

【 0 0 4 1 】

$$m) (t + n) - n + m \cdot n$$

され、加算結果は（数 1 4）となる。

... (数 1

要であるので、本発明では、第2のミキシング部11で、加算結果((数14))と(数15)に示すディジタル参照信号 $k_s(t)$ との乗算を行なう。

【0044】なお、以上の説明で、デジタル変換部2、第1のミキシング部10、フィルタ部4、デジタル遅延部5での各処理は、チャンネル毎に行なうので、これら各部はN個並列に必要である。

【0045】探触子 1 から加算部 6 までの N 本の信号数は、加算部 6 で 1 本に変換されているので、第 2 のミキシング部 11 は 1 個で良い。(数 14) と (数 15) の

$$k_n(t) = \exp\{j(\omega_s - \omega_m)t\} \quad (数 15)$$

$$U(t) = N \times A(t) \times \{\exp[-j(\omega_s - \omega_m)t]\} \times$$

検波部 7 で、乗算結果 $\{ \exp[-j(\omega_s - \omega_m)t] \}$ の絶対値をとる。以下、図 2 に示す従来技術の超音波診断装置と同様に、変換部 8 で、検波部 7 の出力信号に対し、対数圧縮、ガンマ変換等の信号処理を行なう。変換部 8 の出力信号は、検査対象の断層像として、表示装置 9 に表示される。なお、(数 16) は、一般に複素数であり、検波部 7 は、複素数の絶対値 (実部と虚部の 2 乗和平方根) を計算する。

【0047】次に、以上説明した図 1 の構成に於いて、画像化する受信信号の中心周波数が変化しても、フィルタ部 4 の周波数特性を変える必要がないことを説明する。

【0048】図 3、図 4 は、図 2 に示す従来技術の超音波診断装置に於ける超音波信号のスペクトル変化を説明する図である。図 3 (a) は、中心周波数 ω_s を 3 MHz、包絡線形状 $A(t)$ をハニング形状とした場合の (数 8) の受信信号のスペクトルの概略を示す図である。なお、図 3 から図 8 の各図に於いて、縦軸はスペクトル強度、横軸は周波数を示す。

【0049】(数 8) の受信信号は実信号であるので、スペクトルの形状は、縦軸に関し対称である。画像化すべき受信信号のスペクトルは、周波数、- 3 MHz、又は 3 MHz に中心をもつ何れか一方のスペクトルの中心位置を、周波数 0 に移動したスペクトルである。

【0050】図 2 に示す従来技術の超音波診断装置では、(数 4) で、 $\omega_s = 3 \text{ MHz}$ とし、(数 5) に示す乗算を行なう。乗算の結果、図 3 (a) のスペクトルは、図 3 (b) となる。図 3 (b) に示すように、画像化する受信信号のスペクトルは周波数 0 に、不要となるスペクトルは周波数 6 MHz に移動する。

【0051】次に、フィルタ部 4 に、例えば、図 3 (b) に示す例のように、周波数、- 3 MHz から 3 MHz の信号を抽出する周波数特性を持たせ、必要なスペクトルを取り出し、図 3 (c) に示すスペクトルが得られる。図 3 (c) は画像化すべき受信信号のスペクトルそのものである。

【0052】図 4 (a) は、中心周波数 ω_s を 2 MHz、包絡線形状 $A(t)$ をハニング形状とした場合の (数 8) の受信信号のスペクトルの概略を示す図である。

【0053】画像化する受信信号のスペクトルは、周波数、- 2 MHz、又は 2 MHz に中心をもつ何れか一方のスペクトルの中心位置を、周波数 0 に移動したスペクトルである。

乗算結果は (数 16) となる。

【0046】

... (数 1

【0054】図 2 に示す従来技術の超音波診断装置では、(数 4) で、 $\omega_s = 2 \text{ MHz}$ とし、(数 5) に示す乗算を行なう。乗算の結果、図 4 (a) のスペクトルは、図 4 (b) となる。図 4 (b) に示すように、画像化する受信信号のスペクトルは周波数 0 に、不要となるスペクトルは周波数 4 MHz に移動する。

【0055】次に、フィルタ部 4 に、例えば、図 4 (b) に示す例のように、周波数、- 2 MHz から 2 MHz の信号を抽出する周波数特性を持たせ、必要なスペクトルを取り出し、図 4 (c) に示すスペクトルが得られる。図 4 (c) は画像化すべき受信信号のスペクトルそのものである。

【0056】ここで、図 4 (b) に示すフィルタ部 4 の周波数特性を、図 3 (b) に示すフィルタ部 4 の周波数特性と同じにすると、周波数 4 MHz に中心をもつ不要なスペクトルが完全に除去できず、画質が劣化する。

【0057】従って、図 3 (b) と図 4 (b) との比較より、図 2 に示す従来技術の超音波診断装置では、画像化する受信信号の中心周波数に対応させて、フィルタ部 4 の周波数特性を変化させることが必須要件であることが明らかである。

【0058】図 4 (b) に示す例のように、抽出するスペクトルの周波数領域が狭いフィルタはタップ数が多くなるので、図 3 (b) の周波数特性をもつフィルタに比べて、回路規模が大きくなる。

【0059】本発明の実施例 1 の超音波診断装置の構成では、受信信号が図 4 (a) 示すスペクトルをもつ場合でも、フィルタ部 4 の周波数特性を図 3 (b) と同じにすることが可能である。

【0060】図 5 は、本発明の実施例 1 の超音波診断装置に於ける超音波信号のスペクトル変化を説明する図である。図 5 (a) は、中心周波数 ω_s を 2 MHz、包絡線の形状 $A(t)$ をハニング形状とした場合の超音波信号のスペクトルの概略を示す図である。本発明では、(数 10) で、 $\omega_m = 3 \text{ MHz}$ とし、(数 11) に示す乗算を行なう。乗算の結果、スペクトルは図 5 (b) となる。

【0061】図 5 (b) に示すように、画像化する受信信号のスペクトルは周波数 1 MHz に、不要となるスペクトルは周波数 5 MHz に移動する。フィルタ部 4 の周波数特性は、図 3 (b) と同じく、周波数、- 3 MHz から 3 MHz の信号を抽出する周波数特性を持たせ、必要なスペクトルを取り出し、図 5 (c) に示すスペクトルが得られる。

【0062】図5(c)に示すように、中心が周波数1 MHzにあるスペクトルが残り、中心が周波数5 MHzにあるスペクトルが除去される。図5(c)のスペクトルは加算部6の出力信号のスペクトルである。

【0063】画像化すべき超音波信号のスペクトルは、図4(c)に示すように、中心が周波数0にある必要があり、図5(c)のスペクトルはそのままでは画像化できない。

【0064】そこで、本発明では、(数15)で、 $f_s = 2 \text{ MHz}$ 、即ち、 $(f_s - f_m) = -1 \text{ MHz}$ とし、(数16)に示す乗算を行なう。乗算の結果、図5(c)のスペクトルは、図5(d)のスペクトルとなり、画像化すべき図4(c)のスペクトルと同じである。

【0065】本発明の実施例1の超音波診断装置の構成で、中心周波数3 MHzの受信信号の画像化を行なう場合には、 $f_s = 3 \text{ MHz}$ とし、(数10)で、 $f_m = 3 \text{ MHz}$ とし、(数11)に示す乗算を行なう。乗算の結果、スペクトルは図3(b)と同じとなる。

【0066】図3(b)に示すように、画像化する受信信号のスペクトルは周波数0に、不要となるスペクトルは周波数6 MHzに移動する。フィルタ部4の周波数特性は、周波数-3 MHzから3 MHzの信号を抽出する周波数特性を持たせ、必要なスペクトルを取り出し、画像化すべき受信信号のスペクトルそのものである、図3(c)と同じスペクトルが得られる。

【0067】以上説明したように、本発明の実施例1の超音波診断装置の構成では、フィルタ部4の周波数特性を変えることなく、中心周波数3 MHz、2 MHz両方の受信信号の画像化が可能である。また、先に説明したように、第2のミキシング部11は1個あれば良い。ミキシング回路1個の追加により、フィルタ部4の構成を簡素化できるので、装置の小型化、低価格化に大きく貢献する。

【0068】(実施例2)図6は、本発明の実施例2の超音波診断装置の構成例を示す図である。図6は、図1に示す超音波診断装置の構成のうち、チャンネル毎に必要な、デジタル変換部2、ミキシング部3、フィルタ部4、デジタル遅延部5の構成を変えることなく、中心周波数の異なる受信信号を複数、同時に画像化して表示する超音波診断装置の構成例である。

【0069】図6に示す超音波診断装置の構成のうち、チャンネル毎に必要な、デジタル変換部2、第1のミキシング部10、フィルタ部4、デジタル遅延部5の構成は、図1に示す超音波診断装置の構成と同じである。図6に示す超音波診断装置の構成は、図1の示す超音波診断装置の構成に於いて、第2のミキシング部11以降の信号処理を行なう、第1、及び第2の信号処理回路を並列に持ち、第1、及び第2の信号処理回路に於いて、第2のミキシング部11と検波部7の間に第2のフィル

タ部12を設けたものである。

【0070】第1の信号処理回路は、第2のミキシング部11a、第2のフィルタ部12a、検波部7a、変換部8a、表示装置9aから構成され、第2の信号処理回路は、第2のミキシング部11b、第2のフィルタ部12b、検波部7b、変換部8b、表示装置9bから構成される。

【0071】図6に示す超音波診断装置の構成は、例えば、高調波イメージングに於いて、効果を発揮する。高調波イメージングとは、周波数 f_0 の超音波信号を送信し、受信信号の高調波成分(例えば、 $2f_0$ 成分)を画像化する手法である。この手法によれば、受信信号の基本波成分(f_0 成分)を画像化する通常のイメージングに比べ、音響S/Nを大きく改善できる。

【0072】図7、図8は、本発明の実施例2の超音波診断装置に於ける超音波信号のスペクトル変化を説明する図である。図7(a)は、周波数2 MHzの受信信号のスペクトルを、高調波成分である4 MHz成分まで含めて示す。高調波成分のスペクトル強度は、基本波成分に比べ小さい。

【0073】図2に示す従来技術の超音波診断装置では、受信信号の基本波成分で画像化する場合に、(数4)で、 $f_s = 2 \text{ MHz}$ とする。受信信号の高調波成分で画像化する場合に、(数4)で、 $f_s = 4 \text{ MHz}$ とする。しかし、図2に示す従来技術の超音波診断装置では、受信信号の基本波成分の画像と、受信信号の高調波成分の画像を同時に処理して、表示できなかった。

【0074】受信信号の基本波成分の画像と、受信信号の高調波成分の画像を同時に処理して、表示するために、図2に示す従来技術の超音波診断装置に於いて、ミキシング部3以降の信号処理を行なう、第1及び第2の信号処理回路を並列に持ち、第1及び第2の信号処理回路を、それぞれ、ミキシング部3、フィルタ部4、デジタル遅延部5、加算部6、検波部7、変換部8、表示装置9で構成することが考えられる。

【0075】第1の信号処理回路のミキシング部で $f_s = 2 \text{ MHz}$ として乗算を行ない、第2の信号処理回路のミキシング部で $f_s = 4 \text{ MHz}$ として乗算を行なえば、受信信号の基本波成分の画像と、受信信号の高調波成分の画像を同時に画像化できる。

【0076】しかし、ミキシング部3、フィルタ部4、デジタル遅延部5は、チャンネル数分だけ用意する必要があるため、回路規模が膨大になる。

【0077】図6に示す超音波診断装置の構成では、(数10)で、受信信号の基本波2 MHzと受信信号の高調波4 MHzの平均周波数である、 $f_m = 3 \text{ MHz}$ として(数11)に示す乗算を行なう。乗算の結果、図7(a)のスペクトルは、図7(b)となる。図7(b)に示すように、画像化する受信信号のスペクトルは周波数、-1、1 MHzに、不要となるスペクトルは周波数

5、7 MHz に移動する。

【0078】受信信号の基本波成分を画像化する場合に、周波数 1 MHz に中心をもつスペクトルを残し、受信信号の高調波成分を画像化する場合に、周波数、-1 MHz に中心をもつスペクトルを残す必要がある。ミキシング周波数 ($f_m = 3 \text{ MHz}$) を、受信信号の基本波と受信信号の高調波の周波数の平均値としたので、画像化する 2 つの受信信号のスペクトルの中心周波数は、縦軸に関し対称である。

【0079】図 7 (b) に示すように、フィルタ部 4 には、図 3 (b) と同じ周波数特性を持たせる。フィルタ部 4 の出力信号のスペクトルは、図 7 (c) となる。遅延処理、加算処理は、スペクトル形状を変えないので、加算部 6 の出力信号のスペクトルも、図 7 (c) と同じである。

【0080】次に、並列に用意された第 2 のミキシング部 11 a、11 b が、別々の周波数移動を行なう。第 2 のミキシング部 11 a では、(数 15) で、 $f_s = 4 \text{ MHz}$ とし、($f_s - f_m$) = 1 MHz とし、(数 14) と (数 15) との乗算を行なう。乗算の結果、スペクトルは、図 8 (a) となる。

【0081】図 8 (a) に示す周波数特性を第 2 のフィルタ部 12 a に持たせ、高調波成分のスペクトルのみを通過させる。即ち、周波数 0 に中心をもつスペクトルを残す。

【0082】図 8 (b) は、第 2 のフィルタ部 12 a の出力信号のスペクトルを示す。

【0083】第 2 のミキシング部 11 b では (数 15) で、 $f_s = 2 \text{ MHz}$ とし、($f_s - f_m$) = -1 MHz とし、(数 14) と (数 15) との乗算を行なう。乗算の結果、スペクトルは、図 8 (c) となる。

【0084】図 8 (c) に示す周波数特性を第 2 のフィルタ部 12 b に持たせ、受信信号の基本波成分のスペクトルのみを通過させる。即ち、周波数 0 に中心をもつスペクトルを残す。図 8 (d) は、第 2 のフィルタ部 12 b の出力信号のスペクトルを示す。

【0085】加算部 6 の出力信号に対してフィルタリングを行なうので、第 2 のフィルタ部 12 a、12 b は、*

$$f_n = T_n - f_m$$

デジタル遅延部 5 により (数 12) で示される信号を T_n だけ時間移動させて、 $\exp(-j 2\pi f_m T_n)$ を乗算する。なお、複素乗算の精度は演算回路の計算精度に依存するので、サンプリング時間とは無関係に十分に細か

$$\begin{aligned} V_n(t) &= g_n(t + T_n) \exp(-j 2\pi f_m T_n) \\ &= A(t - T_n + T_n) \times \\ &\quad \exp\{-j 2\pi [(f_s - f_m)(t + T_n) - f_m T_n]\} \\ &= A(t - T_n) \times \\ &\quad \exp\{-j 2\pi [(f_s - f_m)t + f_s T_n - f_m T_n - f_m T_n + f_m T_n]\} \\ &= A(t - T_n) \times \\ &\quad \{\exp[-j 2\pi (f_s - f_m)t]\} \{\exp[-j 2\pi (f_s - f_m)T_n]\} \end{aligned}$$

*全体で 2 個でよく、フィルタの回路規模が大きくなる場合でも、装置全体の価格、規模に大きな影響を及ぼさない。

【0086】なお、検波部 7 a、7 b、変換部 8 a、8 b、表示装置 9 a、9 b の動作は、図 1 に示す実施例 1 と同じである。また、変換部 8 a、8 b の出力信号を、1 つの表示装置にまとめて表示することも可能である。

【0087】以上の説明では、受信信号の基本波成分の画像と、受信信号の高調波成分の画像を同時に画像化して同時表示する場合、 f_m を、受信信号の基本波と受信信号の高調波の周波数の平均周波数とした。(数 10) の f_m が、任意の周波数の場合でも、図 7 (b) に示すフィルタ部 4 の周波数特性を変えて、(数 15) で、 f_s を、受信信号の基本波の周波数、又は受信信号の高調波の周波数とする限り、(数 16) は不変であり、受信信号の基本波成分の画像と、受信信号の高調波成分の画像とを同時にイメージングできる。

【0088】しかし、実際の超音波診断装置では、デジタル遅延部 5 に於ける時間移動量は離散的であり、最小単位が、例えば、デジタル変換部 2 のサンプリング時間に等しい。即ち、正確に f_n だけ、信号を時間移動させることは難しい。

【0089】時間移動量に誤差が含まれると、(数 7) は変化しないが、(数 16) は変化する。これを以下で説明する。

【0090】図 2 に示す超音波診断装置では、(数 7) に於いて、時間移動の影響を受けるのは包絡線成分のみである。包絡線の周期はサンプリング時間に比べて十分に大きいので、時間移動に含まれるサンプリング時間未満の誤差は問題にならず、(数 7) は変化しない。

【0091】しかし、図 1、図 6 に示す超音波診断装置では、(数 13) に於いて、キャリア成分も時間移動の影響を受ける。キャリアの周期は、サンプリング時間に比べて十分に大きいとは言えない。従って、時間移動に誤差がある場合には、先ず、(数 13) が変化する。

【0092】(数 12) に対する実際の時間移動を T_n とし、時間移動の誤差を (数 17) により定義する。

【0093】

...(数 1

くできる。デジタル遅延部 5 の出力信号は (数 18) に示す $V_n(t)$ となる。

【0094】

17

... (数 18

ここで、包絡線の周期は、サンプリング時間に比べ十分に大きいので、(数 19) が成立すると近似する。 *

$$A(t + \frac{1}{f_n}) = A(t)$$

... (数 19

但し、exp 項中の $\frac{1}{f_n}$ は、無視できない。 $\frac{1}{f_n}$ はチャンネル毎に異なるので、加算部 6 で、1 回の超音波の送受信に用いられた素子 n (チャンネル n) の全てのチャネ

ル (チャンネル数 N) について、 $V_n(t)$ を加算した結果は、(数 20) に示す $S(t)$ となる。

【0096】

$$S(t) = A(t) \times \{ \exp[-j(\omega_s - \omega_m)t] \} \times \{ \exp[-j(\omega_s - \omega_m)\frac{1}{f_n}] \}$$

... (数 2

(数 20)、(数 21) に於いて、加算記号は、チャンネル数 N についての加算を表わす。第 2 のミキシング部 10 11 により、(数 11) に示すデジタル参照信号 $k_n(t)$ との複素ミキシングを行なう。(数 14) と (数

20) との乗算結果は、(数 21) に示す $U(t)$ となる。

【0097】

$$U(t) = A(t) \times \{ \exp[-j(\omega_s - \omega_m)\frac{1}{f_n}] \} \dots (数 2$$

即ち、時間移動に誤差 $\frac{1}{f_n}$ が含まれる場合には、(数 16) は (数 21) となる。例えば、デジタル変換部 2 のサンプリング時間を 40 ns 、実際の時間移動 T_n を、サンプリング時間の整数倍とすれば、 $\frac{1}{f_n}$ の絶対値は、最大で 20 ns である。

【0098】ここで、 $\omega_m = 3 \text{ MHz}$ とすれば、 $\omega_s = 2 \text{ MHz}$ 、 $\omega_s = 4 \text{ MHz}$ の何れの場合にも、 $(\omega_s - \omega_m)\frac{1}{f_n}$ は、最大で $(1/50)$ 波長にできる。一般に超音波のビーム形成では、 $(\omega_s - \omega_m)\frac{1}{f_n}$ は、 $(1/32)$ 波長以下であれば無視できるとされているので、(数 21) での誤差は無視できる範囲にある。

【0099】しかし、例えば、 $\omega_m = 2.2 \text{ MHz}$ とすれば、 $\omega_s = 2 \text{ MHz}$ の場合には、 $(\omega_s - \omega_m)\frac{1}{f_n}$ は、最大で $(1/250)$ 波長であるが、 $\omega_s = 4 \text{ MHz}$ の場合には、 $(\omega_s - \omega_m)\frac{1}{f_n}$ は、最大で $(1/28)$ 波長となる。この場合、受信信号の基本波成分では (数 21) での誤差は無視できるが、受信信号の高調波成分では (数 21) での誤差は無視できない。

【0100】即ち、 ω_m を、受信信号の基本波の周波数と受信信号の高調波の周波数の平均値にすると、何れの周波数に於いても、(数 21) に於ける誤差を小さくできる利点がある。

【0101】なお、受信信号の 2 つの異なる周波数成分を画像化して同時に表示する場合、2 つの周波数は、受信信号の基本波と受信信号の高調波に限定されるものではなく、任意の所定の 2 つの周波数に設定可能である。

【0102】

【発明の効果】以上説明した如く、本発明によれば、フィルタ部の周波数特性を変えることなく、中心周波数の異なる受信信号の画像化が可能である。

* 【0095】

20

30

40

【0103】更に、受信信号の中心周波数が異なる複数の画像を得るための信号処理を並列して同時に実行でき、画像化する受信信号の中心周波数を変化させても、チャンネル毎のフィルタ部の周波数特性を変える必要がなく、高画質の断層像が得られるデジタル超音波診断装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施例 1 の超音波診断装置の構成例を示すブロック図。

【図 2】デジタル回路を用いた従来技術の超音波診断装置の構成例を示すブロック図。

【図 3】図 2 に示す従来技術の超音波診断装置に於ける超音波信号のスペクトル変化を説明する図。

【図 4】図 2 に示す従来技術の超音波診断装置に於ける超音波信号のスペクトル変化を説明する図。

【図 5】本発明の実施例 1 の超音波診断装置に於ける超音波信号のスペクトル変化を説明する図。

【図 6】本発明の実施例 2 の超音波診断装置の構成例を示すブロック図。

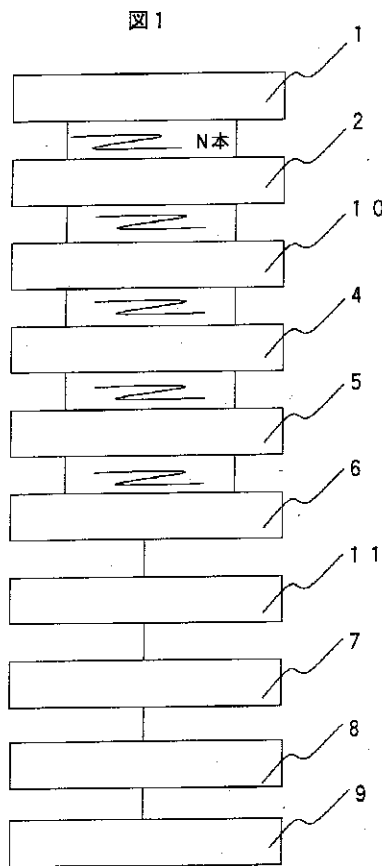
【図 7】本発明の実施例 2 の超音波診断装置に於ける超音波信号のスペクトル変化を説明する図。

【図 8】本発明の実施例 2 の超音波診断装置に於ける超音波信号のスペクトル変化を説明する図。

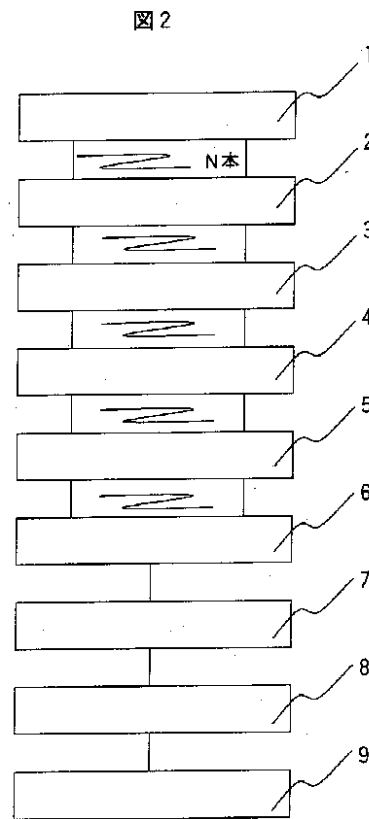
【符号の説明】

1...探触子、2...デジタル変換部、3...ミキシング部、4...フィルタ部、5...デジタル遅延部、6...加算部、7、7a、7b...検波部、8、8a、8b...変換部、9、9a、9b...表示装置、10...第 1 のミキシング部、11、11a、11b...第 2 のミキシング部、12a、12b...第 2 のフィルタ部。

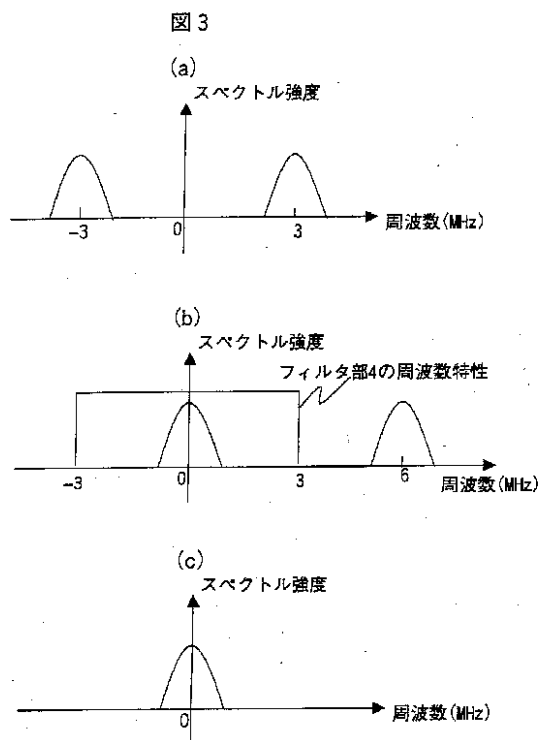
【図1】



【図2】

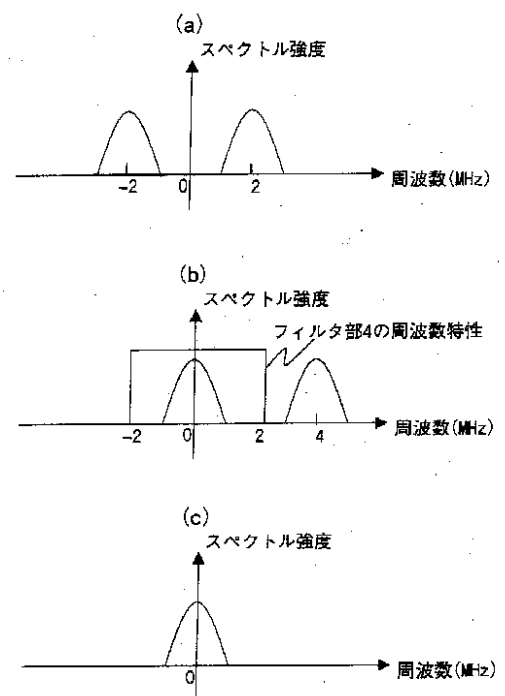


【図3】

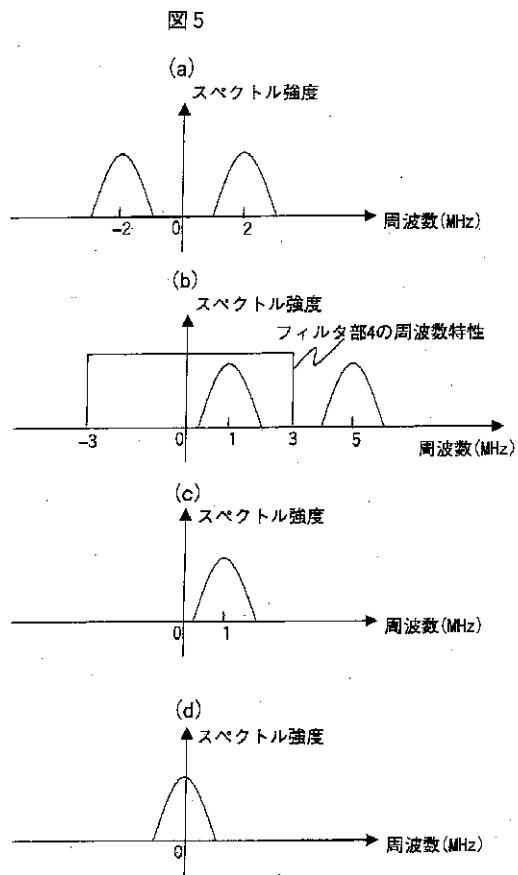


【図4】

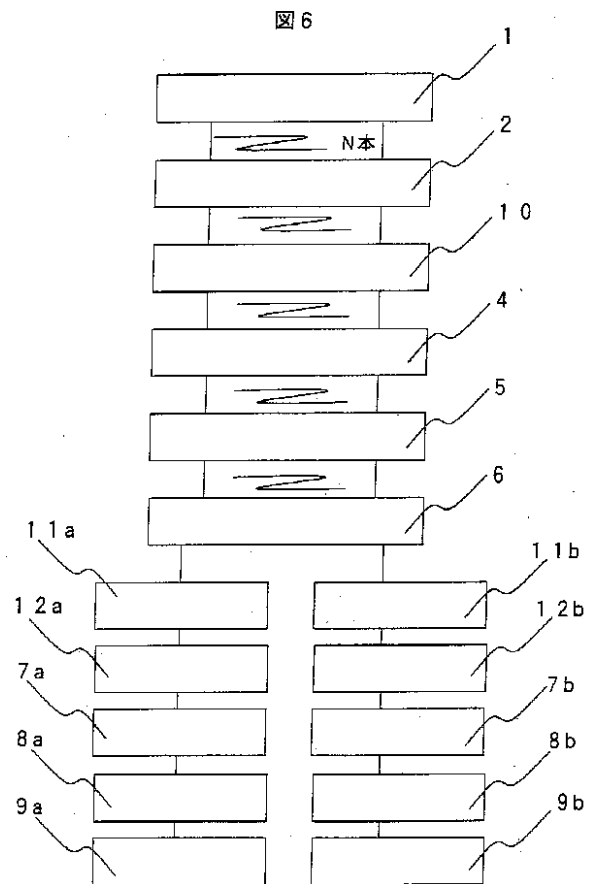
図4



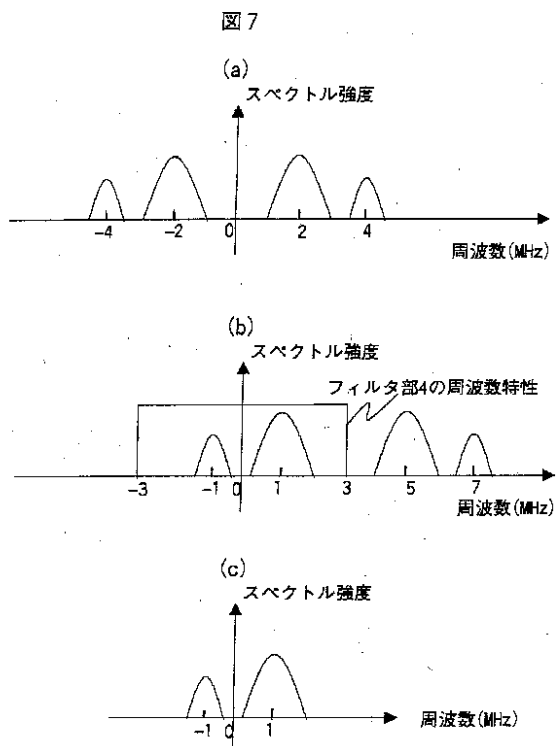
【図5】



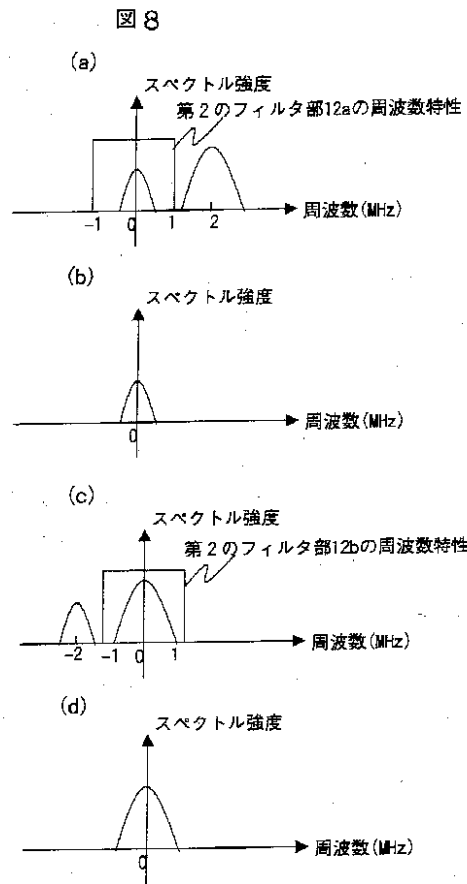
【図6】



【図7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 篠村 隆一
東京都千代田区内神田一丁目 1 番 14 号 株
式会社日立メディコ内

(72)発明者 馬場 博隆
東京都千代田区内神田一丁目 1 番 14 号 株
式会社日立メディコ内

(72)発明者 藤田 直人
東京都千代田区内神田一丁目 1 番 14 号 株
式会社日立メディコ内

F ターム(参考) 4C301 EE15 HH55 HH56 JB02 JB32
JB38

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波信号处理方法		
公开(公告)号	JP2002065664A	公开(公告)日	2002-03-05
申请号	JP2000265992	申请日	2000-08-30
[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		
[标]发明人	三和祐一 梅村晋一郎 篠村隆一 馬場博隆 藤田直人		
发明人	三和 祐一 梅村 晋一郎 篠村 ▲隆▼一 馬場 博隆 藤田 直人		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/895 G01S7/52026		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/EE15 4C301/HH55 4C301/HH56 4C301/JB02 4C301/JB32 4C301/JB38 4C601/EE12 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB25 4C601/JB26 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB34 4C601/JB47 4C601/KK39		
其他公开文献	JP4177955B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供可以获得不同频率图像的超声诊断设备。解决方案：超声波诊断装置由搜索单元1和第一混合部分10组成，搜索单元1由发送超声波和接收反射超声波的多个元件组成，数字调制器2使多个接收信号数字化。乘法输出数字调制器和第一数字参考信号，第一滤波器4从第一混频部分的输出中提取具有指定中心频率的信号，数字延迟部分5延迟第一滤波器的输出，加法部分6增加数字延迟部分的多个输出，将加法部分和第二数字参考信号的输出相乘的第二混合部分11，检测第二混合部分的输出的超声波检测器11，调制的调制器8超声波检测器的输出为图像信号，显示装置9显示模块的输出信号这种结构使得不必调制滤波器部分的频率特性。

