

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4503454号
(P4503454)

(45) 発行日 平成22年7月14日(2010.7.14)

(24) 登録日 平成22年4月30日(2010.4.30)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)
G 0 1 N 29/06 (2006.01)A 6 1 B 8/00
G 0 1 N 29/06

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2005-31454 (P2005-31454)
 (22) 出願日 平成17年2月8日 (2005.2.8)
 (65) 公開番号 特開2006-217943 (P2006-217943A)
 (43) 公開日 平成18年8月24日 (2006.8.24)
 審査請求日 平成19年7月5日 (2007.7.5)

(73) 特許権者 306037311
 富士フィルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100110777
 弁理士 宇都宮 正明
 (74) 代理人 100100413
 弁理士 渡部 温
 (72) 発明者 佐藤 智夫
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士写真フィルム株式会社内
 審査官 東 治企

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の超音波トランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信し、該被検体から反射される超音波エコーを前記複数の超音波トランスデューサにより受信して得られる複数の受信信号を処理することにより、該被検体に関する画像情報を得る超音波撮像装置であって、

前記複数の受信信号の各々と参照信号との相関値の統計値を求める相関処理手段と、
 前記複数の受信信号を加算する加算手段と、

前記加算手段により加算された受信信号を增幅する增幅手段と、

前記相関処理手段により求められた相関値の統計値に基づいて前記增幅手段の利得を制御する利得制御手段と、

を具備する超音波撮像装置。

【請求項 2】

前記超音波エコーの到来方向情報に従って前記複数の受信信号に対して位相整合処理を行う位相整合処理手段をさらに具備し、

前記相関処理手段が、前記位相整合処理手段により位相シフトされた複数の受信信号の各々と参照信号との相関値の統計値を求める、
 請求項1記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記相関値の統計値が、前記複数の受信信号の各々と前記参照信号との相関値の平均、

10

20

前記複数の受信信号の各々と前記参照信号との相関値の分散、前記複数の受信信号の各々と前記参照信号との相関値が最大となるまでのラグの平均値、又は、前記複数の受信信号の各々と前記参照信号との相関値が最大となるまでのラグの分散である、請求項 1 又は 2 記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記参照信号が、既知の送信音圧波形と被検体の平均的な周波数特性とから推定した波形を有する信号、又は、空間特性が異なる送信ビームを用いて得られた信号である、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、超音波を送受信して被検体の超音波画像を表示することにより、生体内の臓器の診断や非破壊検査を行うために用いられる超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般的に、超音波診断装置や工業用の探傷装置等の超音波撮像装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランステューサを含む超音波用探触子（プローブ）が用いられる。このような超音波用探触子を用いて、複数の超音波を合波することにより形成される超音波ビームによって被検体を走査し、被検体内部において反射された超音波エコーを受信することにより、超音波エコーの強度に基づいて被検体に関する画像情報が得られる。さらに、この画像情報に基づいて、被検体に関する 2 次元又は 3 次元画像が再現される。このような超音波ビームを用いた走査方法の 1 つとして、被検体の扇状の 2 次元領域を走査する、いわゆるセクタ走査が知られている。

20

【0003】

セクタ走査は、元来、人体の肋間から心臓を観察するための手法として開発されたものである。一般的に、セクタ走査においては、送信点から被検体の深さ方向に延びる複数の超音波ビームが被検体内に扇状に順次送信され、これらの超音波ビームによって、被検体の扇状の 2 次元領域が等間隔の角度で走査される。

【0004】

被検体から反射される超音波エコーを受信する際には、各々の超音波ビーム（音線）に沿って被検体の深さ方向に等間隔で分布する複数のサンプリングポイントの各々から反射される超音波エコーに基づく複数の受信信号に対して位相整合処理が施されて、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号（走査線信号）が得られる。さらに、その音線信号が検波されると共に、走査方式を変換する処理が施されることにより、通常の表示装置に超音波画像を表示させるための画像信号が得られる。

30

【0005】

ここで、図 12 に示すように、複数の受信信号に対する位相整合処理は、位相制御回路 112 からの位相制御信号に基づいて、N 個の超音波トランステューサ（以下、N 個の超音波トランステューサの各々をチャンネル番号 ch1 ~ chN で区別する。）の受信信号の位相を N 個の位相シフト回路 1111 ~ 111N でそれぞれシフトした後に、加算回路 113 で加算する処理である。

40

【0006】

しかしながら、超音波ビームを用いて得た超音波画像には、1 本の超音波ビームで被検体を走査するシングルビーム送信においてはサイドローブによる虚像が生じ、また、複数本の超音波ビームで被検体を所定の間隔で同時に走査するマルチビーム送信においてはクロストークによる虚像が生じるという問題がある。

【0007】

即ち、シングルビーム送信においては、サイドローブの影響がない場合には、図 13 の（A）に示すように、各超音波トランステューサ（エレメント）から出力される受信信号の位相を整合すると、各受信信号の時間を合わせることができるので、反射体を示す実像

50

のみが映し出された超音波画像を得ることができる。一方、超音波ビームのサイドローブの方向に反射体がある場合には、図13の(B)に示すように、各超音波トランステューサ(エレメント)から出力される受信信号の位相を整合すると、同図に白抜き四角で示す超音波ビームの主ビームの各受信信号に、同図に黒四角で示す超音波ビームのサイドローブによるチャンネル番号ch3の受信信号が含まれてしまうために、反射体により反射されたサイドローブによる虚像が超音波画像に生じてしまう。

【0008】

また、図14の(A)に示すようなシングルビーム送信においては、反射体と同心円状の超音波エコーの強度は、図14の(C)に破線で示すようになり、反射体の位置に対応する走査角 = 0°。付近に強度のピークが生じるだけであるが、図14の(B)に示すような3本の超音波ビームで被検体を同時に走査するマルチビーム送信においては、反射体と同心円状の超音波エコーの強度は、図14の(C)に実線で示すようになり、走査角 = 0°。付近の他に走査角 = 6°。付近にも強度のピークが生じる。これは、位相整合による空間(方向)分解能はそれほど高くはないので、マルチビーム送信の場合には、特定の方向に反射体が位置すると、他の超音波ビームの反射によるクロストークが発生するからである。その結果、マルチビーム送信においては、クロストークによる虚像が超音波画像に生じてしまう。

【0009】

なお、超音波画像の画質を向上させる手法として、以下に示すようなものが提案されている。

下記の特許文献1は、受信信号間の相関係数により屈折や多重反射等による歪みの程度を評価し、相関係数が閾値よりも低いときには、励振強度や受信増幅率を基準値より低くする一方、相関係数が閾値よりも高いときには、励振強度や受信増幅率を基準値で維持するように、励振強度及び受信増幅率の少なくとも一方を制御することにより、歪みの画質への悪影響を低減する超音波診断装置を開示している。

即ち、この超音波診断装置においては、図15に示すように、N個の增幅回路121₁～121_Nによってそれぞれ増幅されたN個の超音波トランステューサの受信信号間の相関係数を相関処理回路123によって求め、求めた相関係数に基づいてN個の增幅回路121₁～121_Nの利得(増幅率)を利得制御回路122によってそれぞれ制御した後に、N個の增幅回路121₁～121_Nの出力信号を加算回路124で加算している。

【0010】

また、下記の特許文献2は、超音波ビームの偏向角が大きいときには、送信系においては駆動パルスのパルス幅を大きくすると共に、受信系においては偏向角適応型ダイナミック帯域通過フィルタの受信距離に対するフィルタリング中心周波数の勾配を低下することにより、超音波トランステューサのピッチと超音波の波長とによって決まる方向に発生するグレーティングローブを低減する超音波診断装置を開示している。

【0011】

さらに、下記の特許文献3は、多数のマイクロフォンからの信号を処理するフィルタ処理部に、参照信号に基づく適応信号処理を加えることにより、プラント内が高反射環境であっても、測定対象からの波動の位置を高精度で特定することができるようにして、プラントの異常を正確にかつ迅速に診断することができる波動診断装置を開示している。

即ち、この波動診断装置においては、図16に示すように、N個の增幅回路131₁～131_Nによってそれぞれ増幅されたN個のマイクロフォンからの信号を加算回路133で加算した信号と参照信号とを減算回路134で減算して得られる誤差信号に基づいて、N個の增幅回路131₁～131_Nの利得を利得制御回路132によってそれぞれ制御するという、一般的なアダプティブアレイアンテナで行われている処理を行っている。

【0012】

しかしながら、特許文献1～3に開示されている手法はいずれも、シングルビーム送信におけるサイドローブによる虚像やマルチビーム送信におけるクロストークによる虚像のように、到来方向は異なるが波形の類似度(相関性)が高い所望の超音波エコー(所望

10

20

30

40

50

波)と非所望の超音波エコー(干渉波)とによる虚像を低減するには効果が小さいという問題がある。特に、マルチビーム送信と組み合わせた場合には、同一深度からの非所望の超音波エコー(干渉波)を効果的に除去することができないという問題がある。

【特許文献1】特開平11-235341号公報(段落0066、図9)

【特許文献2】特開平11-328号公報(段落0017、0028、図5、図6、図8)

【特許文献3】特開平11-64089号公報(段落0017~0020、図1)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

10

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、シングルビーム送信におけるサイドローブやマルチビーム送信におけるクロストークによって超音波画像に生じる虚像を効果的に除去することができる超音波撮像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】

【0014】

20

上記課題を解決するため、本発明の超音波撮像装置は、複数の超音波トランスデューサから被検体に向けて超音波ビームを送信し、該被検体から反射される超音波エコーを前記複数の超音波トランスデューサにより受信して得られる複数の受信信号を処理することにより、該被検体に関する画像情報を得る超音波撮像装置であって、複数の受信信号の各々と参照信号との相関値の統計値を求める相関処理手段と、複数の受信信号を加算する加算手段と、加算手段により加算された受信信号を増幅する増幅手段と、相関処理手段により求められた相関値の統計値に基づいて前記増幅手段の利得を制御する利得制御手段とを具備する。

【発明の効果】

【0015】

30

本発明によれば、複数の超音波トランスデューサからの受信信号の各々と参照信号との相関値の統計値に基づいて、複数の超音波トランスデューサからの受信信号を加算した信号を増幅するので、波形の類似度(相関性)は高いが異なる方向から到来する複数方向の超音波エコーの中より、所望しない方向の超音波エコー(干渉波)による虚像を効果的に低減することができる。その結果、超音波画像に生じるシングルビーム送信時のサイドローブによる虚像やマルチビーム送信時のクロストークによる虚像を効果的に除去することができ、特に、マルチビーム送信の場合には、同一深度からの非所望の超音波エコー(干渉波)を効果的に除去することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、3本の超音波ビームを被検体に同時に送信するマルチビーム送信の場合を例として、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。この超音波撮像装置は、被検体に当接させて用いられる超音波用探触子(プローブ)1と、超音波用探触子1に接続された超音波撮像装置本体2とによって構成され、超音波用探触子1から被検体に向けて3本の超音波ビームを約6.4°間隔で同時に送信することにより被検体を走査し、被検体から反射された超音波エコーを受信して超音波画像を生成する。

【0017】

40

超音波用探触子1は、1次元の超音波トランスデューサアレイ11を構成する複数の超音波トランスデューサ11aを備えている。これらの超音波トランスデューサ11aは、信号線を介して超音波撮像装置本体2に接続される。

【0018】

各々の超音波トランスデューサ11aは、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛:Pb

50

(lead) zirconate titanate) に代表される圧電セラミックや、 P V D F (ポリフッ化ビニリデン : polyvinylidene difluoride) に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料(圧電体)の両端に電極を形成した振動子によって構成される。また、近年において、超音波トランスデューサの感度及び帯域向上に寄与するとして期待が寄せられている P Z N T (鉛、亜鉛、ニオブ、チタンを含む酸化物) 単結晶を含む圧電材料を用いても良い。

【 0 0 1 9 】

このような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、これらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、受信信号として出力される。

【 0 0 2 0 】

超音波撮像装置本体 2 は、複数の切換回路 2 0 と、複数の送信回路 2 1 と、複数の受信回路 2 2 と、コンピュータ 3 0 と、記録部 4 0 と、表示部 7 0 とを含んでいる。

複数の切換回路 2 0 は、超音波ビームの送信時において、超音波用探触子 1 に内蔵されている複数の超音波トランスデューサ 1 1 a を複数の送信回路 2 1 にそれぞれ接続し、超音波エコーの受信時において、複数の超音波トランスデューサ 1 1 a を複数の受信回路 2 2 にそれぞれ接続する。

【 0 0 2 1 】

複数の送信回路 2 1 の各々は、 D / A (デジタル / アナログ) 変換器と、 A 級パワー・アンプとを含んでいる。 D / A 変換器は、コンピュータ 3 0 から供給される波形データに基づいて、超音波ビームの送信方向に応じた遅延量を有する駆動信号を生成する。パワー・アンプは、この駆動信号を増幅して、超音波用探触子 1 に供給する。

【 0 0 2 2 】

複数の受信回路 2 2 の各々は、プリアンプと、 T G C (タイム・ゲイン・コンペンセーション) 増幅器と、 A / D (アナログ / デジタル) 変換器とを含んでいる。各々の超音波トランスデューサ 1 1 a から出力される受信信号は、プリアンプによって増幅され、 T G C 増幅器によって、被検体内において超音波が到達した距離による減衰の補正が施される。

T G C 増幅器から出力される受信信号は、 A / D 変換器によってデジタル信号に変換される。なお、 A / D 変換器のサンプリング周波数としては、少なくとも超音波ビームの周波数の 10 倍程度の周波数が必要であり、超音波ビームの周波数の 16 倍以上の周波数が望ましい。また、 A / D 変換器の分解能としては、 10 ビット以上が望ましい。

【 0 0 2 3 】

コンピュータ 3 0 は、記録部 4 0 に記録されているソフトウェア(制御プログラム)に基づいて超音波ビームの送受信を制御する。記録部 4 0 としては、ハードディスク、フレキシブルディスク、 M O 、 M T 、 R A M 、 C D - R O M 、又は D V D - R O M 等の記録媒体を用いることができる。コンピュータ 3 0 とソフトウェアとによって、走査制御部 3 1 と、波形データ生成部 3 2 と、画像信号生成部 3 4 と、画像処理部 3 5 と、受信ビームフォーミング部 5 0 とが、機能ブロックとして実現される。また、コンピュータ 3 0 は、送信メモリ 3 3 及び受信メモリ 3 6 を有している。

【 0 0 2 4 】

走査制御部 3 1 は、超音波ビームの送信方向と、超音波エコーの受信方向及び焦点位置とを順次設定する。波形データ生成部 3 2 は、走査制御部 3 1 の制御の下で、送信メモリ 3 3 に格納されている波形データを順次読み出し、複数の送信回路 2 1 に出力する。これらの送信回路 2 1 は、波形データに基づいて複数の駆動信号をそれぞれ生成し、超音波用探触子 1 に含まれている複数の超音波トランスデューサ 1 1 a に供給する。

【 0 0 2 5 】

受信メモリ 3 6 は、複数の受信回路 2 2 の A / D 変換器から出力されるデジタルの受

10

20

30

40

50

信信号を、超音波トランステューサ毎に時系列に記憶する。受信ビームフォーミング部50は、走査制御部31において設定された受信方向に基づいて、受信メモリ36から読み出した複数の受信信号に対して位相整合を施すことにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、上記3つの送信ビームについて、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が形成される。

【0026】

図2に示すように、受信ビームフォーミング部50は、N個の超音波トランステューサ(チャンネル番号c_{h1}～c_{hN})の受信信号の位相をそれぞれシフトするN個の位相シフト部51₁～51_Nと、走査制御部31から入力される位相制御信号PRe_fに基づいてN個の位相シフト部51₁～51_Nの位相シフト量を制御する位相制御部52と、N個の位相シフト部51₁～51_Nの出力信号を加算するための加算部53と、加算部53の出力信号を増幅する増幅部54と、各位相シフト部51₁～51_Nの出力信号と参照信号Re_fとの相関値のラグの分散_t(相関値が最大となるまでのラグの分散)を求める相関処理部55と、ラグの分散_tと増幅部53の利得との関係を表す利得テーブルが格納された利得テーブルメモリ56と、利得テーブルメモリ56に格納されている利得テーブルを参照して、相関処理部55から入力されるラグの分散_tに基づいて増幅部54の利得を制御する利得制御部57とを備える。

【0027】

利得テーブルは、図3の(A)に示すように利得を対数表示した場合、ラグの分散_tが0～5のときには増幅部54の利得を10⁰(図3の(B)に示すように利得をリニア表示した場合の「1」とし、ラグの分散_tが5～35のときには増幅部54の利得が直線的に減少するようにし、ラグの分散_tが5～35のときには増幅部54の利得が10⁻¹(図3の(B)に示すように利得をリニア表示した場合の「0.1」となるように作成されている。

【0028】

参照信号Re_fは、空間特性が異なる送信ビームを用いて得られる信号である。具体的には、1本の超音波ビームを点反射体に向けて送信して得られる受信信号である。但し、図4の(A)に示すように、1本の超音波ビームを点反射体に向けて送信して得られる受信信号には、点反射体の深度からの超音波エコーによるもの以外に、他の深度からの超音波エコーによるものも含まれている。そのため、受信信号の波形を切り出す際の切り出し区間の打ち切りの影響を抑えるために、図4の(B)に示すような窓関数を受信信号と掛け合わせることにより、図4の(C)に示すような点反射体の深度からの超音波エコーに対応する参照信号Re_fとする。

【0029】

なお、参照信号Re_fは、既知の送信音圧波形と被検体の平均的な周波数特性とから推定した波形を有する信号を用いても良い。具体的には、以下のようにして求めた信号を参照信号Re_fとする。

予め、水中において、焦点位置におけるインパルス駆動の音圧波形X_{TDX}(t)を計測しておく。なお、この音圧波形X_{TDX}(t)は、電子回路のインパルスレスポンスに対応する。この音圧波形X_{TDX}(t)と、被写体の空間位置と焦点位置との位置関係によって決まる空間的フィルタH_{SPEC}(f)と、被写体の平均的な周波数依存減衰e_{xp}(··L·f)を用いて、次式により求めた信号X_r(t)を参照信号Re_fとする。

$$X_r(t) = \text{IFFT} [e_{xp}(··L·f) \times H_{SPEC}(f) \times \text{FFT}\{X_{TDX}(t)\}]$$

ここで、減衰係数の単位はdB/(cm·MHz)、

距離Lの単位はcm、

周波数fの単位はMHzである。

【0030】

なお、本実施形態に係る超音波撮像装置のように、3本の超音波ビームで被検体を約6.4°の間隔で同時に送信するマルチビーム送信を行う場合には、3本の超音波ビームに

10

20

30

40

50

それぞれ対応して3個の受信ビームフォーミング部50が設けられるが、超音波用探触子1の複数の超音波トランステューサ11aを用いて1本の超音波ビームで被検体を走査するシングルビーム送信を行う場合には、1個の受信ビームフォーミング部50だけが設けられる。

【0031】

画像信号生成部34は、受信ビームフォーミング部50から出力される音線信号（アレイ出力）に基づいて、表示装置に表示すべき複数の画素における輝度を表す画像信号を生成する。例えば、画像信号生成部36は、音線信号によって表される波形のエンベロープを検出し、走査方式を変換することによって、画像信号を生成する。

【0032】

画像処理部35は、画像信号生成部34から出力される画像信号に対して、階調処理や輪郭強調処理等の画像処理を必要に応じて施す。表示部70は、例えば、CRTやLCD等の表示装置を含んでおり、画像処理部35から出力される画像信号に基づいて、超音波画像を表示する。

【0033】

次に、本実施形態に係る超音波撮像装置の動作について説明する。なお、説明の簡単のために、16個の超音波トランステューサ11a（チャンネル番号ch1～ch16）を用いて、3本の超音波ビームB1～B3（図9参照）を約6.4°の間隔で同時に送信する場合について説明する。また、図2の相関処理部55において用いられる参照信号Refとして、図4の（C）に示すような点反射体の深度からの超音波エコーに対応する参照信号Refを使用した場合について説明する。

【0034】

3本の超音波ビームB1～B3を同時に送信する場合には、コンピュータ30の波形データ生成部32において、走査制御部31の制御の下で、送信メモリ33に格納されている波形データが順次読み出されて、16個の超音波トランステューサ11aにそれぞれ接続されている送信回路21に出力される。

【0035】

各々の送信回路21においては、16個の超音波トランステューサ11aから3本の超音波ビームB1～B3を約6.4°の間隔で同時に送信するための駆動信号が生成される。生成された駆動信号は、送信回路21から切換回路20を介して、対応する超音波トランステューサ11aに出力される。これにより、超音波探触子1の16個の超音波トランステューサ11aから3本の超音波ビームB1～B3が被検体に向けて同時に送信される。

【0036】

3本の超音波ビームB1～B3が被検体から反射されて生じた各々の超音波エコーを受信することによって16個の超音波トランステューサ11aにおいて得られる16個の受信信号は、超音波探触子1から切換回路20を介して、対応する受信回路22にそれぞれ入力される。16個の受信信号は、各々の受信回路22において、プリアンプにより増幅され、TGC増幅器により超音波の到達距離による減衰の補正がなされた後に、A/D変換器によりデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された16個の受信信号は、超音波トランステューサ毎に時系列に受信メモリ36に記憶される。

【0037】

ここで、図5の（A）に示すように超音波トランステューサアレイ11の中心線上に反射体を置いた場合に、3本の超音波ビームB1～B3が反射体から反射されて生じる超音波エコーが16個の超音波トランステューサ11aで受信される時間は、図5の（B）及び（C）に示すように、各々の超音波トランステューサ11aと反射体との間の距離の相違により異なる。そのため、3個の受信ビームフォーミング部50の図2に示す位相シフト部51₁～51₁₆（この例では、超音波トランステューサ11aの数を16個としているため、N=16となる。）において、受信メモリ36から読み出した16個の受信信号に対して、超音波ビームB1～B3の各々の方向に対応する位相整合を施すことにより、

10

20

30

40

50

受信フォーカス処理が行われる。これにより、3つの送信ビーム（超音波ビームB1～B3）について、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が形成される。

【0038】

即ち、図1の最上段の受信ビームフォーミング部50においては、16個の受信信号に対して、超音波ビームB1の方向への位相整合を施すことにより、受信フォーカス処理が行われる。この例の場合には、超音波ビームB1は、図6の(A)に示すように、超音波トランスデューサアレイ11の中心線から約-6.4°の角度を中心として左右約3.2°の範囲を走査するように送信されるため、超音波トランスデューサアレイ11の中心線上に置かれた反射体からの超音波エコーに対応する16個の受信信号に対して位相整合を施しても、図6の(B)に示すように、各々の受信信号は時間的に一致しない。

10

【0039】

図1の2段目の受信ビームフォーミング部50においては、16個の受信信号に対して、超音波ビームB2の方向への位相整合を施すことにより、受信フォーカス処理が行われる。この例の場合には、超音波ビームB2は、図7の(A)に示すように、超音波トランスデューサアレイ11の中心線を中心として左右約3.2°の範囲を走査するように送信されるため、超音波トランスデューサアレイ11の中心線上に置かれた反射体からの超音波エコーに対応する16個の受信信号に対して位相整合を施すと、図7の(B)に示すように、各々の受信信号は時間的に一致する。

【0040】

図1の最下段の受信ビームフォーミング部50においては、16個の受信信号に対して、超音波ビームB3の方向への位相整合を施すことにより、受信フォーカス処理が行われる。この例の場合には、超音波ビームB3は、図6の(A)に示すように、超音波トランスデューサアレイ11の中心線から約6.4°の角度を中心として左右約3.2°の範囲を走査するように送信されるため、超音波トランスデューサアレイ11の中心線上に置かれた反射体からの超音波エコーに対応する16個の受信信号に対して位相整合を施しても、上述した超音波ビームB1と同様に、各々の受信信号は時間的に一致しない。

20

【0041】

図2の各々の位相シフト部51₁～51₁₆における位相シフト量は、図1の走査制御部31から入力される位相制御信号PRefに基づいて位相制御部52によって制御される。

30

【0042】

以上のようにして位相整合が施された16個の受信信号は、各々の受信ビームフォーミング部50において、相関処理部55に入力されると共に、加算部53により加算された後に増幅部54に入力される。

【0043】

相関処理部55において、位相整合が施された16個の受信信号はそれぞれ、図8の(A)に示すように窓関数が掛けられた後に、図8の(B)に示すように参照信号Refとの相関が取られる。なお、図8は、超音波ビームB1についての例を示すものである。

【0044】

その後、相関処理部55において、16個の受信信号の各々と参照信号Refとの相関値のラグの分散_tが求められる。求められた相関値のラグの分散_tは、相関処理部55から利得制御部57に出力される。

40

【0045】

図9の(B)は、図9の(A)に示すように反射体を超音波トランスデューサアレイ11の中心線上(θ=0°の方向)に置いたときの16個の受信信号の各々と参照信号Refとの相関値のラグの分散_tを求めた一例を示す。また、図10の(B)は、図10の(A)に示すように反射体を超音波トランスデューサアレイ11の中心線から約6.4°の方向(θ=約6.4°の方向)に置いたときの16個の受信信号の各々と参照信号Refとの相関値のラグの分散_tを求めた一例を示す。さらに、図11の(B)は、図11の(A)に示すように2個の反射体を超音波トランスデューサアレイ11の中心線上(

50

$\theta = 0^\circ$ の方向) 及び中心線から約 6.4° の方向 ($\theta = 6.4^\circ$ の方向) にそれぞれ置いたときの 16 個の受信信号の各々と参照信号 R_{ef} との相関値のラグの分散 σ_t を求めた一例を示す。

【0046】

図 2 の利得制御部 57 において、図 3 に示す利得テーブルが利得テーブルメモリ 56 から読み出された後、読み出した利得テーブルを参照して、相関処理部 55 から入力される相関値のラグの分散 σ_t に基づいて增幅部 54 の利得が求められる。

【0047】

例えば、図 9 の (A) ~ (C) に示すように、反射体を超音波トランスデューサアレイ 11 の中心線上 ($\theta = 0^\circ$ の方向) に置いた場合には、超音波トランスデューサアレイ 11 の中心線から約 -6.4° 方向に送信された超音波ビーム B1 に対応する $\theta = -6.4^\circ$ における相関値のラグの分散 σ_t は、図 9 の (B) に点 P1 で示すように約 40 であるため、図 3 の (B) に示す利得テーブルを参照して、図 2 の增幅部 54 の利得は $0.1 (10^{-1})$ とされる。その結果、図 2 の增幅部 54 の出力信号が示すエコー強度は、図 9 の (C) に点 Q1 で示す $\theta = -6.4^\circ$ における約 -28 dB から点 Q1' で示す約 48 dB まで低減される。

【0048】

また、超音波トランスデューサアレイ 11 の中心線上に送信された超音波ビーム B2 に対応する $\theta = 0^\circ$ における相関値のラグの分散 σ_t は、図 9 の (B) に点 P2 で示すように約 5 であるため、図 3 の (B) に示す利得テーブルを参照して、図 2 の增幅部 54 の利得は $1 (10^0)$ とされる。その結果、図 2 の增幅部 54 の出力信号が示すエコー強度は、図 9 の (C) に点 Q2 で示す $\theta = 0^\circ$ における 0 dB のままでされる。

【0049】

さらに、超音波トランスデューサアレイ 11 の中心線から約 6.4° 方向に送信された超音波ビーム B3 に対応する $\theta = 6.4^\circ$ における相関値のラグの分散 σ_t は、図 9 の (B) に点 P3 で示すように約 40 であるため、図 3 の (B) に示す利得テーブルを参照して、図 2 の增幅部 54 の利得は $0.1 (10^{-1})$ とされる。その結果、図 2 の增幅部 54 の出力信号が示すエコー強度は、図 9 の (C) に点 Q3 で示す $\theta = 6.4^\circ$ における約 -25 dB から点 Q3' で示す約 45 dB まで低減される。

これにより、図 9 の (C) に示すように、 $\theta = -6.4^\circ$ 付近及び $\theta = 6.4^\circ$ 付近に生じるマルチビーム送信による虚像を除去することができる。

【0050】

同様にして、図 10 の (A) ~ (C) に示すように、反射体を超音波トランスデューサアレイ 11 から約 6.4° の方向 ($\theta = 6.4^\circ$ の方向) に置いた場合にも、図 10 の (C) に示すように、 $\theta = -6.4^\circ$ 付近及び $\theta = 0^\circ$ 付近に生じるマルチビーム送信による虚像を除去することができる。

【0051】

また、図 11 の (A) ~ (C) に示すように、反射体を超音波トランスデューサアレイ 11 の中心線上 ($\theta = 0^\circ$ の方向) 及び中心線から約 6.4° の方向 ($\theta = 6.4^\circ$ の方向) に置いた場合にも、 $\theta = -6.4^\circ$ 付近に生じるマルチビーム送信による虚像を除去することができる。

【0052】

3 個の受信ビームフォーミング部 50 から出力される音線信号は、画像信号生成部 34 に入力される。

画像信号生成部 34 においては、3 個の受信ビームフォーミング部 50 から入力される音線信号に基づいて、画像信号が生成される。生成された画像信号は、画像処理部 39 において、階調処理や輪郭強調処理等の画像処理が施される。これにより、マルチビーム送信による虚像を除去された超音波画像が表示部 70 に表示される。

【0053】

以上の説明においては、16 個の受信信号の各々と参照信号 R_{ef} との相関値のラグの

10

20

30

40

50

分散 τ に基づいて図 2 の増幅部 5 4 の利得を求めたが、16 個の受信信号の各々と参照信号 R_{ef} との相関値の統計量（例えば、相関値の平均値、相関値の分散、相関値が最大となるまでのラグの平均値、及び、相関値が最大となるまでのラグの分散等）に基づいて増幅部 5 4 の利得を求めることができる。

【0054】

また、マルチビーム送信の場合を例として説明したが、シングルビーム送信の場合でも、受信ビームフォーミング部 5 0において、16 個の受信信号の各々と参照信号 R_{ef} との相関値のラグの分散 τ 等に基づいて図 2 の増幅部 5 4 の利得を求めることにより、超音波画像に生じるサイドローブによる虚像を除去することができる。

【産業上の利用可能性】

【0055】

本発明は、超音波を送受信して被検体の超音波画像を表示することにより、生体内の臓器の診断や非破壊検査を行うために用いられる超音波撮像装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0056】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示す受信ビームフォーミング部 5 0 の構成を示すブロック図である。

【図 3】図 2 に示す利得テーブルメモリ 5 6 に格納されている利得テーブルの内容を説明するための図である。

【図 4】図 2 に示す相関処理部 5 5 において用いられる参照信号 R_{ef} を説明するための図である。

【図 5】超音波トランスデューサアレイ 1 1 の中心線上に反射体を置いた場合における各々の超音波トランスデューサからの受信信号の位相整合前の波形を示す図である。

【図 6】超音波トランスデューサアレイ 1 1 の中心線上に反射体を置いた場合における各々の超音波トランスデューサからの受信信号の超音波ビーム B 1 の方向への位相整合後の波形を示す図である。

【図 7】超音波トランスデューサアレイ 1 1 の中心線上に反射体を置いた場合における各々の超音波トランスデューサからの受信信号の超音波ビーム B 2 の方向への位相整合後の波形を示す図である。

【図 8】図 2 に示す相関処理部 5 5 における相関処理を説明するための図である。

【図 9】図 2 に示す増幅部 5 4 の利得の求め方を説明するための図である。

【図 10】図 2 に示す増幅部 5 4 の利得の求め方を説明するための図である。

【図 11】図 2 に示す増幅部 5 4 の利得の求め方を説明するための図である。

【図 12】従来の複数の受信信号に対する位相整合処理を説明するための図である。

【図 13】シングルビーム送信時のサイドローブによる虚像の発生を説明するための図である。

【図 14】マルチビーム送信時のクロストークによる虚像の発生を説明するための図である。

【図 15】特許文献 1 に開示されている超音波診断装置における超音波画像の画質向上手法を説明するための図である。

【図 16】一般的なアダプティブアレイアンテナで行われている参照信号に基づく適応信号処理を説明するための図である。

【符号の説明】

【0057】

1 超音波用探触子

2 超音波撮像装置本体

1 1 トランスデューサアレイ

1 1 a 超音波トランスデューサ

2 0 切換回路

10

20

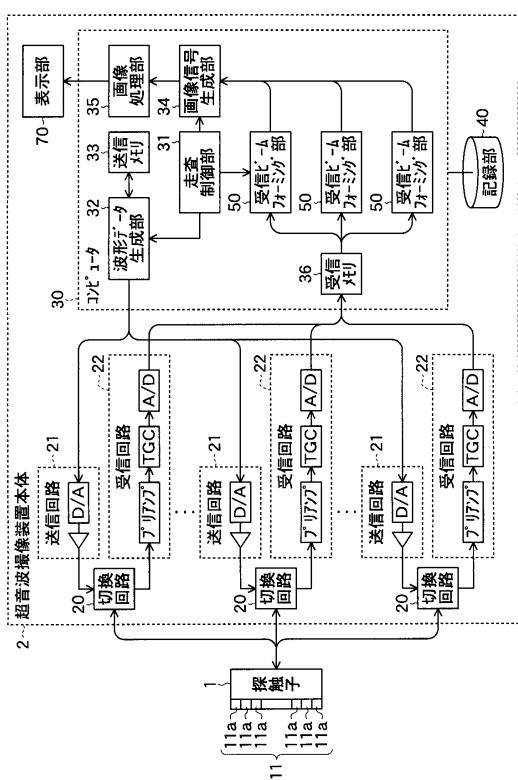
30

40

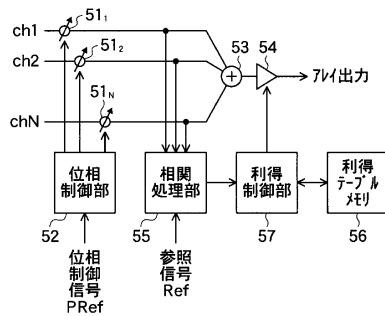
50

- 2 1 送信回路
2 2 受信回路
3 0 コンピュータ
3 1 走査制御部
3 2 波形データ生成部
3 3 送信メモリ
3 4 画像信号生成部
3 5 画像処理部
3 6 受信メモリ
4 0 記録部
5 0 受信ビームフォーミング部
5 1₁ ~ 5 1_N 位相シフト部
5 2 位相制御部
5 3 加算部
5 4 増幅部
5 5 相関処理部
5 6 利得テーブルメモリ
5 7 利得制御部
7 0 表示部

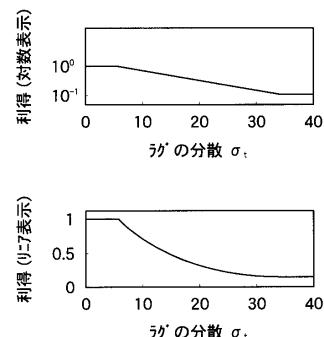
【 义 1 】



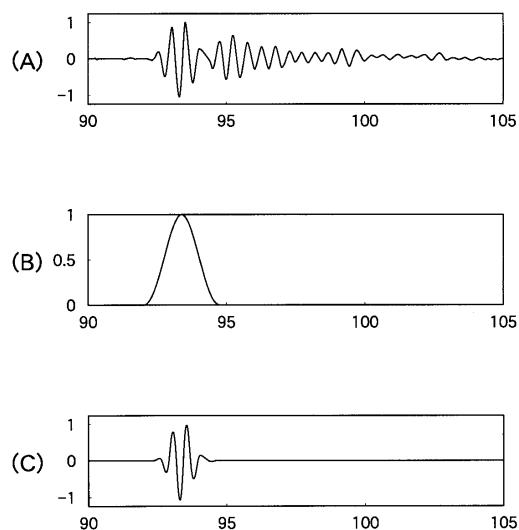
【 义 2 】



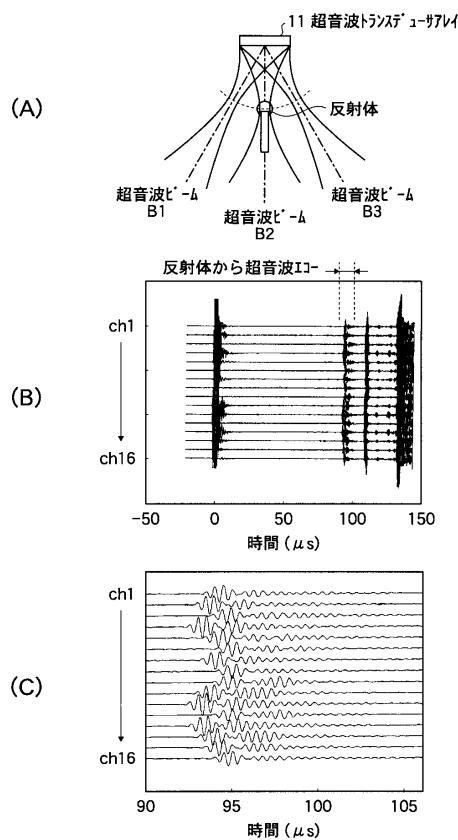
【 义 3 】



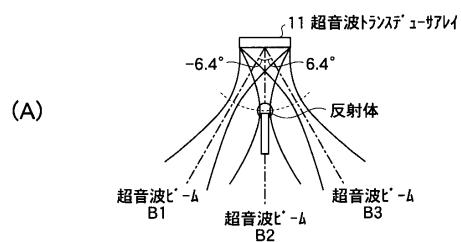
【図4】



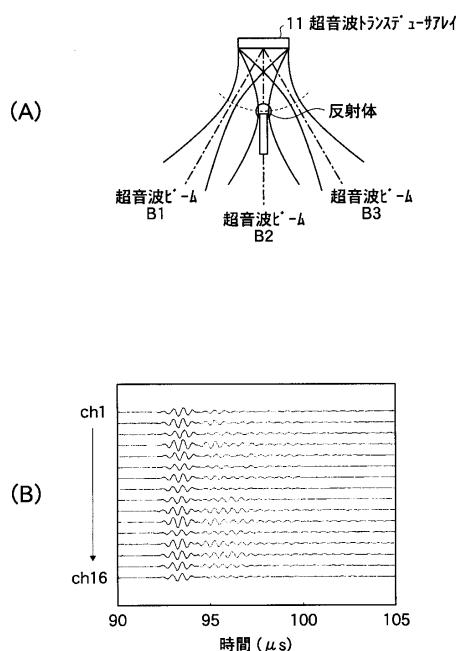
【図5】



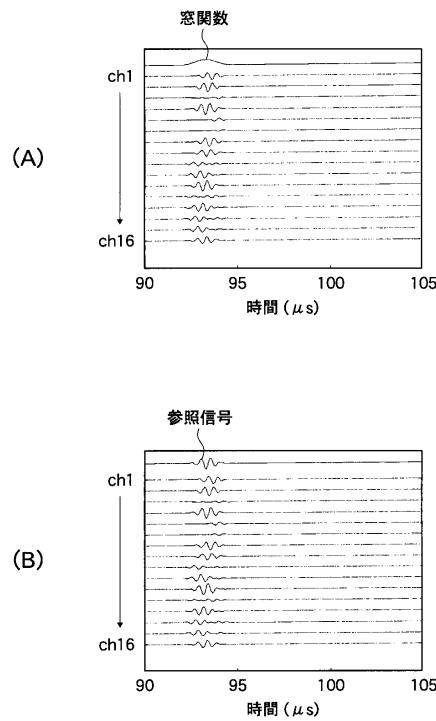
【図6】



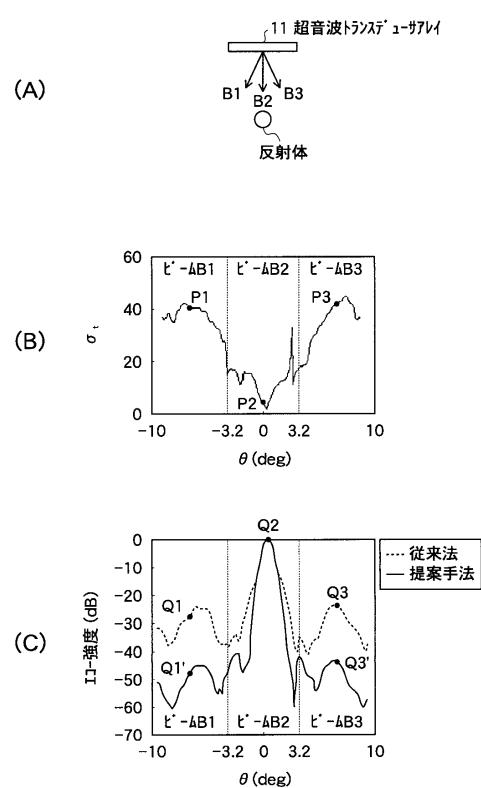
【図7】



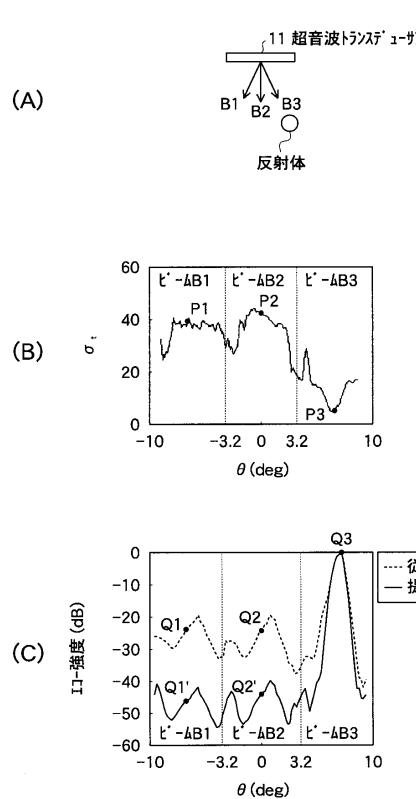
【図8】



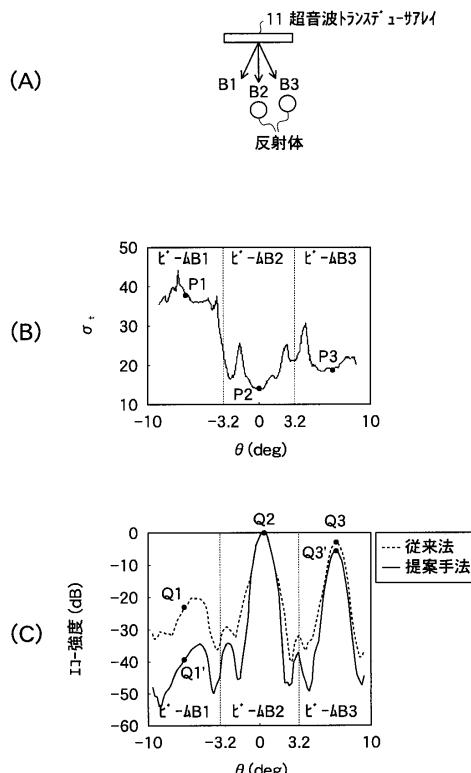
【図9】



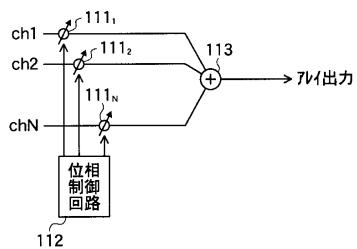
【図10】



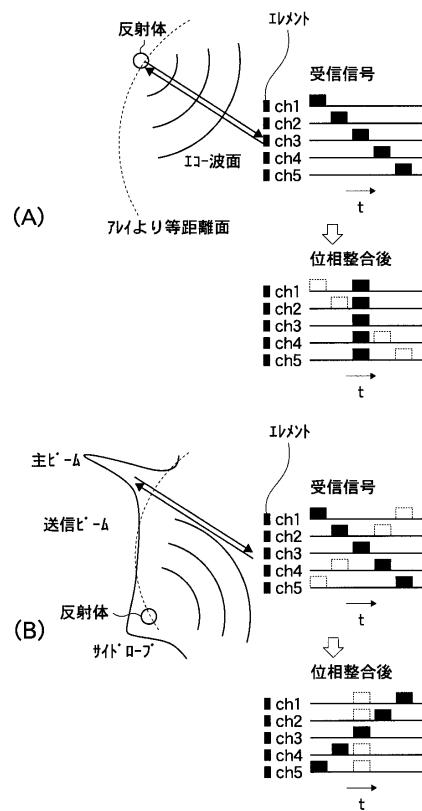
【図11】



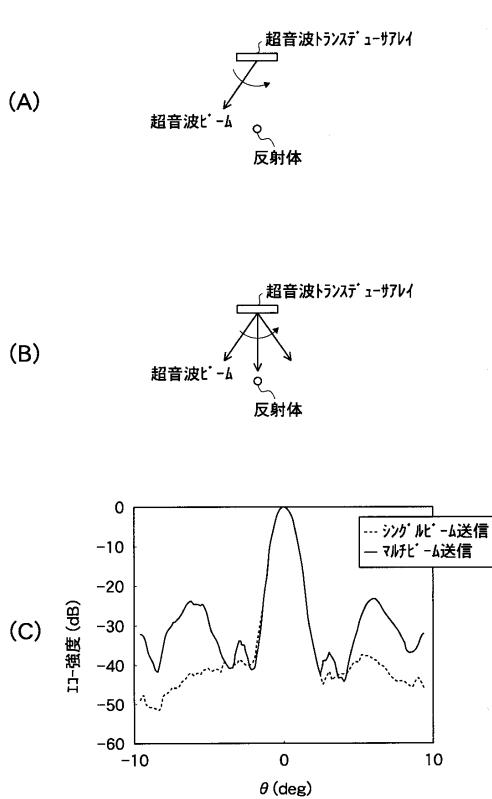
【図12】



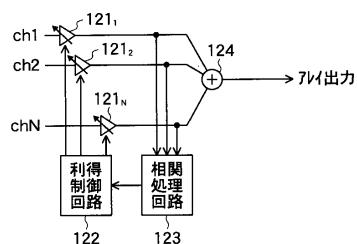
【図13】



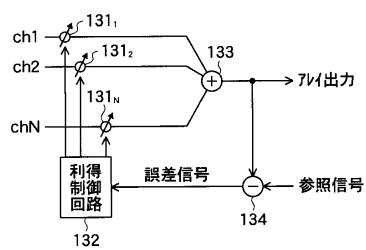
【図14】



【図15】



【図16】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-328178(JP,A)
特開平09-224938(JP,A)
特開平08-289891(JP,A)
特開平03-018353(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0
G 0 1 N 2 9 / 0 0

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP4503454B2	公开(公告)日	2010-07-14
申请号	JP2005031454	申请日	2005-02-08
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/06		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/06		
F-TERM分类号	2G047/BA03 2G047/BC09 2G047/CA01 2G047/DA02 2G047/DB05 2G047/EA04 2G047/EA10 2G047/GB02 2G047/GF17 2G047/GF18 2G047/GG16 2G047/GG34 2G047/GG36 4C601/BB07 4C601/BB23 4C601/EE04 4C601/GB03 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/JB03 4C601/JB12 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JB53 4C601/LL11		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP2006217943A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：有效地去除由于单波束传输中的旁瓣和多波束传输中的串扰而在超声图像中发生的虚像。ŽSOLUTION：超声波成像仪通过从多个超声波换能器向检查对象发送超声波束并处理通过接收从检查对象反射的超声回波而获得的多个接收信号，获取关于检查对象的图像信息。多个超声波换能器，用于确定多个接收信号和参考信号Ref之间的相关值的统计值的相关处理装置55，用于添加多个接收信号的加法装置53，用于放大接收的放大装置54由加法装置53加上的信号和增益控制装置57根据由相关处理装置55确定的相关值的统计值来控制放大装置54的增益。

図 1

