

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4958348号
(P4958348)

(45) 発行日 平成24年6月20日(2012.6.20)

(24) 登録日 平成24年3月30日(2012.3.30)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2001-269682 (P2001-269682)
 (22) 出願日 平成13年9月6日(2001.9.6)
 (65) 公開番号 特開2003-70786 (P2003-70786A)
 (43) 公開日 平成15年3月11日(2003.3.11)
 審査請求日 平成20年8月20日(2008.8.20)

(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 100098017
 弁理士 吉岡 宏嗣
 (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 佐藤 裕
 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 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

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】

複数の振動子を内蔵した超音波探触子と、前記複数の振動子を駆動して前記被検体送信する超音波ビームを生成する送波フォーカス手段と、前記複数の振動子により受信される各エコー信号をデジタル信号に変換して各エコー信号の位相を合わせて整相した後加算して受信ビーム信号を生成するデジタル整相加算手段と、このデジタル整相加算手段から出力される前記受信ビーム信号を輝度信号に変換して画像信号を生成する信号処理手段とを有してなる超音波撮像装置において、

前記被検体に対する前記超音波探触子の位置及び方向を求める位置検出手段と、この求めた前記超音波探触子の位置及び方向に基づいて前記デジタル整相加算手段から出力される前記受信ビーム信号の前記被検体に対する位置関係を求め、予め計測された他の受信ビーム信号と前記被検体に対する位置関係を整合させて受信ビーム信号同士を合成する2系統のコンパウンド信号構成手段と、前記デジタル整相加算手段から出力される前記受信ビーム信号の極性を反転させて前記コンパウンド信号構成手段のうちの一方に送る信号反転手段と、前記デジタル整相加算手段から出力される前記受信ビーム信号を前記信号反転手段に送るか、そのまま前記コンパウンド信号構成手段のうちの他方に送るかを選択する反転非反転信号選択部と、前記コンパウンド信号構成手段の双方で各々生成されたコンパウンド信号同士を加算して高調波信号を抽出する演算を行う信号重畳部とを設け、前記信号処理手段は前記信号重畳部から抽出された高調波信号を輝度信号に変換して前記画像信号を生成することを特徴とする超音波撮像装置。

10

20

【請求項 2】

前記コンパウンド信号構成手段は、前記超音波ビームの走査面に対応させてアドレスが配列されたメモリセルを有するメモリを備え、前記デジタル整相加算手段から出力される前記受信ビーム信号を前記メモリの対応するアドレスのメモリセルに重ねて記憶させることにより、前記他の受信ビーム信号と合成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記コンパウンド信号構成手段は、コンパウンド合成に際して画角拡大処理をする機能を備えてなることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記受信ビーム信号を構成する各振動子のエコー信号の相互相関に基づいて超音波走査面の媒質の音速分布を求める音速分布計測手段を有し、前記コンパウンド信号構成手段は、前記音速分布に基づいて前記受信ビーム信号と前記被検体との位置関係を補正することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記送波フォーカス手段は、前記位置検出手段により求めた前記被検体に対する前記超音波探触子の位置及び方向に基づいて前記超音波ビームの方向を制御する機能を備えてなることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記受信ビーム信号を構成する各振動子のエコー信号の相互相関に基づいて超音波走査面の媒質の音速層構造を求める音速層構造計測手段を有し、前記コンパウンド信号構成手段は、前記音速層構造に基づいて前記受信ビーム信号の進行距離と時間の歪を補正することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【発明の属する技術分野】****【0001】**

本発明は、医療診断等に用いられる超音波撮像装置に係り、特に、いろいろな角度から走査して得られる画像信号を合成して 1 つの画像として表示する、一般にコンパウンド走査像と称される高画質の断層像を得る技術に関する。

【0002】**【従来の技術】**

超音波撮像装置は、被検体の表面に超音波探触子を当て、その探触子から被検体に超音波を送信するとともに、被検体内部からの反射波（エコー信号）を受信し、そのエコー信号に基づいて被検体の各部の状態を断層像により表示することにより、診断等に供するものである。一般に、超音波探触子は、複数の振動子を等間隔で直線状、曲線状あるいは面状に配列して形成されている。例えば、リニア走査型の超音波撮像装置は、口径選択スイッチにより同一時に駆動する振動子群を選択して口径を形成し、その口径を順次移動して生体や物体の内部を超音波ビームで走査する。また、コンベクス走査型の超音波撮像装置においても同様である。

【0003】

リニア方式及びコンベクス方式のいずれにおいても、超音波ビームの向きを予め決めている場合は、走査して得た複数の受信ビーム信号を各ビーム方向に対応させて設定されたアドレスのメモリセルに記録して、画像を表示するようにしている。

【0004】

一方、コンパウンド走査型の超音波撮像装置は、探触子を動かしながら異なる角度や位置の超音波ビーム信号に対応する受信ビーム信号から得た画像を実時間で合成するようにしている。この場合、超音波ビームの位置や角度が変化するので、探触子の位置情報を実時間で検出することにより、受信ビーム信号の位置と方向を求めて合成するようにしている。このように、断層像同士を重合することによって一方向からの断層像では描出しにくい被検体内の超音波ビームと平行する媒質境界を明瞭に描出できる。また、多重反射や強反

10

20

30

40

50

射体後部にできる暗い部位を多方向からの画像を重ねることにより低減する効果がある。

【発明が解決しようとしている課題】

しかし、上記従来のコンパウンド画像の生成方法は、受信ビーム信号を輝度信号に変換してから合成しているため、周知の開口合成のように位相情報をもつ受信ビーム信号同士を重ねることにより干渉させてノイズと信号の比率（ S/N 比）を向上させる効果がない。

【0005】

本発明は、コンパウンド画像の S/N 比を向上させることを課題とする。

【課題を解決するための手段】

本発明の超音波撮像装置は、上記課題を解決するため、複数の振動子を内蔵した超音波探触子と、前記複数の振動子を駆動して前記被検体に送信する超音波ビームを生成する送波フォーカス手段と、前記複数の振動子により受信される各エコー信号をデジタル信号に変換して各エコー信号の位相を合わせて整相した後加算して受信ビーム信号を生成するデジタル整相加算手段と、このデジタル整相加算手段から出力される前記受信ビーム信号を輝度信号に変換して画像信号を生成する信号処理手段とを有してなる超音波撮像装置において、前記被検体に対する前記超音波探触子の位置及び方向を求める位置検出手段と、この求めた前記超音波探触子の位置及び方向に基づいて前記デジタル整相加算手段から出力される前記受信ビーム信号の前記被検体に対する位置関係を求め、予め計測された他の受信ビーム信号と前記被検体に対する位置関係を整合させて受信ビーム信号同士を合成する2系統のコンパウンド信号構成手段と、前記デジタル整相加算手段から出力される前記受信ビーム信号の極性を反転させて前記コンパウンド信号構成手段のうちの一方に送る信号反転手段と、前記デジタル整相加算手段から出力される前記受信ビーム信号を前記信号反転手段に送るか、そのまま前記コンパウンド信号構成手段のうちの他方に送るかを選択する反転非反転信号選択部と、前記コンパウンド信号構成手段の双方で各々生成されたコンパウンド信号同士を加算して高調波信号を抽出する演算を行う信号重畳部とを設け、前記信号処理手段は前記信号重畳部から抽出された高調波信号を輝度信号に変換して前記画像信号を生成することを特徴とする。

【0006】

すなわち、受信ビーム信号を輝度信号に変換する前に合成していることから、受信ビーム信号の位相情報が失われないため、受信ビーム信号同士を合成することにより干渉させて S/N 比を向上させることができる。

また、正相と逆相の受信ビーム信号を合成して高画質の高調波断層像を得ることができ、特に同一の受信ビーム信号を用いて高調波画像を得ることができるから、従来のように正相と逆相の超音波ビームをそれぞれ走査して高調波画像を得る場合に比べて、単位時間あたりの撮像画像の枚数（フレームレート）の低下無しに撮像することができる。

【0007】

この場合において、コンパウンド信号構成手段は、超音波ビームの走査面に対応させてアドレスが配列されたメモリセルを有するメモリを備え、デジタル整相加算手段から出力される受信ビーム信号をメモリの対応するアドレスのメモリセルに重ねて記憶させることにより、他の受信ビーム信号と合成することができる。また、この合成をする場合に、一定の比率によってメモリアドレスを調整することによって、接合断層像の画角拡大を図ることも容易に実現できる。

【0008】

また、位置検出手段としては、連続撮影する複数枚の画像間の相互関係から被検体に対する超音波探触子の位置及び方向を求める周知の方法を採用することができる。これによれば、機械式の位置検出装置に探触子を取り付けて探触子の位置と方向を検出しながら、被検体走査を行なうという煩雑さを回避することができる。なお、本発明は、機械式の位置検出装置を用いてもよく、また、周知の磁気センサを用いてもよい。

【0009】

また、受信ビーム信号を構成する各振動子のエコー信号の相互相関に基づいて超音波走査

10

20

30

40

50

面の媒質の音速分布を求める音速分布計測手段を設け、コンパウンド信号構成手段は、求めた音速分布に基づいて受信ビーム信号と被検体との位置関係を補正することが好ましい。これによれば、被検体内の各媒質音速の違いによるビームの進行距離と時間の歪によって受信ビーム信号の位置関係が誤差を持ってくるが、その誤差を補正することができる。その結果、精密なコンパウンド信号合成が可能となり、明暗の違いを明確に描出できる。

【 0 0 1 1 】

また、送波フォーカス手段は、位置検出手段により求めた前記被検体に対する前記超音波探触子の位置及び方向に基づいて超音波ビームの方向を制御する機能を備えて構成することができる。これによれば、基準となる断層像に対して異なる方向からの断層信号を重畳することにより、精緻な断層像を描出することができる。

また、受信ビーム信号を構成する各振動子のエコー信号の相互相関に基づいて超音波走査面の媒質の音速層構造を求める音速層構造計測手段を設け、コンパウンド信号構成手段は、音速層構造に基づいて受信ビーム信号の進行距離と時間の歪を補正することが望ましい。

【 0 0 1 2 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて詳細に説明する。

（第1の実施の形態）

図1は、超音波撮像装置の一実施形態のブロック構成図である。同図において、送波回路1から送受分離回路2と振動子選択スイッチ（SW）3を介して探触子4を駆動する超音波パルス信号が供給される。探触子4は、複数の振動子を有して形成されている。振動子選択スイッチ3はマルチプレクサ回路で形成され、同一時に駆動する複数の振動子群（口径）を選択して切替えるようになっている。送波回路1は、振動子を駆動するための超音波パルス信号を発生し、口径を構成する複数の振動子に供給するに超音波パルス信号を、それぞれ遅延させて被検体内に送信する超音波ビームの方向及び焦点位置等を制御するようになっている。

【 0 0 1 3 】

被検体から発生する超音波ビームの反射信号（エコー信号）は探触子4の各振動子により受信され電気信号に変換される。電気信号に変換されたエコー信号は、振動子選択スイッチ3を介して送受分離回路2から受波回路5に導かれる。つまり、送受分離回路2は、超音波送信時には信号を送波回路1から振動子側へ通過させ、受信時には信号を振動子側から受波回路5へ通過させる。

【 0 0 1 4 】

受波回路5は、微弱なエコー信号を増幅してデジタル信号に変換してデジタル整相加算回路6に出力する。デジタル整相加算回路6は、受波回路5から出力されたデジタルエコー信号の位相をそろえて加算し、受信ビーム信号を形成してコンパウンド信号構成部7に出力する。コンパウンド信号構成部7は、入力される受信ビーム信号と先に計測された他の受信ビーム信号とを、被検体の位置関係を合わせて合成してコンパウンド信号を生成する。信号処理回路8は、コンパウンド信号構成部7から出力されるコンパウンド信号を画像化するための処理を行う。すなわち、コンパウンド信号に対して検波、対数圧縮、補正を施し、輝度信号の画像信号を生成する。信号処理回路8により生成された画像信号は表示部9に導かれ、ここにおいて超音波ビーム走査と画像表示走査の変換を行い、画像を表示器に表示する。

【 0 0 1 5 】

断層像変位検出部10は、被検体と探触子4との相対的な位置変位量、及び人体のように被検体内部の拍動などの一般に体動と呼ばれる現象を位置変位量として検出し、コンパウンド信号構成部7へ出力する。この断層像変位検出部10としては、例えば、連続的に撮影された画像間の相関関係から、探触子の位置変動を検出するものを適用できる。また、機械式の探触子位置検出アームによるものや磁気センサーなどを使用できる。要は、波探触子4と被検体との位置関係を検知し得るものであれば公知の方法を用いることができる。

10

20

30

40

50

。CPU（中央演算ユニット）11は、上述した構成要素を統括して制御するものである。

【0016】

このように構成される超音波撮像装置の動作を次に説明する。まず、操作者は超音波撮像装置の機能について初期指示を行なう。例えば、検査に入る前に装置に対してコンパウンド画像を得たい旨指示を行う。この場合において、操作者は超音波ビーム信号からコンパウンド画像を合成するか、輝度信号を用いて画像合成するか、画角拡大と共にコンパウンド画像合成を行うか、画角を拡大せずに画像合成を行うかを選択できる。そのために、画像合成モード切り替え器をコンソールに設け、選択したモードでコンパウンド画像合成を行わせるようにすることができる。

10

【0017】

このようにして超音波撮像装置の機能を選択した後、操作者が探触子4を被検者の検査部位の体表に当て、超音波スキャン（走査）の開始指令を操作器から入力する。これに応答してCPU11から口径選択、送波遅延データ、受波遅延データがそれぞれ振動子選択スイッチ3、送波回路1、受波回路5に設定される。また、コンパウンド画像合成モードの選択指令に応答して、コンパウンド信号構成部7が選択されて超音波ビームによるスキャンが開始される。スキャンは、送波回路1から探触子4の口径を形成する振動子の各々に個別に対応して、各々の遅延時間が与えられた駆動パルスが送受分離回路2を介して振動子選択スイッチ3に入力される。振動子選択スイッチ3では駆動パルスを口径に対応した各振動子に出力されるように接続切り替えがなされている。これにより、振動子選択スイッチ3から出力される駆動パルスによって選択された振動子群が駆動される。

20

【0018】

選択された振動子群は、遅延時間の小さい順に駆動されて生体内に超音波を送信する。生体内へ送信された超音波は、予め初期設定された送波フォーカス点に、各振動子から射出される超音波の波面が同じ位相で同時に到達するように、送波回路1によって遅延時間が調整されている。伝播の過程で生体内に音響インピーダンスの異なる組織が存在すると、その境界面で超音波ビームの一部が反射され、反射波（エコー）が探触子方向へ戻ってくる。エコーは生体内の浅い部位から深い部位へと送信された超音波が伝播して行くのに応じて順次探触子方向へ戻る。これらのエコーは、送信時に駆動された振動子又はそれらより小口径から大口径の振動子群へと時間と共に切り替え選択される振動子群で受信され、電気信号のエコー信号に変換される。

30

【0019】

振動子で電気信号化されたエコー信号は、振動子選択スイッチ3及び送受信分離回路2を介して受波回路5に入力され、ここにおいて振動子の各素子ライン（チャンネル）ごとに個別に増幅処理され、チャンネルごとにデジタル信号に変換される。デジタル化されたエコー信号はデジタル整相加算回路6へ入力される。デジタル整相加算部6は、超音波振動子の各々に個別に対応して各々の遅延時間が与えられてデジタル化されたエコー信号をチャンネルごとに遅延させて加算される。つまり、被検体内のある点（受信ビーム上の各点）から反射したエコーが各チャンネルで同一時刻に出現したように時相を揃えて加算し、エコーに含まれるノイズを低減する。また、フィルタリング処理を行って、必要な帯域の信号を抽出して受信ビーム信号を得る。受波回路5におけるこれらの処理は、ダイナミックフォーカス方式として周知の処理である。

40

【0020】

受波回路5で生成された受信ビーム信号は、コンパウンド信号構成部7に入力され、本発明の特徴に係るコンパウンド合成処理がなされる。すなわち、輝度信号に変換する前の位相情報を持つ受信ビーム信号同士を合成し、それらの干渉によりS/N比を向上させることが特徴である。そこで、コンパウンド信号構成部7は、従来とは異なり、複素信号に対応できるように、かつ高速に動作するようにしている。ここで、コンパウンド合成画像を作成する狙いは、前述したように、被検体内の超音波ビームと平行する媒質境界を明瞭に描出すること、多重反射や強反射体後部にできる暗い部位を多方向からの画像を重ねるこ

50

とにより低減することにある。したがって、一つの断層像に対して超音波ビームの位置や向きが異なる他の画像を撮像し、それらの2つの画像を合成する。この合成においては、被検体の同一部位からの受信ビーム信号同士を合成しなければならないから、受信ビームの方向及び受信ビーム信号と深度との関係、及びそれらと被検体との位置関係を求め、2つの画像に係る受信ビーム信号の位置関係を整合させて合成しなければならない。

【0021】

本実施形態のコンパウンド信号構成部7は、超音波ビームの走査面に対応させてアドレスが2次元配列されたメモリセルからなる2つのRAMを有する。1つは今回の計測により入力される受信ビーム信号を記憶する受信ビーム信号RAMであり、他の1つは前回以前に計測された受信ビーム信号又は合成されたコンパウンド信号を記憶するコンパウンド信号RAMである。それらのRAMのアドレスは、それぞれの計測時の探触子中心と、その探触子の向き（垂直方向）を基準とする2次元走査面に対応させて設定されている。

10

【0022】

ここで、探触子の中心位置と探触子の向きは、断層像変位検出部10によって検出される。この断層像変位検出部10は、例えば、連続撮影する複数枚の画像間の相互関係から被検体に対する超音波探触子の位置及び方向を求める周知の方法が適用されている。機械式の位置検出装置に探触子を取り付けて探触子の位置と方向を検出しながら、被検体走査を行なうという煩雑さを回避することができる。しかし、本発明はこれに限らず、機械式の位置検出装置を用いてもよく、また、周知の磁気センサを用いてもよい。

20

【0023】

このようにして検出された探触子の中心位置と向きを基準とし、また媒質の音速の想定値と超音波の送信から受信までの時間情報とに基づいて、超音波の進行距離から受信ビーム信号と深度との関係を割り出し、受信ビーム信号RAMの対応するアドレスのメモリセルに受信ビーム信号を深度方向に対応した各部の信号を記憶する。

【0024】

一方、コンパウンド信号RAMにも上述した受信ビーム信号RAMの場合と同様に、前回以前に計測されて合成されたコンパウンド信号（初期状態のときは、受信ビーム信号）が記憶されている。したがって、両者のRAMから被検体の同一部位に対応する信号部分を読み出して演算することにより、受信ビーム信号とコンパウンド信号とを合成できる。しかし、コンパウンド信号RAMと受信ビーム信号RAMのアドレスは、探触子の位置と向きが異なるので位置関係を合わせて合成する必要がある。次に、このコンパウンド処理について詳しく説明する。

30

【0025】

例えば、コンパウンド信号RAMを基準にして、コンパウンド信号RAMのメモリセルに重ねて記録すべき受信ビーム信号が記録してある受信ビーム信号RAMのメモリセルのアドレスを求める。求めたアドレスに対応するメモリセルに受信ビーム信号の対応する部分が記憶されていなければ、周知の手法により適宜補間して求める。そして、受信ビーム信号の対応する部分をコンパウンド信号RAMのメモリセルに重ねて記録する。この処理をコンパウンド信号RAMの全てのメモリセルについて実行することにより、2つの計測に係る受信ビーム信号をメモリ上で合成することができる。コンパウンド信号RAMのコンパウンド信号は、信号処理回路8に出力される。信号処理回路8では、コンパウンド信号に対して検波、対数圧縮、補正を施し、輝度信号の画像信号を生成し、表示部9を介して表示器に表示する。

40

【0026】

上述したコンパウンド信号を合成するための受信ビーム信号RAMのメモリセルのアドレスを求める式は、例えば、以下のようになる。

$$X_b = \{(X_c - X) \cos \theta + (Y_c - Y) \sin \theta\} /$$

$$Y_b = \{(Y_c - Y) \cos \theta + (X_c - X) \sin \theta\} /$$

X：初期画像を基準とした横方向の座標軸上の探触子位置

Y：初期画像を基準とした縦方向の座標軸上の探触子位置

50

：初期画像の真下方向を基準としたビーム方向
 Xb：受信ビーム信号RAMのアドレス(受信ビーム走査方向)
 Yb：受信ビーム信号RAMのアドレス(受信ビーム方向)
 Xc：コンパウンド信号RAMのアドレス(表示画面の横方向)
 Yc：コンパウンド信号RAMのアドレス(表示画面の縦方向)
 ：受信ビーム信号RAMからコンパウンド信号RAMへの拡大計数(受信ビーム走査方向)
 ：受信ビーム信号RAMからコンパウンド信号RAMへの拡大計数(受信ビーム方向)

上記式で、初期画像とは、コンパウンド合成を開始するように操作者が指示してから最初に構成した断層像又はコンパウンド合成開始指示の如何によらず現在注目している断層像の直前の画像を言う。初期画像以降に入力される断層像は、初期画像の座標軸を基準に回転、移動され、合成した後コンパウンド画像として出力される。

10

【0027】

このようにして、超音波の送受信とその信号処理が振動子の選択切り替え又は超音波ビームの方向偏向を伴って繰り返し行い、その送受信の繰り返し毎に入力してくる受信ビーム信号で画像が形成される。画像化されたメモリ内の記憶内容は、CRT表示器等の走査に同期して読み出され、生体内が超音波走査により画像化される。この画像化が複数回繰り返し行われ、これら複数の画像は順次コンパウンド信号構成部7で処理され、コンパウンド画像として表示される。

【0028】

図5(a)～(d)にリニア走査型のコンパウンド画像合成の一例を示す。図において、探触子20は超音波画像との位置関係を示すために模式的に示されている。(a)は初期画像21で、次の超音波撮像によって(b)に示す超音波画像22が撮像され、さらに次の超音波撮像によって(c)に示す超音波画像23が撮像され、それらのコンパウンド合成により(d)のコンパウンド画像24が合成される。コンベックス走査型の場合は、図6(a)、(b)に示すように、コンベックス型の探触子26により初期画像27を撮像後、探触子26の位置をずらして超音波画像28を撮像し、それらをコンパウンド合成して、コンパウンド画像29が合成される。

20

【0029】

本実施の形態のように、コンパウンド合成をRAM上で行うことは、輝度信号を扱ったものでは従来から知られている。しかし、本実施形態では、これらの動作を輝度信号に変換する前の整相加算後の複素信号でコンパウンド合成を行うことを特徴とする。その結果、受信ビーム信号の位相情報が失われないため、合成によって干渉させてS/N比を向上させることができる。

30

(第2の実施の形態)

一般に、コンパウンド操作を行う際の問題として、何らかのエラーにより複数の受信ビーム信号の位置関係を正しく重畳できなかった場合、画質劣化を招くことが知られている。例えば、ビーム位置情報のわずかな誤差が蓄積して誤差が大きくなると重畳位置の正確性が低下する。このようなビーム位置情報の誤差要因として、被検体が異なる音速の媒質で構成されていることがあげられる。つまり、音速が異なる媒質の部分があると、これら複数の媒質を通過する超音波ビームの速度が時間によって増減し、その結果、断層像が歪んで見えることになる。特に、探触子の角度と位置を変えて計測した断層像は、互いにわずかに異なる歪みをもつことになる。第1の実施形態のように位相情報を保存してコンパウンド合成を行う方式において、2箇所から撮像した互いに歪んでいる受信ビーム信号からコンパウンド信号を構成すると、輝度信号を重畳する従来の方法に対して大きな画質劣化を引き起こし、コンパウンド画像がぼやけたようになる。そこで、重畳する受信ビーム信号の位置情報を媒質音速の違いに応じて補正することが有用となる。

40

【0030】

図2に、受信ビーム信号の位置情報を媒質音速の違いに応じて補正する本発明の実施形態に係る超音波撮像装置の要部のブロック構成図を示す。同図に示すように、本実施形態は、図1の実施形態に加えて、断層像の各部位の音速値を推定する音速推定部17と、推定

50

された音速を記憶する断面音速マップ12を設け、コンパウンド信号構成部7は断面音速マップ12の音速分布データに基づいて受信ビーム信号の位置情報を補正してコンパウンド合成する構成としている。音速推定部17は、デジタル整相加算回路6において加算されてビーム信号になる前の各チャネルのエコー信号を取り込み、チャネル信号を相互相関演算することによって各チャネル信号間の位相差を求める。この位相差は、予め想定した媒質音速と実際の媒質音速が一致していれば検出されない。しかし、一般には想定音速と実際の媒質音速が異なるので、位相差が検出されることになる。例えば、位相差をチャネルごとに並べてグラフ上に表示すると、位相差が検出できなかった場合には全てのチャネルで位相差がゼロの直線となる。また、想定音速と実際の音速が異なっていれば、各チャネルの位相差は傾きを持った直線的な分布となる事がわかっている。この直線の傾きは、想定音速と実際の媒質の音速とが隔たるほど急峻になる事もわかっている。この関係を用い、想定音速と実際の媒質音速との隔たりを模擬して、各チャネルの位相差の直線の傾きと媒質音速との関係を予め導き出すことができる。そして、この関係を媒質音速と位相差の分布傾きとを対照させる表形式で導き出し、内部記憶として保持しておけば、簡単に媒質音速を求めることができる。すなわち、各チャネル間の位相差を求め、全チャネルの位相差分布の傾きを最小2乗誤差法等で求め、上に述べた傾きと音速との関係の対照表を引くことでフォーカス点までに含まれる媒質の平均音速がわかる。このようにしてフォーカス点ごとに調べた音速値を断面音速マップ12の記憶部上の各フォーカス点に対応する位置のアドレスに次々と記録してゆくことで音速マップを作成できる。

【0031】

そして、コンパウンド信号構成部7は、デジタル整相加算回路6から入力される受信ビーム信号について、コンパウンド信号RAMに重畳して記録する値を求めるにあたり、被検体内の媒質音速を断面音速マップ12から読み出し、媒質の音速に応じて受信ビーム信号RAMのアドレスを補正する。そして、補正されたアドレスに記憶された受信ビーム信号の成分と、コンパウンド信号記憶RAMに記憶している値とを重畳する演算を行い、その結果をコンパウンド信号RAMに書き込む。

【0032】

ここで、コンパウンド信号を合成するための受信ビーム信号RAMのメモリセルのアドレスを求める式は、例えば、以下になる。なお、音速マップ12の値を探触子に近い部位から深い方向に向かっての平均音速とし、アドレスを受信ビーム信号RAMの受信ビーム走査方向と受信ビーム方向共に同一のデータ間隔を持つ(隣接アドレス間のサンプリング間隔を互いのRAMで同じくする)構成とする。また、受信ビーム方向には音速の異なる媒質によって上記ひずみが生じているので、受信ビーム信号RAMのアドレス補正を行い、ビーム走査方向には振動子の配列ピッチによって決まるビーム走査間隔おきに超音波受信ビームが並んでいると仮定する。

$$X_v = \{ (X_c - X) \cos \theta + (Y_c - Y) \sin \theta \} /$$

$$Y_v = \{ (Y_c - Y) \cos \theta + (X_c - X) \sin \theta \} /$$

$$X_b = X_v$$

$$Y_b = Y_v \times V / (X_v, Y_v)$$

X: 初期画像を基準とした横方向の座標軸上の探触子位置

Y: 初期画像を基準とした縦方向の座標軸上の探触子位置

: 初期画像の真下方向を基準としたビーム方向

X_b: 受信ビーム信号RAMのアドレス(受信ビーム走査方向)

Y_b: 受信ビーム信号RAMのアドレス(受信ビーム方向)

X_c: コンパウンド信号RAMのアドレス(表示画面の横方向)

Y_c: コンパウンド信号RAMのアドレス(表示画面の縦方向)

X_v: 音速マップRAMのアドレス(受信ビーム走査方向)

Y_v: 音速マップRAMのアドレス(受信ビーム方向)

: ビーム信号RAMから音速マップRAMへの拡大係数(受信ビーム走査方向)

: ビーム信号RAMから音速マップRAMへの拡大係数(受信ビーム方向)

(X_v, Y_v) : 音速マップRAMの値(アドレス X_v, Y_v の値)

V : 標準媒質音速(医療用超音波断層像装置でのJIS規格では1530m/s)

(第3の実施の形態)

一般に、超音波が被検体内を通過するとき、波形は媒質の物性によって歪み、通過距離が長くなるにつれて歪みの程度は徐々に大きくなり、基本波成分に対する高調波成分の割合が増加することが知られている。この高調波成分のうち特に2次高調波を抽出して可視化することが知られている。この方法として、例えば、正相波形によって振動子を駆動して被検体内に超音波を送り込み、反射した超音波信号を受信して整相加算した位相情報を有する受信ビーム信号を記憶しておく。次いで、送信波形の位相を逆相にして、同様に送受信を行い整相加算した位相情報を有する受信ビーム信号を生成し、これと前記正相波形の受信ビーム信号との和を求めて可視化するものが知られている。このようにすることによって、最初に送受信した信号から基本波をほぼ消去でき、2次高調波はほぼ倍の大きさになるので、非常に有効な2次高調波可視化法である。しかし、この方法は、1枚の2次高調波画像を得るのに常に2回の送受信を行わなければならない、単位時間あたりの画像枚数(フレームレート)が通常の場合に対して半分となってしまう。そこで、フレームレートを低下させずに2次高調波を可視化する方法が望まれる。

【0033】

図3に、本発明を2次高調波画像を得るのに適用した第3の実施形態の超音波撮像装置のブロック構成図を示す。図示のように、本実施形態は、図1の実施の形態に対して、2系統のコンパウンド信号構成部7a, 7bを設けていること、デジタル整相加算回路6から出力される受信ビーム信号の位相を反転させる信号反転部13を設けていること、及び受信ビーム信号を信号反転部13に送るか、そのままコンパウンド信号構成部7aに送るかを振り分ける反転非反転信号選択部14を設けていること、さらに2系統のコンパウンド信号構成部7a、7bで各々合成したコンパウンド信号同士を加算して、高調波信号を抽出する演算を行う信号重畳部15と設けていることが相違する。

【0034】

このように構成されることから、デジタル整相加算回路6から出力される受信ビーム信号は反転非反転信号選択部14に送られ、最初に入力された1画像分の受信ビーム信号は信号位相を反転しないでコンパウンド信号構成部7aに送られる。そして、図1の場合と同様にコンパウンド信号が合成されて信号重畳部15に送られる。次に、反転非反転信号選択部14に入力される1画像分の受信ビーム信号は、信号反転部13で信号位相が反転された後、コンパウンド信号構成部7bに送られコンパウンド信号が合成された後、信号重畳部15に出力される。信号重畳部15ではコンパウンド信号構成部7aと7bから出力されるコンパウンド信号を加算して、信号処理回路8に出力する。このようにして、次々を入力される受信ビーム信号に対して、コンパウンド信号構成部7aからのコンパウンド信号が出力されれば、すぐさま信号重畳部15でコンパウンド信号構成部7bからの直前の出力信号と加算して結果を出力する。そして、コンパウンド信号構成部7bから新たなコンパウンド信号が出力されれば、コンパウンド信号構成部7aからの直前のコンパウンド信号と加算して出力する。このようにして、最初にコンパウンド信号構成部7a、7bにコンパウンド信号が揃えば、フレームレートを低下させずに2次高調波信号を取り出して可視化することが可能となる。

【0035】

上記の説明では、受信ビーム信号の位相を反転して演算を行ったが、送信波形の位相を反転することでも同様の効果がある。また、本実施形態によれば前記コンパウンド信号画像としての特徴も併せ持つため、単なる高調波断層画像では得られない高品質な断層像を描出できる。

(第4の実施の形態)

上記各実施の形態によれば、コンパウンド画像を構成しつつ超音波断層像の画角を拡大して表示することが可能である。画角拡大の必要がなくても、コンパウンド画像を表示できれば、使用者の選択の幅が広がるだけでなく、高品位のコンパウンド画像を提供するこ

10

20

30

40

50

とができるので有用である。

【 0 0 3 6 】

図 4 に、本発明の第 4 の実施形態の超音波撮像装置のブロック構成図を示す。本実施形態は、第 1 の実施形態のものに超音波の送受信ビームの方向を断層像と超音波探触子との位置変位量によって制御する超音波ビーム方向制御部 16 を加えたものである。

【 0 0 3 7 】

このように構成することにより、初期画像を基準とし、超音波ビームを常に初期画像に重ねるように制御することで、さらに高品質なコンパウンド断層像が得られる。断層像変位検出部 10 から出力される変位量は、コンパウンド信号構成部 7 と超音波ビーム方向制御部 16 に送られ、コンパウンド信号構成部 7 では図 1 の場合と同様に変位量とデジタル整相加算回路 6 から出力される受信ビーム信号とからコンパウンド信号を合成する。一方、超音波ビーム方向制御部 16 では、初期画像領域に常にビームを向けるようにビーム方向を制御する。例えば、図 7 (a) に示す初期画像 21 に対し、同図 (b) に示すように探触子 20 の位置を横にずらした場合、超音波ビームの方向を制御して初期画像領域に常に向けて、超音波画像 30 を撮像する。この場合、図 8 のように初期画像 21 の中心に位置するビームを基準に注目画像を構成させるためのビームを通過させたい位置 (Xp, Yp) を任意に定める。そして、以下に示す式によりビーム方向を算出する。

$$= \text{atan}\{(X-Xp)/Yp\} -$$

：初期画像のビーム方向を基準とした注目走査面を構成するビームの方向

Xp：初期画像を基準としたビーム通過アドレス(受信ビーム走査方向)

Yp：初期画像を基準としたビーム通過アドレス(受信ビーム方向)

ここで、(Xp, Yp) はユーザーが制御卓から入力しても良いし、自動的に表示画像の中央を選んでも良い。上記式を使用して図 1 の実施形態と同様に断層像の位置変位情報とコンパウンド信号を合成するためのメモリアドレスとから元になる受信ビーム信号を記録した受信ビーム信号 RAM のアドレスを求める式は、例えば以下になる。

$$Xb = \{(Xc-X)(1+\sin \theta)(1-\sin \theta) + (Yc-Y)\cos \theta \sin \theta\} / \{(1+\sin \theta)(1-\sin \theta)\}$$

$$Yb = (Yc-Y)\cos \theta / \{(1+\sin \theta)(1-\sin \theta)\}$$

X：初期画像を基準とした横方向の座標軸上の探触子位置

Y：初期画像を基準とした縦方向の座標軸上の探触子位置

：初期画像の真下方向を基準としたビーム方向

Xb：受信ビーム信号 RAM のアドレス(受信ビーム走査方向)

Yb：受信ビーム信号 RAM のアドレス(受信ビーム方向)

Xc：コンパウンド信号 RAM のアドレス(表示画面の横方向)

Yc：コンパウンド信号 RAM のアドレス(表示画面の縦方向)

：ビーム信号 RAM から音速マップ RAM への拡大係数(受信ビーム走査方向)

：ビーム信号 RAM から音速マップ RAM への拡大係数(受信ビーム方向)

図 7 に示した例は、探触子を動かす例について示したが、図 9 (a) ~ (d) に示すように、探触子 20 は動かさずに、超音波ビームの方向を斜めに傾ける制御 (オブリーク) し、コンパウンド合成を行なうこともでき、上述の実施形態と同一の効果が得られる。

【 0 0 3 8 】

また、円弧状に振動子を配列したコンベクス探触子を用いた走査では、上記のように斜め走査を行う方法以外に、図 10 (a)、(b) に示すように画角の移動でこれを行う方法がある。この場合は、コンパウンド信号合成部での変換が簡易であり、フォーカスデータも斜め走査用のものを事前に用意する必要が無く、開口部正面のみのフォーカスデータがあればよいので有用である。当然、コンベクス探触子の場合においては斜め走査と画角移動を組み合わせて用いても良い。

【 0 0 3 9 】

以上説明した各実施形態では、1次元配列の振動子による2次元断層像について示したが、本発明はこれに限られるものではなく、リングアレーや、2次元配列振動子を用いた2次元画像や3次元画像を表示する場合においても、適用することができる。

【 0 0 4 0 】

また、図 2、図 4 の実施形態においては、受信ビーム信号を輝度信号に変換した後の、つまり位相情報が消失した後の受信ビーム信号を用いて、コンパウンド合成を行うようにしてもよい。

【 0 0 4 1 】

また、高輝度多重反射部位を減弱させるようにした公知の超音波撮像装置においては、元々多重信号のあった部位の信号を減弱させることがあり、これにより感度低下を招くことが起こりえるが、本実施形態と組み合わせれば効果的に低輝度部位を目立たなくできる。

【 0 0 4 2 】

さらに、被検体内の超音波信号が音響インピーダンスの著しく異なる界面を通過するとき、この界面よりも深い部位では超音波エネルギーが散逸して減弱(後方散乱)する現象が生ずる。この現象を補正するように構成された公知の超音波撮像装置を、本実施形態と組み合わせることにより、さらに画質を向上させることができる。

【 発明の効果 】

以上説明したように、本発明によれば、コンパウンド画像の S / N 比を向上させることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の超音波撮像装置に係る一実施の形態のブロック構成図である。

【 図 2 】 本発明の超音波撮像装置に係る他の実施の形態のブロック構成図である。

【 図 3 】 本発明の超音波撮像装置に係るさらに他の実施の形態のブロック構成図である。

【 図 4 】 本本発明の超音波撮像装置に係るさらに他の実施の形態のブロック構成図である。

【 図 5 】 リニア型走査探触子によるコンパウンド走査の様式を示す図である。

【 図 6 】 コンベクス型走査探触子によるコンパウンド走査の様式を示す図である。

【 図 7 】 斜め走査によるコンパウンド合成の様式を示す図である。

【 図 8 】 斜め走査によるコンパウンド合成を行う方法を説明する図である。

【 図 9 】 リニア型走査探触子によるコンパウンド走査の他の様式を示す図である。

【 図 1 0 】 コンベクス型走査探触子によるコンパウンド走査の他の様式を示す図である。

【 符号の説明 】

- 1 ... 送波回路
- 2 ... 送受信分離回路
- 3 ... 振動子選択スイッチ
- 4 ... 探触子
- 5 ... 受波回路
- 6 ... デジタル整相加算回路
- 7 ... コンパウンド信号構成部
- 8 ... 信号処理回路
- 9 ... 表示部
- 10... 断層像変位検出部
- 11... CPU
- 12... 断面音速マップ
- 13... 信号反転部
- 14... 反転非反転信号選択部
- 15... 信号重畳部
- 16... 超音波ビーム方向制御部

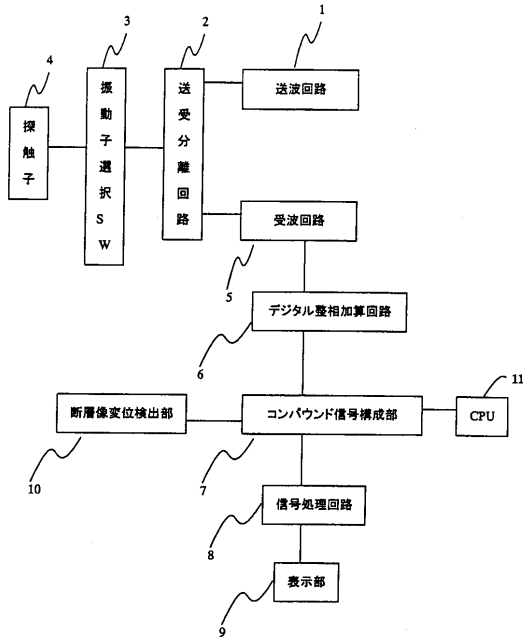
10

20

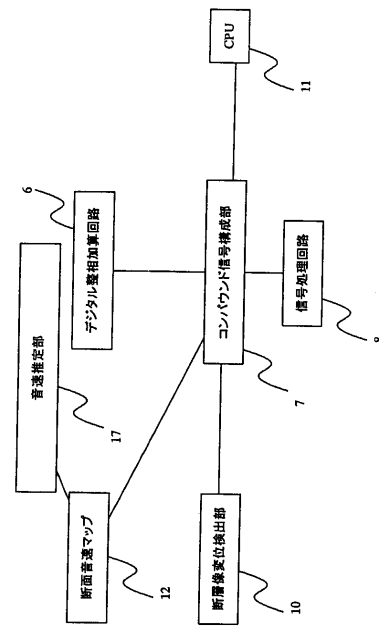
30

40

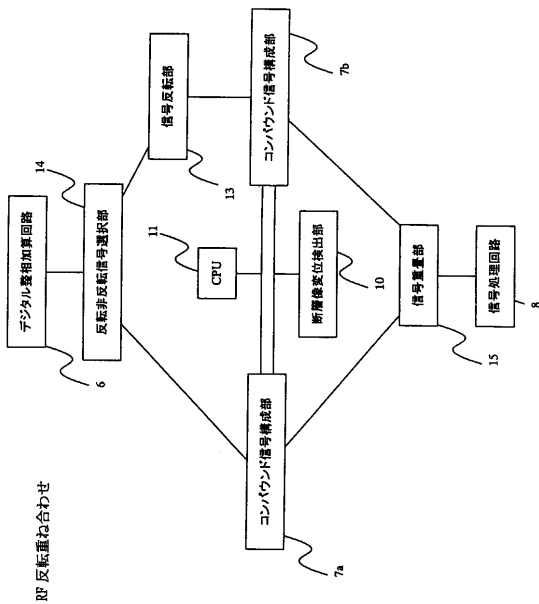
【図 1】



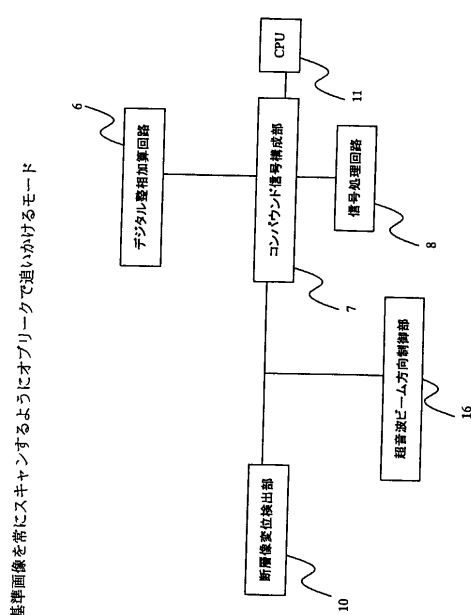
【図 2】



【図 3】

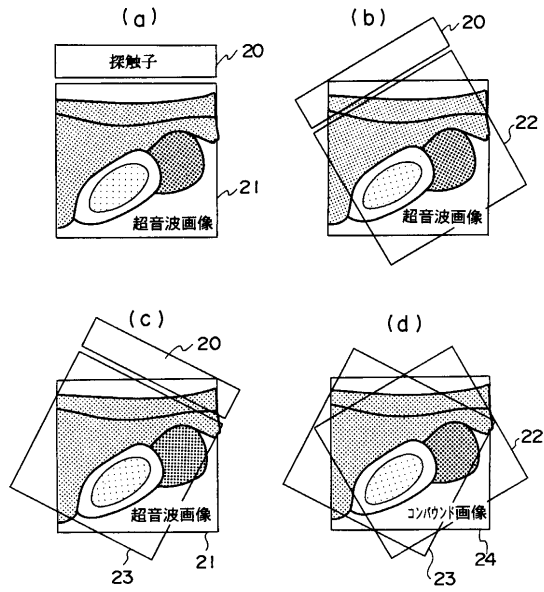


【図 4】

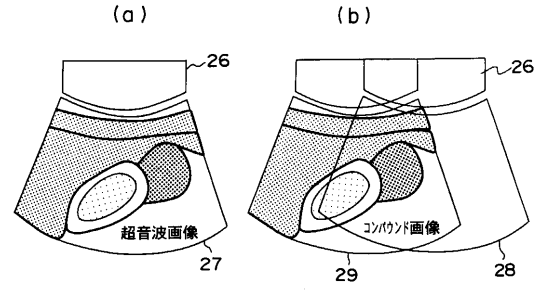


基準画像を常にスキャンするようにオペレータで追いかけるモード

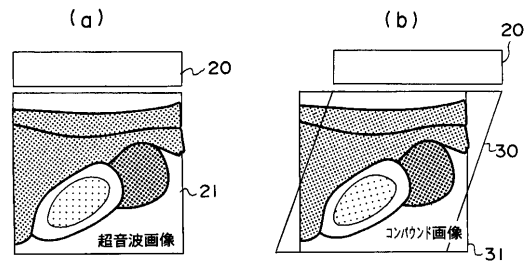
【図 5】



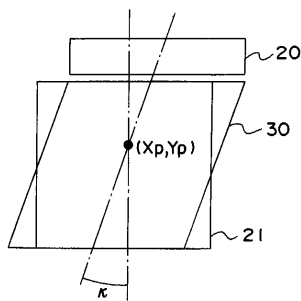
【図 6】



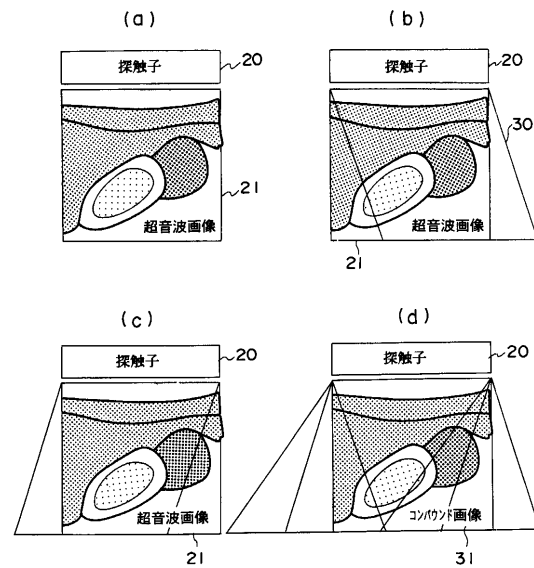
【図 7】



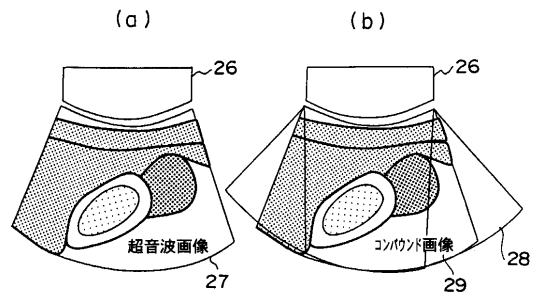
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 窪田 純

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

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開昭56 - 148342 (J P , A)

特開昭60 - 72537 (J P , A)

特開昭64 - 62133 (J P , A)

特開平1 - 207042 (J P , A)

特開平4 - 180748 (J P , A)

特開平5 - 154149 (J P , A)

特開平11 - 318892 (J P , A)

米国特許第5632277 (U S , A)

国際公開第97 / 32277 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP4958348B2	公开(公告)日	2012-06-20
申请号	JP2001269682	申请日	2001-09-06
[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	馬場博隆 佐藤裕 篠村隆一 窪田純		
发明人	馬場 博隆 佐藤 裕 篠村 隆一 窪田 純		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89 G06T7/00		
CPC分类号	G01S7/52034 A61B8/08 A61B8/461 G01S7/52065 G01S15/8995 G06T7/32 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB40 4C301/CC01 4C301/DD12 4C301/EE04 4C301/EE07 4C301/GB04 4C301/GB06 4C301/GD02 4C301/HH15 4C301/HH33 4C301/HH37 4C301/HH51 4C301/JB03 4C301/JB17 4C301/JB19 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JB50 4C301/JC14 4C301/JC20 4C301/KK03 4C301/LL05 4C601/BB27 4C601/BB30 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH24 4C601/HH33 4C601/JB01 4C601/JB03 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/JB60 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK03 4C601/LL01 4C601/LL05 4C601/LL28		
其他公开文献	JP2003070786A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高复合图像的信噪比。 解决方案：通过位置检测装置10获得超声波探头相对于对象的位置和方向，并且基于所获得的超声波探头的位置和方向，复合信号合成部分7执行数字定相加法获得从电路输出的接收波束信号相对于对象的位置关系，并且通过匹配预先测量的其他接收波束信号与相对于对象的位置关系，将接收波束信号相互组合，通过处理电路8将亮度信号转换成亮度信号以产生图像信号，将在转换成亮度信号之前具有相位信息的接收波束信号组合起来，以通过使用干扰来降低噪声。

【 図 3 】

