

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号
WO2005/016150

発行日 平成18年10月12日 (2006.10.12)

(43) 国際公開日 平成17年2月24日 (2005.2.24)

(51) Int. Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

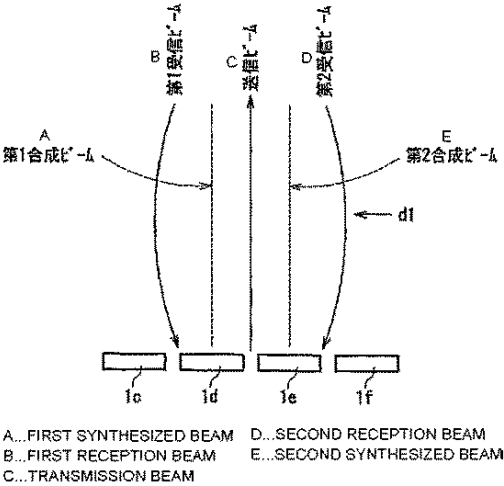
F 1
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)	
出願番号 特願2005-513183 (P2005-513183) (21) 国際出願番号 PCT/JP2004/011681 (22) 国際出願日 平成16年8月6日 (2004.8.6) (31) 優先権主張番号 特願2003-293547 (P2003-293547) (32) 優先日 平成15年8月14日 (2003.8.14) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(71) 出願人 000005821 松下電器産業株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地 (74) 代理人 100098291 弁理士 小笠原 史朗 (72) 発明者 西垣 森緒 神奈川県藤沢市本鵜沼1-5-47-109 Fターム(参考) 4C601 BB02 BB21 BB23 EE04 HH24 HH28 HH30 HH31 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】
本発明は、並列受信を行なった場合にも、受信フォーカスの位置を、送信フォーカス深度d1では送信ビームから遠ざけ、それよりも浅い部位および深い部位では送信ビームに近づけるように蛇行させることで、第1および第2合成ビームの形状を直線にすることで、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画質を得ることができる超音波診断装置を提供する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

並列受信を行なう超音波診断装置であって、配列振動子を用いリニア走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状がほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて蛇行させるように構成された、超音波診断装置。

【請求項 2】

並列受信を行なう超音波診断装置であって、配列振動子を用いリニア走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状が、少なくとも前記送信ビームのフォーカス位置より深度の浅い部位においてほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて送信方向に 10 対し、斜め直線方向に移動させるように構成された、超音波診断装置。

【請求項 3】

並列受信を行なう超音波診断装置であって、配列振動子を用いセクタ走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状がほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて蛇行させるように構成された、超音波診断装置。

【請求項 4】

並列受信を行なう超音波診断装置であって、配列振動子を用いセクタ走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状が、少なくとも前記送信ビーム 20 のフォーカス位置より深度の浅い部位においてほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて送信方向に 対し、斜め直線方向に移動させるように構成された、超音波診断装置。

【請求項 5】

前記フォーカス点の移動は、前記配列振動子を構成する各振動子に対応する遅延時間の制御により行なわれる請求項 1 から 4 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記フォーカス点の移動は、前記配列振動子を構成する各振動子に対応する受信回路のゲインの制御または前記受信回路のゲインの制御と遅延時間の制御の両方により行なわれる 30 請求項 1 から 4 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記配列振動子は 2 次元配列振動子である請求項 3 から 6 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

本発明は、配列振動子により送受信を行ない被検体内の情報を得るための超音波診断装置に関する。

【背景技術】

配列振動子を用いて被検体内に超音波の送受信を繰り返し行なうことで、被検体内の情報を 2 次元画像として得る超音波診断装置の原理はすでに公知のものとなっている。 40

超音波ビームを 2 次元面上で走査して構成される断層画像をフレームといい、このフレームが 1 秒間に何断面表示できるかを表す指標をフレームレートという。例えば、フレームレートが 15 frame/s とは、1 秒間に 15 断面分の断層像が得られることを意味する。人間の目の特性から、 30 frame/s より小さなフレームレートでは画像がちらついて見えることが知られている。表示フレームレートは、超音波の生体内での音速、1 画面を構成する超音波ラインの本数、走査深度等によって決定される。

表示フレームレートを向上するための方法として、並列受信方式が知られている（例えば、特公昭 56-020017 号公報参照）。以下、この従来例について、図 6、図 7A および図 7B を参照して説明する。

図 6 は、従来例における並列受信方式を説明するための、配列振動子の構成を示す図で 50

ある。図6において、配列振動子1において複数の振動子が並んでおり、その中で送受信に使用している振動子1a～1hが示されている。

送信ビームの形成には振動子1b～1gが使用され、図示されない被検体内に超音波を放射する。送信ビームは、振動子1dと1eの中間位置から振動子の配列方向に対し垂直な直線上に位置する。この例において、受信には送信ビームを挟み並行な2つの直線上の各点からの情報を受信するため、2通りの受信ビーム（第1および第2受信ビーム）が形成される。第1受信開口として振動子1a～1fを用いて第1受信ビームが、第2受信開口として振動子1c～1hを用いて第2受信ビームが形成される。第1受信ビームは振動子1cと1dの中間位置から、第2受信ビームは振動子1eと1fの中間位置から、それぞれ振動子の配列方向に対して垂直な直線上に位置する。

10

この結果、送信ビームー第1受信ビームによる送受信の指向性は振動子1dの位置から振動子の配列方向に対して垂直方向に、送信ビームー第2受信ビームによる送受信の指向性は振動子1eの位置から振動子の配列方向に対して垂直方向に位置することになる。

このようにして、1本の送信ビームに対し、2本の受信ビームで順次に走査を行なうことで、1本の送信ビームに対し、1本の受信ビームで順次走査を行なう場合と比較して、画面1枚あたりの画像データの取り込み時間を短縮することができ、フレームレートを向上することができる。

上記の従来例においては、送信と受信の開口位置をずらすことにより、送信と受信のビーム位置をずらしたが、送受信に同一の開口を用い、受信ビームを偏向させることによって並列受信を行なうことも可能である。

20

以上の説明はリニア走査によるものであるが、電子セクタ走査においても同じ原理により並列受信が可能である。セクタ走査の場合は、送受信に同一の開口を用い、ビームの偏向角度を送信ビームおよび複数の受信ビームの両方について変えることにより、並列受信を行なう（例えば、特開2000-254120号公報2参照）。

【発明の開示】

しかしながら、実際には、図6に示す従来例において、第1および第2受信ビームについては、ダイナミックフォーカスにより常にビームが細く絞られているが、送信ビームについては、図7Aに点線で示すように、焦点付近d1ではビームが絞られるが、それより浅い部位、深い部位ではビームが広がっている。

このため、送信ビームと第1受信ビームとの第1合成ビーム、および送信ビームと第2受信ビームとの第2合成ビームは、図7Bに点線で示すように、送信ビームの焦点付近では送信ビーム側に寄り、それより浅い部位、深い部位では第1および第2受信ビーム側に寄るため、第1および第2合成ビームが並行にならず、画像として表示した際に、表示画像に縞模様が生じるという問題があった。

30

本発明は、この問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、並列受信を行なった場合に、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画質を得ることができる超音波診断装置を提供することにある。

前記の目的を達成するため、本発明は、並列受信を行なう超音波診断装置において、受信ビームの指向性を制御して受信ビームの形状を送信ビームに並行とならないようにすることによって、合成ビームを直線にする超音波診断装置を提供する。

40

本発明は、第1の局面において、配列振動子を用いリニア走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状がほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて蛇行させるように構成された超音波診断装置を提供する。

この構成により、リニア走査において、受信フォーカスの位置を、送信フォーカス深度では送信ビームから遠ざけ、それよりも浅い部位および深い部位では送信ビームに近づけるように蛇行させることで、合成ビームの形状を直線にすることができる。

本発明は、第2の局面において、配列振動子を用いリニア走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状が、少なくとも前記送信ビームのフォーカス位置より深度の浅い部位においてほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォー

50

カスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて送信方向に対し、斜め直線方向に移動させるように構成された超音波診断装置を提供する。

この構成により、リニア走査において、受信フォーカスの位置を、浅い部位では送信ビームに近く、深い部位では送信ビームより遠ざけることで、合成ビームの形状を直線に近い形にすることができる。

本発明は、第3の局面において、配列振動子を用いセクタ走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状がほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて蛇行させるように構成された超音波診断装置を提供する。

この構成により、セクタ走査において、受信フォーカスの位置を、本来の位置から、送信フォーカス深度では送信ビームから遠ざけ、それよりも浅い部位および深い部位では送信ビームに近づけるように蛇行させることで、合成ビームの形状を直線にすることができる。

本発明は、第4の局面において、配列振動子を用いセクタ走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状が、少なくとも前記送信ビームのフォーカス位置より深度の浅い部位においてほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて送信方向に対し、斜め直線方向に移動させるように構成された超音波診断装置を提供する。

この構成により、セクタ走査において、受信フォーカスの位置を、浅い部位では本来の位置から送信ビームに近く、深い部位では送信ビームより遠ざけることで、合成ビームの形状を直線に近い形にすることができる。

好ましくは、上記本発明に係る各超音波診断装置において、フォーカス点の移動は、配列振動子を構成する各振動子に対応する遅延時間の制御により行なわれる。

この構成により、受信ビームの位置制御をそれぞれの受信における遅延加算時の遅延時間を制御することにより実現することで、容易に合成ビームの形状を直線に近い形にすることができる。

好ましくは、上記本発明に係る各超音波診断装置において、フォーカス点の移動は、配列振動子を構成する各振動子に対応する受信回路のゲインの制御または受信回路のゲインの制御と遅延時間の制御の両方により行なわれる。

この構成により、受信ビームの位置制御を受信ゲインの重み付けを制御することにより実現することで、容易に合成ビームの形状を直線に近い形にすることができる。

好ましくは、上記本発明に係る各超音波診断装置において、配列振動子は2次元配列振動子として構成される。

この構成により、2次元配列振動子を用いて3次元走査を行なう場合にも、受信ビームの位置制御を行なうことで、合成ビームの形状を直線に近い形にすることができる。

本発明によれば、並列受信を行なった場合にも、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画質を得ることができる超音波診断装置を提供することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置におけるリニア走査での送受信ビームの形状と位置関係を示す図である。

図2は、本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置におけるリニア走査での送受信ビームの形状と位置関係を示す図である。

図3は、本発明の実施の形態3に係る超音波診断装置におけるリニア走査での送信ビームとゲイン制御により重み付けされた受信ビームの形状と位置関係を示す図である。

図4Aは、本発明の実施の形態4に係る超音波診断装置におけるセクタ走査での送受信ビームの形状と位置関係を示す図である。

図4Bは、図4Aに対する比較例として従来例におけるセクタ走査での送受信ビームの形状と位置関係を示す図である。

図5Aは、本発明の実施の形態5に係る超音波診断装置における2次元配列振動子を用

いた2次元セクタ走査を行なう場合の送受信ビームの形状と位置関係を示す図である。

図5Bは、図5Aに対する比較例として従来例における2次元配列振動子を用いた2次元セクタ走査を行なう場合の送受信ビームの形状と位置関係を示す図である。

図6は、従来例における並列受信の説明図である。

図7Aは、従来例における並列受信の問題点を説明するための図である。

図7Bは、従来例における並列受信の問題点を説明するための図である。

図8は、本発明の一実施形態に係る、電子セクタ走査方式を採用する超音波診断装置100の概略構成を示すブロック図である。

図9は、ビーム形成器10の構成の一例を示すブロック図である。

図10は、本発明の一実施形態に係る、電子リニア走査方式を採用する超音波診断装置200の概略構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための最良の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態を説明するが、本発明はこれらの実施形態に限定されない。

(電子セクタ走査方式の超音波診断装置)

図8は、本発明の一実施形態に係る、電子セクタ走査方式を採用する超音波診断装置100の概略構成を示すブロック図である。図8に示すように、超音波診断装置100は、配列振動子(振動子1a~1h)、送信回路(送信パルス発生器2a~2hおよび送信トリガ発生器3から構成される)、受信回路(受信アンプ5a~5h、A/Dコンバータ6a~6h、およびビーム形成器10(遅延手段および加算器を含む)から構成される)、制御器4、検波器7、デジタルスキャンコンバータ(DSC: digital scan converter)8、および表示器9を備えている。

電子セクタ走査方式の超音波診断装置100においては、送受信に同じ開口(振動子のアレイのうちで実際に超音波を送受信する部分)を用い、送信および受信ビームの指向性を変えることによって(偏向)、2次元走査を行なう。送信および受信ビームの指向性の操作は、振動子1a~1hへのおよび/またはからの送受信の時間的タイミングをずらすこと(遅延時間の制御)によって行なうことができる。

送信トリガ発生器3は、制御器4による制御下で、ビーム送信のタイミングを決めるトリガ信号を発生する。送信パルス発生器2a~2hは、トリガ信号に基づいて振動子1a~1hを駆動するための送信パルスが発生する。送信パルスは、送信パルス発生器2a~2hでそれぞれ独立したタイミングで発生され、所望の指向性を得る。

また、受信エコーに関しても同様である。図9は、ビーム形成器10の内部構成の一例をより詳しく示したものである。受信ビームのビーム形成器10内には、それぞれの振動子1a~1hで得たエコー信号に所望の遅延をかける可変遅延手段50a~50h、および可変遅延手段50a~50hからの信号を加算して所望の指向性のデータを得る加算器51が含まれている。制御器4の制御のもとに、可変遅延手段50a~50hで各信号のエコー信号に遅延をかけ、加算器51で1つに加算することによって、所望の方向からのエコー信号を得ることができる。

受信時には、このような超音波の位相の制御を超音波エコーの受信中に逐次変化させることが可能である。つまり、受信開始近くでは近距離に焦点を結ぶように位相制御しながら、受信時間の経過とともに焦点を遠方で結ぶようにダイナミックに変化させることができる。これにより、受信ビームを近距離から遠距離まで広い範囲で細くすることができる。これをダイナミックフォーカスと呼ぶ。

このようにして、受信の場合にも遅延時間を制御することによってエコー信号に指向性を持たせることができる。また、受信アンプ5a~5hにおいてゲインを変化させることによって、受信ビームの指向性を変化させることができる。

加算器51において加算された超音波信号は、次いで検波器7において包絡線検波を経た後、DSC8へ送られ、そこで制御器4の制御に基づいて表示器の走査線に変換されたのち、表示器9で2次元画像として表示される。

このように、電子セクタ走査方式の超音波診断装置100では、送信および受信ビーム

の指向性を電氣的に制御することで、被検体の走査部位の２次元画像を得る。

(電子リニア走査方式の超音波診断装置)

一方、図１０は、本発明の一実施形態に係る、電子リニア走査方式を採用する超音波診断装置２００の概略構成を示すブロック図である。図１０に示すように、電子リニア走査方式の超音波診断装置２００では、電子セクタ走査方式の超音波診断装置１００の構成と比較して、振動子１ａ～１ｐと送信パルス発生器２ａ～２ｈ（もしくは受信アンプ５ａ～５ｈ）との間に振動子を選択するための高耐圧スイッチ（HV-MUX: High Voltage Multiplexer）１１ａ～１１ｈがある点が異なる。

HV-MUX１１ａ～１１ｈは、それぞれに割り当てられた２つの振動子のいずれかを選択するための２つのチャンネル（仮にチャンネル１および２とする）を有している。例えば、HV-MUX１１ａは、振動子１ａにつながるチャンネル１と振動子１ｉにつながるチャンネル２とを有しており、制御器４の制御に基づいて、いずれかの振動子を選択することができる。他のHV-MUX１１ｂ～１１ｈについても同様である。

電子リニア走査方式では、電子セクタ走査方式の場合とは異なり、偏向を行なうことなく、送受信の開口の位置を少しずつずらしていくことで２次元走査を行なう。

例えば、最初の送受信において、HV-MUX１１ａ～１１ｈはすべてチャンネル１側に選択されており、振動子１ａ～１ｈで送受信を行なう。次の送受信では、HV-MUX１１ａはチャンネル２に切り替えられる（他は全てチャンネル１のまま）。これにより選択される振動子は１ｂ～１ｉとなり開口が振動子１つ分ずれる。

このようにHV-MUXの切り替えを順次行なうことで、開口を変えながら被検部位を操作することによって、被検部位の２次元画像を得る。

振動子１ａ～１ｐで受ける受信ビームの指向性は、電子セクタ走査方式の場合と同様に、制御器４の制御に基づいて、ビーム形成器１０内の遅延手段において遅延をかけ、加算器５１において加算することによって、変化させることができる。また、受信アンプ５ａ～５ｈにおいてゲインを変化させることによって、受信ビームの指向性を変化させることができる。

加算器５１において加算された超音波信号は、次いで検波器７において包絡線検波を経た後、DSC８へ送られ、そこで制御器４の制御の下に表示器の走査線に変換されたのち、表示器９で２次元画像として表示される。

以上、電子リニア走査方式および電子セクタ走査方式の超音波診断装置の典型的な構成について説明したが、これらは例示に過ぎず、種々のバリエーションが本発明の目的のために同様に使用し得ることは明らかである。

以下、電子リニア走査方式または電子セクタ走査方式のいずれかの超音波診断装置を用いて被検体の２次元画像を得る場合の、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

(実施の形態１)

図１は、本発明の実施の形態１に係る、配列振動子を用いてリニア走査で並列受信を行なう超音波診断装置における送受信ビームの形状と位置関係を示す図である。

図１において、送信ビームが振動子１ｄと１ｅの中間位置に、第１受信ビームが振動子１ｃと１ｄの中間位置に、第２受信ビームが振動子１ｅと１ｆの中間位置にある場合に、第１合成ビームを振動子１ｄの位置に、第２合成ビームを振動子１ｅの位置に配置させたいとする。このとき、第１および第２合成ビームが、送信フォーカス深度付近で送信ビーム側に寄らないように、第１および第２受信ビームは、図１に示すように、送信フォーカスの深度ｄ１付近において、ビーム位置が送信ビームからより離れるように、第１および第２受信ビームの指向性が遅延時間を変えて制御される。これにより、第１および第２合成ビームは、点線で示すように直線となる。

以上のように、本実施の形態によれば、並列受信においても送受信の合成ビームを並行に整列させることができ、その結果、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画像を得ることができる。さらにまた、画像の歪みが少なくなるため、例えばキャリパー機能を用いて長さの計測を行った際に、被検体と探触子の微妙な位置関

係のずれにより、計測されるデータが異なるといった問題がなくなる。

(実施の形態 2)

図 2 は、本発明の実施の形態 2 に係る、配列振動子を用いリニア走査で並列受信を行なう超音波診断装置における送受信ビームの形状と位置関係を示す図である。

図 2 において、送信ビームが振動子 1 d と 1 e の中間位置に、第 1 受信ビームが振動子 1 c と 1 d の中間位置に、第 2 受信ビームが振動子 1 e と 1 f の中間位置にある場合に、第 1 合成ビームを振動子 1 d の位置に、第 2 合成ビームを振動子 1 e の位置に配置させたいとする。このとき、第 1 および第 2 合成ビームが送信フォーカス深度付近で送信ビーム側に寄らないように、第 1 および第 2 受信ビームは、図 2 に示すように、送信フォーカスの深度 d_1 付近において、ビーム位置が送信ビームからより離れるように、第 1 および第 2 受信ビームの指向性が、受信回路の遅延時間を変えることによって制御される。 10

その際の受信ビーム制御は、図 1 の場合とは異なり、図 2 に示したように深度の浅い位置から深い位置に向かって送信ビームから離れていくような直線になるようにし、その結果第 1 および第 2 合成ビームが深度の浅い部位から送信ビームのフォーカス深度にかけて、振動子の配列方向に対して垂直な直線に近くなるように、遅延時間を設定する。送信フォーカスより深い部位においては信号の減衰が大きくなり、画像にシャープさが要求されないことが多いため、第 1 および第 2 合成ビームは必ずしも互いに並行する必要はない。このように受信ビームを直線で制御することで、受信のフォーカス計算が容易になるという利点がある。

以上のように、本実施の形態によれば、並列受信においても送受信の合成ビームを、少なくとも送信ビームのフォーカス深度から深度の浅い位置にかけて並行に整列させることができ、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画像を得ることができる。さらにまた、画像の歪みが少なくなるため、例えばキャリパー機能を用いて長さの計測を行った際に、被検体と探触子の微妙な位置関係のずれにより、計測されるデータが異なるといった問題がなくなる。 20

(実施の形態 3)

図 3 は、本発明の実施の形態 3 に係る、配列振動子を用いリニア走査で並列受信を行なう超音波診断装置における、受信回路のゲインを制御することによる受信フォーカス位置の制御を模式的に示した説明図である。図 3 中、送信ビームと第 1 受信ビームについてのみ例示してあり、第 2 受信ビームは省略されている。 30

図 3 において、振動子 1 a ~ 1 f の上に描かれた太線 A 1、A 2、A 3 は、それぞれの振動子に対応した受信回路のゲイン、すなわち重み付けを表している。例えば、太線 A 1 についてみれば、振動子 1 a の位置に対応する太線部分よりも振動子 1 c の位置に対応する太線部分のほうが、より紙面上部に位置しているが、これは振動子 1 c のほうが振動子 1 a よりも受信回路のゲインが高いことを示す。また、ビーム深度の浅い位置から深い位置へ向かって順に A 1、A 2、および A 3 が示されているが、これは、A 1 ~ A 3 のそれぞれが、その深度における受信ビームの受信回路のゲインに対応していることを示すためである。

A 1 および A 3 に示されるように、ビーム深度の浅い部位および深い部位では、重み付けは左右均等であり、したがって、受信ビームの位置は第 1 受信開口の中心から振動子の配列方向に対して垂直な直線上となる。これに対し、送信ビームのフォーカス深度においては、重み付け A 2 は左に偏っており、受信ビームの位置は左に寄り、送信ビームから離れる。 40

したがって、全体として第 1 受信ビームの指向性は、図 3 に示すような送信ビームのフォーカス深度付近で送信ビームから離れて蛇行した形となり、第 1 受信ビームと送信ビームとの合成ビームは、振動子 1 d 付近から振動子の配列方向に対して垂直な直線上に位置するようになる。第 2 受信ビーム（不図示）と送信ビームとの合成ビームについても、同様である。なお、このような受信ビームの重み付けの調節は、制御器 4 の制御の下で受信アンプ 5 a ~ 5 h（図 10 を参照）によって行なわれ得る。

以上のように、本実施の形態によれば、送受信の合成ビームの形状はほぼ直線に保たれ 50

、並列に整列させることができるので、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画像を得ることができる。さらにまた、画像の歪みが少なくなるため、例えばキャリパー機能を用いて長さの計測を行った際に、被検体と探触子の微妙な位置関係のずれにより、計測されるデータが異なるといった問題がなくなる。

なお、本実施形態では、受信回路のゲインを調節することによって、受信ビームの指向性を調節する例を示したが、受信回路のゲインおよび受信回路の遅延時間の両方を制御することによって、受信ビームの指向性を調節してもよい（他の実施形態においても同様）。

（実施の形態 4）

図 4 A は、本発明の実施の形態 4 に係る、配列振動子を用いてセクタ走査で並列受信を行なう超音波診断装置における受信ビームの制御を模式的に示す説明図であり、図 4 B は、比較例として従来の配列振動子を用いてセクタ走査で並列受信を行なう超音波診断装置における受信ビームの制御を模式的に示す図である。

セクタ走査では、送信開口と受信開口の開口中心位置は同一である。図 4 B に示す従来例では、第 1 および第 2 受信ビームが直線であるために、送受信の第 1 および第 2 合成ビーム（点線）は、送信のフォーカス深度において送信ビームに近づくようなカーブになっている。

これに対して、図 4 A に示す本実施の形態では、送受信の第 1 および第 2 合成ビームが図中点線で示すような直線となるように、第 1 および第 2 受信ビームが、送信ビームのフォーカス深度において、従来例に比較して送信ビームから離れるように、受信ビームの遅延加算時の遅延時間を制御する。

以上のように、本実施の形態によれば、合成ビームの間隔を等間隔にすることができ、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画像を得ることができる。さらにまた、画像の歪みが少なくなるため、例えばキャリパー機能を用いて長さの計測を行った際に、被検体と探触子の微妙な位置関係のずれにより、計測されるデータが異なるといった問題がなくなる。

（実施の形態 5）

図 5 A は、本発明の実施の形態 5 に係る超音波診断装置における 2 次元配列振動子を用いた 2 次元セクタ走査における受信ビームの制御を模式的に示す説明図であり、図 5 B は、比較例として従来の超音波診断装置における受信ビームの制御を模式的に示す図である。

セクタ走査では、送信開口と受信開口の開口中心位置は同一である。図 5 B に示す従来例では、第 1 から第 4 受信ビームが直線であるために、送受信の合成ビームは、送信のフォーカス深度において送信ビームに近づくようなカーブになる。

これに対して、図 5 A に示す本実施の形態では、送受信の合成ビームが直線となるように、第 1 から第 4 受信ビームが送信ビームのフォーカス深度において、従来例に比較して送信ビームから離れるように受信ビームの遅延加算時の遅延時間を制御する。

以上のように、本実施の形態によれば、合成ビームの間隔を等間隔にすることができ、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画像を得ることができる。さらにまた、画像の歪みが少なくなるため、例えばキャリパー機能を用いて長さの計測を行った際に、被検体と探触子の微妙な位置関係のずれにより、計測されるデータが異なるといった問題がなくなる。

なお、本実施の形態では、2 次元ともにセクタ走査を行なう場合について例示および説明したが、1 次元がセクタ走査で、もう 1 次元がリニア走査の場合にも同じような手法を適用することができる。

【産業上の利用可能性】

本発明に係る超音波診断装置は、並列受信を行なった場合にも合成ビームが直線になるように制御することで、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画質を得ることができるという利点を有し、医療等の用途に適用できる。

【図 6】

図 8

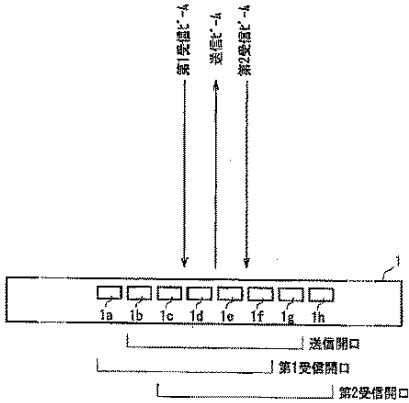


図 7A

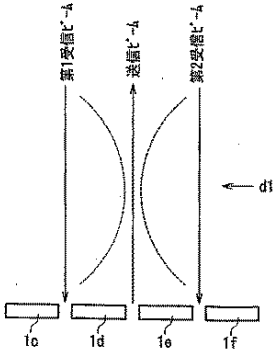
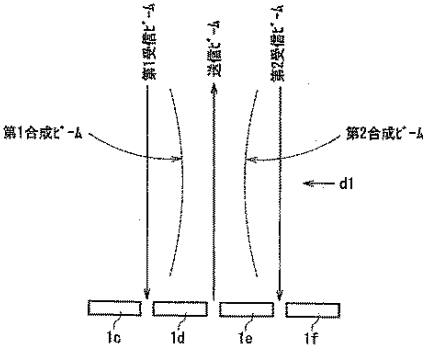


図 7B



【図 8】

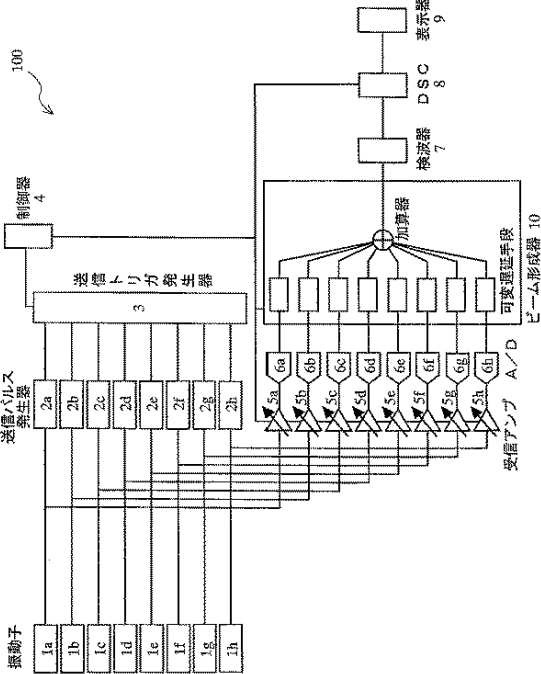
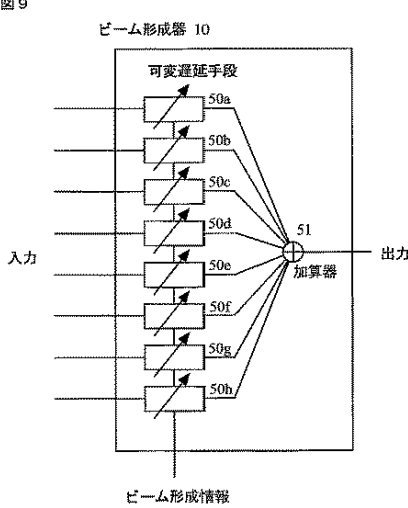
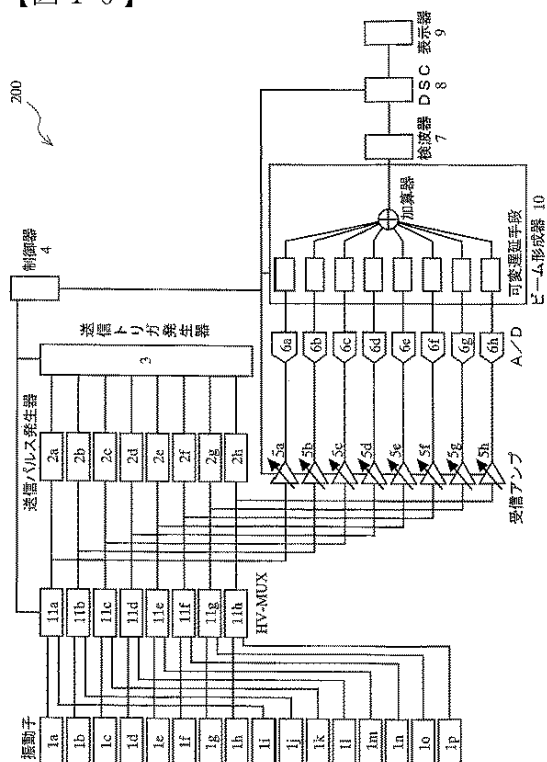


図 8

【図 9】



○
↑
✕



【請求項 1】

【請求項 4】

並列受信を行なう超音波診断装置であって、配列振動子を用いセクタ走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状が、少なくとも前記送信ビームのフォーカス位置より深度の浅い部位においてほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて送信方向に対し、斜め直線方向に移動させるように構成された、超音波診断装置。

【請求項 5】

前記フォーカス点の移動は、前記配列振動子を構成する各振動子に対応する遅延時間の制御により行なわれる請求項 1 から 4 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記フォーカス点の移動は、前記配列振動子を構成する各振動子に対応する受信回路のゲインの制御または前記受信回路のゲインの制御と遅延時間の制御の両方により行なわれる請求項 1 から 4 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記配列振動子は 2 次元配列振動子である請求項 3 から 6 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、配列振動子により送受信を行ない被検体内の情報を得るための超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

配列振動子を用いて被検体内に超音波の送受信を繰り返し行なうことで、被検体内の情報を 2 次元画像として得る超音波診断装置の原理はすでに公知のものとなっている。

【0003】

超音波ビームを 2 次元面上で走査して構成される断層画像をフレームといい、このフレームが 1 秒間に何断面表示できるかを表す指標をフレームレートという。例えば、フレームレートが 15 frame/s とは、1 秒間に 15 断面分の断層像が得られることを意味する。人間の目の特性から、 30 frame/s より小さなフレームレートでは画像がちらついて見えることが知られている。表示フレームレートは、超音波の生体内での音速、1 画面を構成する超音波ラインの本数、走査深度等によって決定される。

【0004】

表示フレームレートを向上するための方法として、並列受信方式が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。以下、この従来例について、図 6、図 7 A および図 7 B を参照して説明する。

【0005】

図 6 は、従来例における並列受信方式を説明するための、配列振動子の構成を示す図である。図 6 において、配列振動子 1 において複数の振動子が並んでおり、その中で送受信に使用している振動子 1 a ～ 1 h が示されている。

【0006】

送信ビームの形成には振動子 1 b ～ 1 g が使用され、図示されない被検体内に超音波を放射する。送信ビームは、振動子 1 d と 1 e の中間位置から振動子の配列方向に対し垂直な直線上に位置する。この例において、受信には送信ビームを挟み並行な 2 つの直線上の各点からの情報を受信するため、2 通りの受信ビーム（第 1 および第 2 受信ビーム）が形成される。第 1 受信開口として振動子 1 a ～ 1 f を用いて第 1 受信ビームが、第 2 受信開

口として振動子 1 c ~ 1 h を用いて第 2 受信ビームが形成される。第 1 受信ビームは振動子 1 c と 1 d の中間位置から、第 2 受信ビームは振動子 1 e と 1 f の中間位置から、それぞれ振動子の配列方向に対して垂直な直線上に位置する。

【0007】

この結果、送信ビーム—第 1 受信ビームによる送受信の指向性は振動子 1 d の位置から振動子の配列方向に対して垂直方向に、送信ビーム—第 2 受信ビームによる送受信の指向性は振動子 1 e の位置から振動子の配列方向に対して垂直方向に位置することになる。

【0008】

このようにして、1 本の送信ビームに対し、2 本の受信ビームで順次に走査を行なうことで、1 本の送信ビームに対し、1 本の受信ビームで順次走査を行なう場合と比較して、画面 1 枚あたりの画像データの取り込み時間を短縮することができ、フレームレートを向上することができる。

【0009】

上記の従来例においては、送信と受信の開口位置をずらすことにより、送信と受信のビーム位置をずらしたが、送受信に同一の開口を用い、受信ビームを偏向させることによって並列受信を行なうことも可能である。

【0010】

以上の説明はリニア走査によるものであるが、電子セクタ走査においても同じ原理により並列受信が可能である。セクタ走査の場合は、送受信に同一の開口を用い、ビームの偏向角度を送信ビームおよび複数の受信ビームの両方について変えることにより、並列受信を行なう（例えば、特許文献 2 参照）。

【特許文献 1】特公昭 56-020017 号公報

【特許文献 2】特開 2000-254120 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、実際には、図 6 に示す従来例において、第 1 および第 2 受信ビームについては、ダイナミックフォーカスにより常にビームが細く絞られているが、送信ビームについては、図 7 A に点線で示すように、焦点付近 d 1 ではビームが絞られるが、それより浅い部位、深い部位ではビームが拡がっている。

【0012】

このため、送信ビームと第 1 受信ビームとの第 1 合成ビーム、および送信ビームと第 2 受信ビームとの第 2 合成ビームは、図 7 B に点線で示すように、送信ビームの焦点付近では送信ビーム側に寄り、それより浅い部位、深い部位では第 1 および第 2 受信ビーム側に寄るため、第 1 および第 2 合成ビームが並行にならず、画像として表示した際に、表示画像に縞模様が生じるという問題があった。

【0013】

本発明は、この問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、並列受信を行なった場合に、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画質を得ることができる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

前記の目的を達成するため、本発明は、並列受信を行なう超音波診断装置において、受信ビームの指向性を制御して受信ビームの形状を送信ビームに並行とならないようにすることによって、合成ビームを直線にする超音波診断装置を提供する。

【0015】

本発明は、第 1 の局面において、配列振動子を用いリニア走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状がほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて蛇行させるように構成された超音波診断装置を提供する。

【0016】

この構成により、リニア走査において、受信フォーカスの位置を、送信フォーカス深度では送信ビームから遠ざけ、それよりも浅い部位および深い部位では送信ビームに近づけるように蛇行させることで、合成ビームの形状を直線にすることができる。

【0017】

本発明は、第2の局面において、配列振動子を用いリニア走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状が、少なくとも前記送信ビームのフォーカス位置より深度の浅い部位においてほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて送信方向に対し、斜め直線方向に移動させるように構成された超音波診断装置を提供する。

【0018】

この構成により、リニア走査において、受信フォーカスの位置を、浅い部位では送信ビームに近く、深い部位では送信ビームより遠ざけることで、合成ビームの形状を直線に近い形にすることができる。

【0019】

本発明は、第3の局面において、配列振動子を用いセクタ走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状がほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて蛇行させるように構成された超音波診断装置を提供する。

【0020】

この構成により、セクタ走査において、受信フォーカスの位置を、本来の位置から、送信フォーカス深度では送信ビームから遠ざけ、それよりも浅い部位および深い部位では送信ビームに近づけるように蛇行させることで、合成ビームの形状を直線にすることができる。

【0021】

本発明は、第4の局面において、配列振動子を用いセクタ走査で並列受信を行なう際に、受信ビームと送信ビームとの合成ビームの形状が、少なくとも前記送信ビームのフォーカス位置より深度の浅い部位においてほぼ直線状になるように、受信ダイナミックフォーカスのフォーカス点の移動軌跡を送信フォーカスの位置に関連させて送信方向に対し、斜め直線方向に移動させるように構成された超音波診断装置を提供する。

【0022】

この構成により、セクタ走査において、受信フォーカスの位置を、浅い部位では本来の位置から送信ビームに近く、深い部位では送信ビームより遠ざけることで、合成ビームの形状を直線に近い形にすることができる。

【0023】

好ましくは、上記本発明に係る各超音波診断装置において、フォーカス点の移動は、配列振動子を構成する各振動子に対応する遅延時間の制御により行なわれる。

【0024】

この構成により、受信ビームの位置制御をそれぞれの受信における遅延加算時の遅延時間を制御することにより実現することで、容易に合成ビームの形状を直線に近い形にすることができる。

【0025】

好ましくは、上記本発明に係る各超音波診断装置において、フォーカス点の移動は、配列振動子を構成する各振動子に対応する受信回路のゲインの制御または受信回路のゲインの制御と遅延時間の制御の両方により行なわれる。

【0026】

この構成により、受信ビームの位置制御を受信ゲインの重み付けを制御することにより実現することで、容易に合成ビームの形状を直線に近い形にすることができる。

【0027】

好ましくは、上記本発明に係る各超音波診断装置において、配列振動子は2次元配列振

動子として構成される。

【0028】

この構成により、2次元配列振動子を用いて3次元走査を行なう場合にも、受信ビームの位置制御を行なうことで、合成ビームの形状を直線に近い形にすることができる。

【0029】

本発明によれば、並列受信を行なった場合にも、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画質を得ることができる超音波診断装置を提供することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態を説明するが、本発明はこれらの実施形態に限定されない。

【0031】

(電子セクタ走査方式の超音波診断装置)

図8は、本発明の一実施形態に係る、電子セクタ走査方式を採用する超音波診断装置100の概略構成を示すブロック図である。図8に示すように、超音波診断装置100は、配列振動子(振動子1a~1h)、送信回路(送信パルス発生器2a~2hおよび送信トリガ発生器3から構成される)、受信回路(受信アンプ5a~5h、A/Dコンバータ6a~6h、およびビーム形成器10(遅延手段および加算器を含む)から構成される)、制御器4、検波器7、デジタルスキャンコンバータ(DSC: digital scan converter)8、および表示器9を備えている。

【0032】

電子セクタ走査方式の超音波診断装置100においては、送受信に同じ開口(振動子のアレイのうち実際に超音波を送受信する部分)を用い、送信および受信ビームの指向性を変えることによって(偏向)、2次元走査を行なう。送信および受信ビームの指向性の操作は、振動子1a~1hへのおよび/またはからの送受信の時間的タイミングをずらすこと(遅延時間の制御)によって行なうことができる。

【0033】

送信トリガ発生器3は、制御器4による制御下で、ビーム送信のタイミングを決めるトリガ信号を発生する。送信パルス発生器2a~2hは、トリガ信号に基づいて振動子1a~1hを駆動するための送信パルスが発生する。送信パルスは、送信パルス発生器2a~2hでそれぞれ独立したタイミングで発生され、所望の指向性を得る。

【0034】

また、受信エコーに関しても同様である。図9は、ビーム形成器10の内部構成の一例をより詳しく示したものである。受信ビームのビーム形成器10内には、それぞれの振動子1a~1hで得たエコー信号に所望の遅延をかける可変遅延手段50a~50h、および可変遅延手段50a~50hからの信号を加算して所望の指向性のデータを得る加算器51が含まれている。制御器4の制御のもとに、可変遅延手段50a~50hで各信号のエコー信号に遅延をかけ、加算器51で1つに加算することによって、所望の方向からのエコー信号を得ることができる。

【0035】

受信時には、このような超音波の位相の制御を超音波エコーの受信中に逐次変化させることが可能である。つまり、受信開始近くでは近距離に焦点を結ぶように位相制御しながら、受信時間の経過とともに焦点を遠方で結ぶようにダイナミックに変化させることができる。これにより、受信ビームを近距離から遠距離まで広い範囲で細くすることができる。これをダイナミックフォーカスと呼ぶ。

【0036】

このようにして、受信の場合にも遅延時間を制御することによってエコー信号に指向性を持たせることができる。また、受信アンプ5a~5hにおいてゲインを変化させることによって、受信ビームの指向性を変化させることができる。

【0037】

加算器51において加算された超音波信号は、次いで検波器7において包絡線検波を経た後、DSC8へ送られ、そこで制御器4の制御に基づいて表示器の走査線に変換されたのち、表示器9で2次元画像として表示される。

【0038】

このように、電子セクタ走査方式の超音波診断装置100では、送信および受信ビームの指向性を電氣的に制御することで、被検体の走査部位の2次元画像を得る。

【0039】

(電子リニア走査方式の超音波診断装置)

一方、図10は、本発明の一実施形態に係る、電子リニア走査方式を採用する超音波診断装置200の概略構成を示すブロック図である。図10に示すように、電子リニア走査方式の超音波診断装置200では、電子セクタ走査方式の超音波診断装置100の構成と比較して、振動子1a~1pと送信パルス発生器2a~2h（もしくは受信アンプ5a~5h）との間に振動子を選択するための高耐圧スイッチ（HV-MUX: High Voltage Multiplexer）11a~11hがある点が異なる。

【0040】

HV-MUX11a~11hは、それぞれに割り当てられた2つの振動子のいずれかを選択するための2つのチャンネル（仮にチャンネル1および2とする）を有している。例えば、HV-MUX11aは、振動子1aにつながるチャンネル1と振動子1iにつながるチャンネル2とを有しており、制御器4の制御に基づいて、いずれかの振動子を選択することができる。他のHV-MUX11b~11hについても同様である。

【0041】

電子リニア走査方式では、電子セクタ走査方式の場合とは異なり、偏向を行なうことなく、送受信の開口の位置を少しずつずらしていくことで2次元走査を行なう。

【0042】

例えば、最初の送受信において、HV-MUX11a~11hはすべてチャンネル1側を選択されており、振動子1a~1hで送受信を行なう。次の送受信では、HV-MUX11aはチャンネル2に切り替えられる（他は全てチャンネル1のまま）。これにより選択される振動子は1b~1iとなり開口が振動子1つ分ずれる。

【0043】

このようにHV-MUXの切り替えを順次行なうことで、開口を変えながら被検部位を走査することによって、被検部位の2次元画像を得る。

【0044】

振動子1a~1pで受ける受信ビームの指向性は、電子セクタ走査方式の場合と同様に、制御器4の制御に基づいて、ビーム形成器10内の遅延手段において遅延をかけ、加算器51において加算することによって、変化させることができる。また、受信アンプ5a~5hにおいてゲインを変化させることによって、受信ビームの指向性を変化させることができる。

【0045】

加算器51において加算された超音波信号は、次いで検波器7において包絡線検波を経た後、DSC8へ送られ、そこで制御器4の制御の下に表示器の走査線に変換されたのち、表示器9で2次元画像として表示される。

【0046】

以上、電子リニア走査方式および電子セクタ走査方式の超音波診断装置の典型的な構成について説明したが、これらは例示に過ぎず、種々のバリエーションが本発明の目的のために同様に使用し得ることは明らかである。

【0047】

以下、電子リニア走査方式または電子セクタ走査方式のいずれかの超音波診断装置を用いて被検体の2次元画像を得る場合の、本発明の好適な実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

【0048】

(実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1に係る、配列振動子を用いてリニア走査で並列受信を行なう超音波診断装置における送受信ビームの形状と位置関係を示す図である。

【0049】

図1において、送信ビームが振動子1dと1eの中間位置に、第1受信ビームが振動子1cと1dの中間位置に、第2受信ビームが振動子1eと1fの中間位置にある場合に、第1合成ビームを振動子1dの位置に、第2合成ビームを振動子1eの位置に配置させたいとする。このとき、第1および第2合成ビームが、送信フォーカス深度付近で送信ビーム側に寄らないように、第1および第2受信ビームは、図1に示すように、送信フォーカスの深度d1付近において、ビーム位置が送信ビームからより離れるように、第1および第2受信ビームの指向性が遅延時間を変えて制御される。これにより、第1および第2合成ビームは、点線で示すように直線となる。

【0050】

以上のように、本実施の形態によれば、並列受信においても送受信の合成ビームを並行に整列させることができ、その結果、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画像を得ることができる。さらにまた、画像の歪みが少なくなるため、例えばキャリパー機能を用いて長さの計測を行った際に、被検体と探触子の微妙な位置関係のずれにより、計測されるデータが異なるといった問題がなくなる。

【0051】

(実施の形態2)

図2は、本発明の実施の形態2に係る、配列振動子を用いリニア走査で並列受信を行なう超音波診断装置における送受信ビームの形状と位置関係を示す図である。

【0052】

図2において、送信ビームが振動子1dと1eの中間位置に、第1受信ビームが振動子1cと1dの中間位置に、第2受信ビームが振動子1eと1fの中間位置にある場合に、第1合成ビームを振動子1dの位置に、第2合成ビームを振動子1eの位置に配置させたいとする。このとき、第1および第2合成ビームが送信フォーカス深度付近で送信ビーム側に寄らないように、第1および第2受信ビームは、図2に示すように、送信フォーカスの深度d1付近において、ビーム位置が送信ビームからより離れるように、第1および第2受信ビームの指向性が、受信回路の遅延時間を変えることによって制御される。

【0053】

その際の受信ビーム制御は、図1の場合とは異なり、図2に示したように深度の浅い位置から深い位置に向かって送信ビームから離れていくような直線になるようにし、その結果第1および第2合成ビームが深度の浅い部位から送信ビームのフォーカス深度にかけて、振動子の配列方向に対して垂直な直線に近くなるように、遅延時間を設定する。送信フォーカスより深い部位においては信号の減衰が大きくなり、画像にシャープさが要求されないことが多いため、第1および第2合成ビームは必ずしも互いに並行する必要はない。このように受信ビームを直線で制御することで、受信のフォーカス計算が容易になるという利点がある。

【0054】

以上のように、本実施の形態によれば、並列受信においても送受信の合成ビームを、少なくとも送信ビームのフォーカス深度から深度の浅い位置にかけて並行に整列させることができ、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画像を得ることができる。さらにまた、画像の歪みが少なくなるため、例えばキャリパー機能を用いて長さの計測を行った際に、被検体と探触子の微妙な位置関係のずれにより、計測されるデータが異なるといった問題がなくなる。

【0055】

(実施の形態3)

図3は、本発明の実施の形態3に係る、配列振動子を用いリニア走査で並列受信を行な

う超音波診断装置における、受信回路のゲインを制御することによる受信フォーカス位置の制御を模式的に示した説明図である。図3中、送信ビームと第1受信ビームについてのみ例示してあり、第2受信ビームは省略されている。

【0056】

図3において、振動子1a～1fの上に描かれた太線A1、A2、A3は、それぞれの振動子に対応した受信回路のゲイン、すなわち重み付けを表している。例えば、太線A1についてみれば、振動子1aの位置に対応する太線部分よりも振動子1cの位置に対応する太線部分のほうが、より紙面上部に位置しているが、これは振動子1cのほうが振動子1aよりも受信回路のゲインが高いことを示す。また、ビーム深度の浅い位置から深い位置へ向かって順にA1、A2、およびA3が示されているが、これは、A1～A3のそれぞれが、その深度における受信ビームの受信回路のゲインに対応していることを示すためである。

【0057】

A1およびA3に示されるように、ビーム深度の浅い部位および深い部位では、重み付けは左右均等であり、したがって、受信ビームの位置は第1受信開口の中心から振動子の配列方向に対して垂直な直線上となる。これに対し、送信ビームのフォーカス深度においては、重み付けA2は左に偏っており、受信ビームの位置は左に寄り、送信ビームから離れる。

【0058】

したがって、全体として第一受信ビームの指向性は、図3に示すような送信ビームのフォーカス深度付近で送信ビームから離れて蛇行した形となり、第一受信ビームと送信ビームとの合成ビームは、振動子1d付近から振動子の配列方向に対して垂直な直線上に位置するようになる。第2受信ビーム（不図示）と送信ビームとの合成ビームについても、同様である。なお、このような受信ビームの重み付けの調節は、制御器4の制御の下で受信アンプ5a～5h（図10を参照）によって行なわれ得る。

【0059】

以上のように、本実施の形態によれば、送受信の合成ビームの形状はほぼ直線に保たれ、並列に整列させることができるので、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画像を得ることができる。さらにまた、画像の歪みが少なくなるため、例えばキャリパー機能を用いて長さの計測を行った際に、被検体と探触子の微妙な位置関係のずれにより、計測されるデータが異なるといった問題がなくなる。

【0060】

なお、本実施形態では、受信回路のゲインを調節することによって、受信ビームの指向性を調節する例を示したが、受信回路のゲインおよび受信回路の遅延時間の両方を制御することによって、受信ビームの指向性を調節してもよい（他の実施形態においても同様）。

【0061】

（実施の形態4）

図4Aは、本発明の実施の形態4に係る、配列振動子を用いてセクタ走査で並列受信を行なう超音波診断装置における受信ビームの制御を模式的に示す説明図であり、図4Bは、比較例として従来の配列振動子を用いてセクタ走査で並列受信を行なう超音波診断装置における受信ビームの制御を模式的に示す図である。

【0062】

セクタ走査では、送信開口と受信開口の開口中心位置は同一である。図4Bに示す従来例では、第1および第2受信ビームが直線であるために、送受信の第1および第2合成ビーム（点線）は、送信のフォーカス深度において送信ビームに近づくようなカーブになっている。

【0063】

これに対して、図4Aに示す本実施の形態では、送受信の第1および第2合成ビームが図中点線で示すような直線となるように、第1および第2受信ビームが、送信ビームのフ

フォーカス深度において、従来例に比較して送信ビームから離れるように、受信ビームの遅延加算時の遅延時間を制御する。

【0064】

以上のように、本実施の形態によれば、合成ビームの間隔を等間隔にすることができ、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画像を得ることができる。さらにまた、画像の歪みが少なくなるため、例えばキャリパー機能を用いて長さの計測を行った際に、被検体と探触子の微妙な位置関係のずれにより、計測されるデータが異なるといった問題がなくなる。

【0065】

(実施の形態5)

図5Aは、本発明の実施の形態5に係る超音波診断装置における2次元配列振動子を用いた2次元セクタ走査における受信ビームの制御を模式的に示す説明図であり、図5Bは、比較例として従来の超音波診断装置における受信ビームの制御を模式的に示す図である。

。

【0066】

セクタ走査では、送信開口と受信開口の開口中心位置は同一である。図5Bに示す従来例では、第1から第4受信ビームが直線であるために、送受信の合成ビームは、送信のフォーカス深度において送信ビームに近づくようなカーブになる。

【0067】

これに対して、図5Aに示す本実施の形態では、送受信の合成ビームが直線となるように、第1から第4受信ビームが送信ビームのフォーカス深度において、従来例に比較して送信ビームから離れるように受信ビームの遅延加算時の遅延時間を制御する。

【0068】

以上のように、本実施の形態によれば、合成ビームの間隔を等間隔にすることができ、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画像を得ることができる。さらにまた、画像の歪みが少なくなるため、例えばキャリパー機能を用いて長さの計測を行った際に、被検体と探触子の微妙な位置関係のずれにより、計測されるデータが異なるといった問題がなくなる。

【0069】

なお、本実施の形態では、2次元ともにセクタ走査を行なう場合について例示および説明したが、1次元がセクタ走査で、もう1次元がリニア走査の場合にも同じような手法を適用することができる。

【産業上の利用可能性】

【0070】

本発明に係る超音波診断装置は、並列受信を行なった場合にも合成ビームが直線になるように制御することで、表示画像における縞模様の発生を防止し、画像の歪みが少ない良好な画質を得ることができるという利点を有し、医療等の用途に適用できる。

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】 本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置におけるリニア走査での送受信ビームの形状と位置関係を示す図

【図2】 本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置におけるリニア走査での送受信ビームの形状と位置関係を示す図

【図3】 本発明の実施の形態3に係る超音波診断装置におけるリニア走査での送信ビームとゲイン制御により重み付けされた受信ビームの形状と位置関係を示す図

【図4A】 本発明の実施の形態4に係る超音波診断装置におけるセクタ走査での送受信ビームの形状と位置関係を示す図

【図4B】 図4Aに対する比較例として従来例におけるセクタ走査での送受信ビームの形状と位置関係を示す図

【図5A】 本発明の実施の形態5に係る超音波診断装置における2次元配列振動子を用い

た２次元セクタ走査を行なう場合の送受信ビームの形状と位置関係を示す図

【図５Ｂ】図５Ａに対する比較例として従来例における２次元配列振動子を用いた２次元セクタ走査を行なう場合の送受信ビームの形状と位置関係を示す図

【図６】従来例における並列受信の説明図

【図７Ａ】従来例における並列受信の問題点を説明するための図

【図７Ｂ】従来例における並列受信の問題点を説明するための図

【図８】本発明の一実施形態に係る、電子セクタ走査方式を採用する超音波診断装置１００の概略構成を示すブロック図

【図９】ビーム形成器１０の構成の一例を示すブロック図

【図１０】本発明の一実施形態に係る、電子リニア走査方式を採用する超音波診断装置２００の概略構成を示すブロック図

【符号の説明】

【００７２】

- １ 振動子
- ２ 送信パルス発生器
- ３ 送信トリガ発生器
- ４ 制御器
- ５ 受信アンプ
- ６ Ａ／Ｄコンバータ
- ７ 検波器
- ８ ＤＳＣ
- ９ 表示器
- １０ ビーム形成器
- １１ ＨＶ－ＭＵＸ
- ５０ 可変遅延手段
- ５１ 加算器
- １００，２００ 超音波診断装置

【手続補正３】

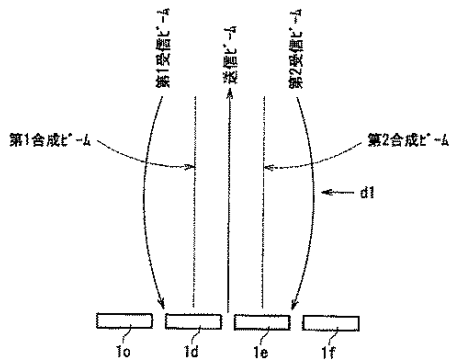
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

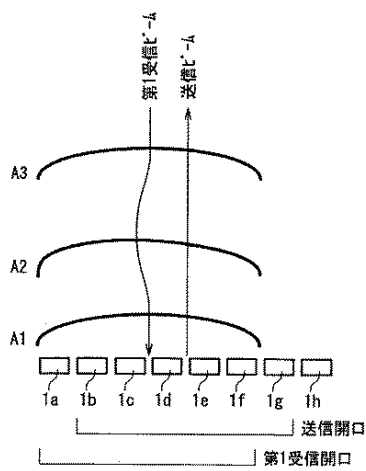
【補正方法】変更

【補正の内容】

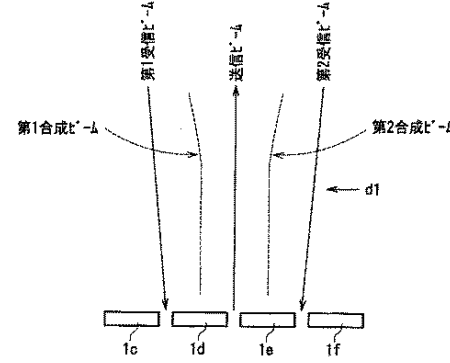
【図 1】



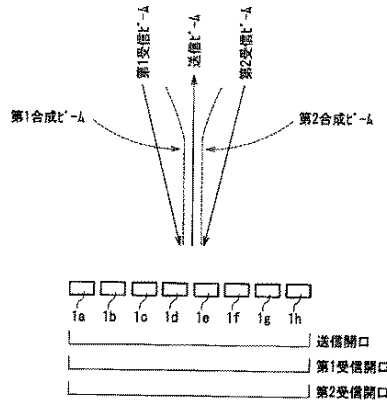
【図 3】



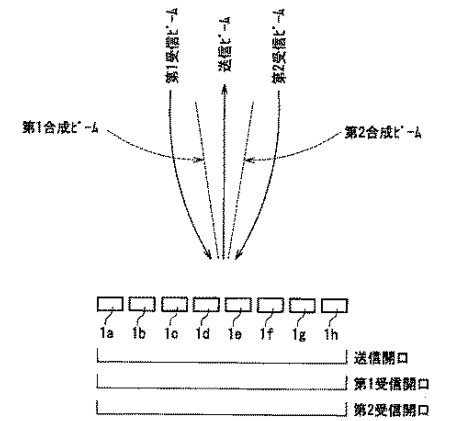
【図 2】



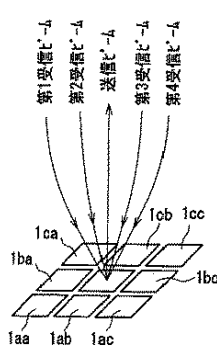
【図 4 B】



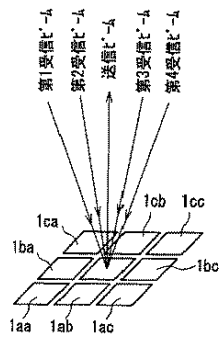
【図 4 A】



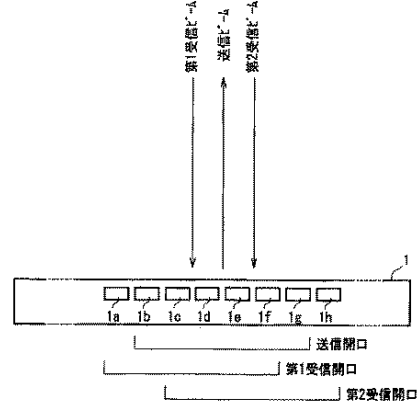
【図 5 A】



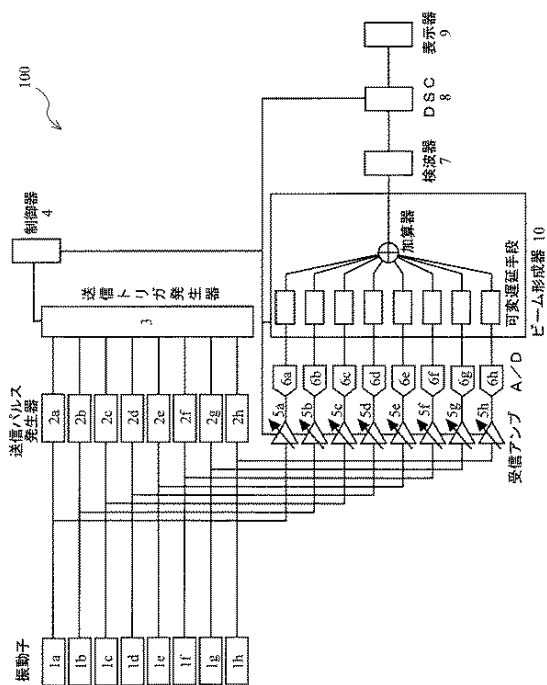
【図 5 B】



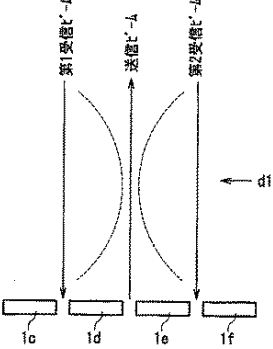
【図 6】



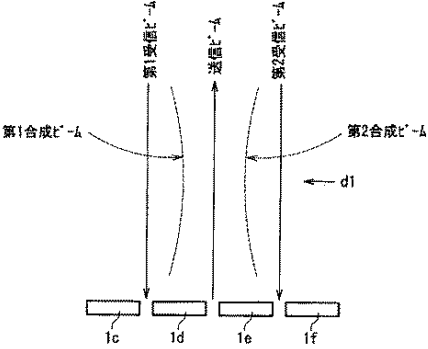
【図 8】



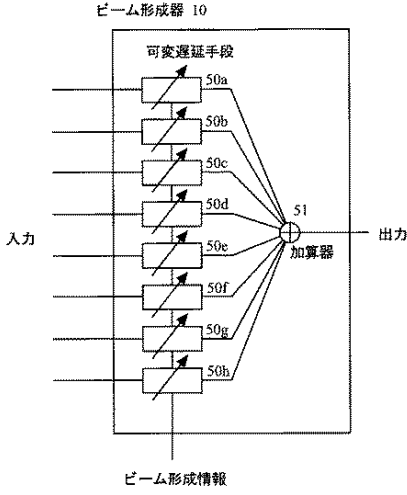
【図 7 A】



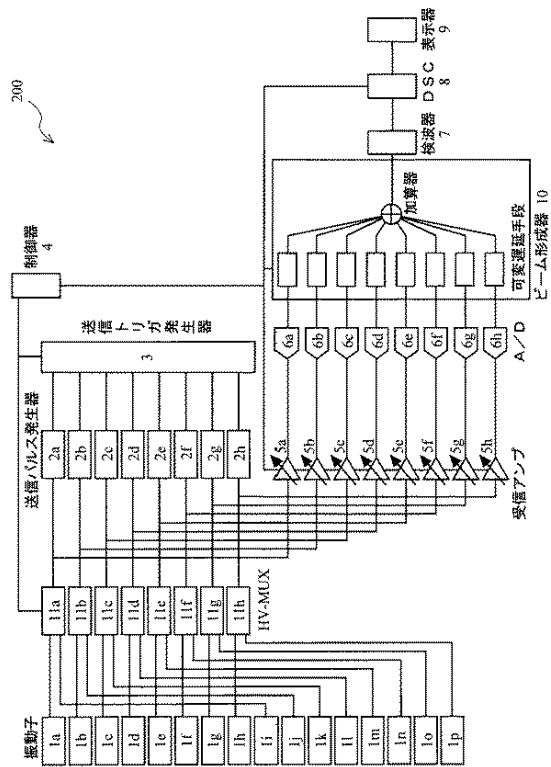
【図 7 B】



【図 9】



【図 10】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2004/011681
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl ⁷ A61B8/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl ⁷ A61B8/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 7-327991 A (Hewlett-Packard Co.), 19 December, 1995 (19.12.95), Column 5, lines 33 to 41; column 15, line 17 to column 16, line 37; Figs. 1, 9 & US 5462057 A & DE 19505501 A1	3, 5, 7 1, 6
Y	JP 6-22965 A (Acuson Corp.), 01 February, 1994 (01.02.94), Column 11, lines 10 to 37; column 19, lines 9 to 33; Figs. 18, 19 & US 5148810 A	1, 6
A	JP 10-506802 A (Acuson Corp.), 07 July, 1998 (07.07.98), Page 22, lines 12 to 20; Fig. 7 & WO 96/03921 A1	1-7
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 04 November, 2004 (04.11.04)		Date of mailing of the international search report 22 November, 2004 (22.11.04)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/011681

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 3-155843 A (Toshiba Corp.), 03 July, 1991 (03.07.91), Page 4, lower right column, line 2 to page 5, upper left column, line 10; Fig. 3 (Family: none)	1-7
A	JP 4-254754 A (Hitachi, Ltd.), 10 September, 1992 (10.09.92), Column 2, lines 3 to 26; Figs. 1, 2 (Family: none)	7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2004/011681	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))			
Int. Cl ⁷ A61B8/00			
B. 調査を行った分野			
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))			
Int. Cl ⁷ A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの			
日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2004年 日本国登録実用新案公報 1994-2004年 日本国実用新案登録公報 1996-2004年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
X	J P 7-327991 A (ヒューレット・パッカード・カンパニー)	3, 5, 7	
Y	1995. 12. 19 第5欄第33-41行目、第15欄第17行目-第16欄第37行目、 図1, 9 & US 5462057 A & DE 19505501 A1	1, 6	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 04. 11. 2004		国際調査報告の発送日 22.11.2004	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 右高 孝幸 2W 9808 電話番号 03-3581-1101 内線 3290	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2004/011681
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 6-22965 A (アキュサン コーポレーション) 1994. 02. 01 第11欄第10-37行目、第19欄第9-33行目、図18, 19 & US 5148810 A	1, 6
A	JP 10-506802 A (アキュソン コーポレーション) 1998. 07. 07 第22頁第12-20行目、図7 & WO 96/03921 A1	1-7
A	JP 3-155843 A (株式会社東芝) 1991. 07. 03 第4頁右下欄第2行目-第5頁左上欄第10行目、第3図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 4-254754 A (株式会社日立製作所) 1992. 09. 10 第2欄第3-26行目、図1, 2 (ファミリーなし)	7

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2005016150A1	公开(公告)日	2006-10-12
申请号	JP2005513183	申请日	2004-08-06
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	西垣森緒		
发明人	西垣 森緒		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52046 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/EE04 4C601/HH24 4C601/HH28 4C601/HH30 4C601/HH31		
优先权	2003293547 2003-08-14 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明，提供了一种超声诊断设备，其蜿蜒于接收焦点位置，使得接收焦点位置在发射焦点深度d1处远离发射光束，并且在较浅区域中更接近发射光束。比深度d1更深，从而使第一和第二合成光束的形状成为直线，从而防止显示图像中的条纹图案被生成并且能够获得具有减少的图像失真的优选图像质量，即使当执行并行接收。

