

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2012-139256
(P2012-139256A)

(43) 公開日 平成24年7月26日(2012.7.26)

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

F I
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 請求項の数 4 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2010-292126 (P2010-292126)	(71) 出願人	303000420
(22) 出願日	平成22年12月28日 (2010.12.28)		コニカミノルタエムジー株式会社
			東京都日野市さくら町1番地
		(74) 代理人	110001254
			特許業務法人光陽国際特許事務所
		(72) 発明者	堀内 亮
			東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
			ルタエムジー株式会社内
		(72) 発明者	加藤 美樹
			東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
			ルタエムジー株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB08 EE01 EE02 EE04 GB04
			HH17 HH28 JB45 JC02 LL06
			LL38

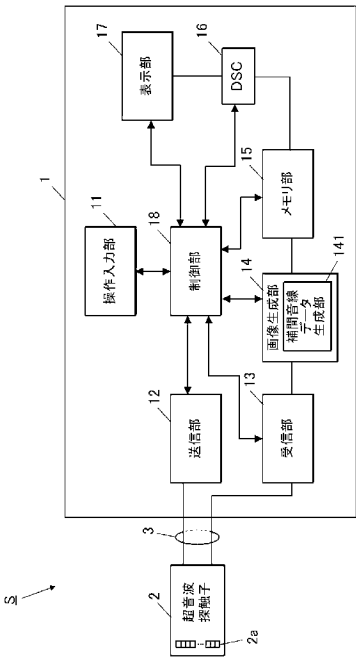
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】 方位分解能を高めるとともに、アーチファクトの抑制された良好な超音波画像データを生成することができる超音波診断装置及びプログラムを提供する。

【解決手段】 受信部13は、複数の振動子から出力される受信信号を受信する。そして、整相加算部は、音線中心が送信超音波によって形成される出力ビームの出力中心と同じ位置となるように受信信号を整相加算して本音線データを取得する。そして、整相加算部は、音線中心が出力ビームの出力中心とは所定距離ずれた位置となるように受信信号を整相加算して擬似音線データを取得する。そして、補間音線データ生成部141は、本音線データと、擬似音線データとを重み付け補間して補間音線データを生成する。そして、制御部18は、本音線データと、擬似音線データと、補間音線データとに基づいて被検体内の超音波診断画像データを生成する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子を並列配置して備える超音波探触子と、

前記複数の振動子から出力される受信信号を受信する受信部と、

音線中心が送信超音波によって形成される出力ビームの出力中心と同じ位置となるように受信信号を整相加算して第 1 の音線データを取得し、音線中心が前記出力ビームの出力中心とは所定距離ずれた位置となるように前記受信信号を整相加算して第 2 の音線データを取得する整相加算部と、

前記第 1 の音線データと、前記第 2 の音線データとを重み付け補間して補間音線データを生成する補間データ生成部と、

前記第 1 の音線データと、前記第 2 の音線データと、前記補間音線データとに基づいて前記被検体内の超音波診断画像データを生成する画像処理部と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記補間データ生成部が前記補間音線データを生成するときにおける重み付け比率を可変する重み付け比率設定部を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送信超音波の出力毎に配列方向に所定数だけずらしながら、前記駆動信号を供給する振動子を順次選択し、選択した振動子から送信超音波が出力されるように前記複数の振動子による送信超音波の出力制御を行う制御部を備えたことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子を並列配置して備える超音波探触子を有する超音波診断装置に設けられたコンピュータに、

前記複数の振動子から出力される受信信号を受信する受信手段、

音線中心が送信超音波によって形成される出力ビームの出力中心と同じ位置となるように受信信号を整相加算して第 1 の音線データを取得し、音線中心が前記出力ビームの出力中心とは所定距離ずれた位置となるように前記受信信号を整相加算して第 2 の音線データを取得する整相加算手段、

前記第 1 の音線データと、前記第 2 の音線データとを重み付け補間して補間音線データを生成する補間データ生成手段、

前記第 1 の音線データと、前記第 2 の音線データと、前記補間音線データとに基づいて前記被検体内の超音波診断画像データを生成する画像処理手段、

として機能させるプログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置及びプログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、多数の振動子（トランスデューサ）を配列して備える超音波探触子（プローブ）を有し、生体等の被検体に対して超音波ビームによる走査を行い、受信した超音波から音線データを順次生成し、これに基づいて超音波画像を表示するようにした超音波診断装置が知られている。

【0003】

このような超音波診断装置において、1つの送信ビームに対して音線中心の異なる 2 以上の音線データを取得して、擬似的に音線データを増加させるようにしたものがある（例

10

20

30

40

50

えば、特許文献 1)。これは、コンベックス電子スキャン方式やセクタ電子スキャン方式等、放射状に音線データを取得するものについては、超音波ビームの送受信を行う位置から離れるほど音線の間隔が大きくなるため、方位分解能を向上させるために行われるものであり、倍音線化技術ということがある。したがって、音線データを増加させるほど方位分解能に優れた超音波画像を表示することができるようになる。近年では、リニア電子スキャン方式においても、単に方位分解能を向上させるために、この倍音線化技術が適用されている。

【0004】

例えば、図 13 (A) に示すように、1～6 番目の振動子 TD によって超音波ビーム (送信ビーム) を送信し、同じく、1～6 番目の振動子 TD にて受信した反射超音波から得られた信号に基づいて音線データを生成した場合には、当該音線の中心は、3 番目の振動子 TD と 4 番目の振動子 TD の中間であって、送信ビームの出力中心と同一となり、対象 OB 1 の超音波画像データを得ることができる。

一方、1～6 番目の振動子 TD によって超音波ビーム (送信ビーム) を送信するが、図 13 (B) に示すように、1～6 番目の振動子 TD のうちの 1～5 番目の振動子 TD にて受信した反射超音波から得られた信号に基づいて音線データを生成した場合には、当該音線の中心は、送信ビームの出力中心とはずれた、3 番目の振動子 TD の中央となり、対象 OB 2 の超音波画像データを得ることができる。

【0005】

ところが、上記技術を適用した場合には、一度の送信ビームにより複数の音線データを同時に取得することができることから、フレームレートを落とさずに音線データを増加させることができ、また、振動子 TD のピッチよりも小さい間隔で音線データを得ることができるため、方位分解能を向上させることができるが、音線中心が送信ビームの出力中心とは異なる位置である音線データを採用し、これに基づいて超音波画像を表示するので、アーチファクトが発生しやすく、また、そのような音線データが多いほど、アーチファクトが顕著となって表れてしまう。

【0006】

そこで、音線データの数を増加させつつアーチファクトを抑制するために、取得した音線データを補間し、新たな音線データを生成することが行われている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開 2000 - 333951 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、擬似的に取得した音線データに基づいて新たな音線データを生成することから、アーチファクトが強調されるようになり、好ましい超音波画像データを生成することができない。

【0009】

本発明の課題は、方位分解能を高めるとともに、アーチファクトの抑制された良好な超音波画像データを生成することができる超音波診断装置及びプログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

以上の課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明は、超音波診断装置において、

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子を並列配置して備える超音波探触子と、

前記複数の振動子から出力される受信信号を受信する受信部と、

10

20

30

40

50

音線中心が送信超音波によって形成される出力ビームの出力中心と同じ位置となるように受信信号を整相加算して第１の音線データを取得し、音線中心が前記出力ビームの出力中心とは所定距離ずれた位置となるように前記受信信号を整相加算して第２の音線データを取得する整相加算部と、

前記第１の音線データと、前記第２の音線データとを重み付け補間して補間音線データを生成する補間データ生成部と、

前記第１の音線データと、前記第２の音線データと、前記補間音線データとに基づいて前記被検体内の超音波診断画像データを生成する画像処理部と、

を備えたことを特徴とする。

【００１１】

10

請求項２に記載の発明は、請求項１に記載の超音波診断装置において、

前記補間データ生成部が前記補間音線データを生成するときにおける重み付け比率を可変する重み付け比率設定部を備えたことを特徴とする。

【００１２】

請求項３に記載の発明は、請求項１又は２に記載の超音波診断装置において、

前記送信超音波の出力毎に配列方向に所定数だけずらしながら、前記駆動信号を供給する振動子を順次選択し、選択した振動子から送信超音波が出力されるように前記複数の振動子による送信超音波の出力制御を行う制御部を備えたことを特徴とする。

【００１３】

請求項４に記載の発明は、プログラムであって、

20

駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子を並列配置して備える超音波探触子を有する超音波診断装置に設けられたコンピュータに、

前記複数の振動子から出力される受信信号を受信する受信手段、

音線中心が送信超音波によって形成される出力ビームの出力中心と同じ位置となるように受信信号を整相加算して第１の音線データを取得し、音線中心が前記出力ビームの出力中心とは所定距離ずれた位置となるように前記受信信号を整相加算して第２の音線データを取得する整相加算手段、

前記第１の音線データと、前記第２の音線データとを重み付け補間して補間音線データを生成する補間データ生成手段、

30

前記第１の音線データと、前記第２の音線データと、前記補間音線データとに基づいて前記被検体内の超音波診断画像データを生成する画像処理手段、

として機能させることを特徴とする。

【発明の効果】

【００１４】

本発明によれば、方位分解能を高めるとともに、アーチファクトの抑制された良好な超音波画像データを生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１５】

【図１】本発明の実施の形態における超音波診断装置の外観構成を示す図である。

40

【図２】超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図３】受信部の概略構成を示すブロック図である。

【図４】音線データの生成過程について説明する図である。

【図５】音線データ生成処理について説明するフローチャートである。

【図６】画像データ生成処理について説明するフローチャートである。

【図７】診断対象について説明する図である。

【図８】各チャンネルの遅延量について説明する図である。

【図９】音線データメモリに記憶されたデータについて説明する図である。

【図１０】本音線データに基づく超音波診断画像について説明する図である。

【図１１】本音線データ及び擬似音線データに基づく超音波診断画像について説明する図

50

である。

【図 1 2】補間音線データの生成について説明する図である。

【図 1 3】従来の倍音線化技術について説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能及び構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【0017】

本発明の実施の形態に係る超音波診断装置 5 は、図 1 及び図 2 に示すように、超音波診断装置本体 1 と超音波探触子 2 とを備えている。超音波探触子 2 は、図示しない生体等の被検体に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体で反射した超音波の反射波（反射超音波：エコー）を受信する。超音波診断装置本体 1 は、超音波探触子 2 とケーブル 3 を介して接続され、超音波探触子 2 に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子 2 に被検体に対して送信超音波を送信させるとともに、超音波探触子 2 にて受信した被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子 2 で生成された電気信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する。

【0018】

超音波探触子 2 は、圧電素子からなる振動子 2 a を備えており、この振動子 2 a は、例えば、方位方向（走査方向あるいは上下方向）に二次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、0 ch ~ 191 ch からなる 192 個の振動子 2 a を備えた超音波探触子 2 を用いている。なお、振動子 2 a は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子 2 a の個数は、複数であれば任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 について、リニア電子スキャンプローブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式の何れを採用してもよく、また、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。

【0019】

超音波診断装置本体 1 は、例えば、図 2 に示すように、操作入力部 1 1 と、送信部 1 2 と、受信部 1 3 と、画像生成部 1 4 と、メモリ部 1 5 と、D S C (Digital Scan Converter) 1 6 と、表示部 1 7 と、制御部 1 8 とを備えて構成されている。

【0020】

操作入力部 1 1 は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部 1 8 に出力する。

【0021】

送信部 1 2 は、制御部 1 8 の制御に従って、超音波探触子 2 にケーブル 3 を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子 2 に送信超音波を発生させる回路である。また、送信部 1 2 は、例えば、クロック発生回路、遅延回路、パルス発生回路を備えている。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。遅延回路は、駆動信号の送信タイミングを振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束を行うための回路である。パルス発生回路は、所定の周期で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。

このように構成された送信部 1 2 は、制御部 1 8 の制御に従って、駆動信号を供給する複数の振動子 2 a を、超音波の送受信毎に所定数ずらしながら順次切り替える。そして、送信部 1 2 は、出力の選択された複数の振動子 2 a に対して駆動信号を供給する。

【0022】

受信部 1 3 は、制御部 1 8 の制御に従って、超音波探触子 2 からケーブル 3 を介して電気信号である受信信号を受信する回路である。受信部 1 3 は、例えば、図 3 に示すように、増幅器 1 3 1、A / D (Analog/Digital) 変換部 1 3 2、音線データメモリ 1 3 3、本

10

20

30

40

50

音線生成用遅延アドレス計算部 134、擬似音線生成用遅延アドレス計算部 135 及び整相加算部 136 を備えている。

【0023】

増幅器 131 は、受信信号を、振動子 2a 毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させるための回路である。A/D 変換部 132 は、増幅された受信信号を所定周波数（例えば、60MHz）でサンプリングして A/D 変換するための回路である。

【0024】

音線データメモリ 133 は、図 4 に示すように、少なくとも出力した超音波の受信を行う振動子 2a 毎に対応した複数チャンネルの記憶領域を有し、チャンネル毎にアドレス「0000番地」から「n番地」を有している。音線データメモリ 133 は、A/D 変換された受信データをアドレスに従って順次記憶することにより、時系列的に記憶することができる。

10

【0025】

本音線生成用遅延アドレス計算部 134 は、送信超音波の出力時における送信ビームの中心と音線中心とが同一となるように各チャンネルの記憶領域毎の遅延時間を算出する。すなわち、本音線生成用遅延アドレス計算部 134 は、送信ビームの中心となる超音波を出力する振動子に対応するチャンネルの記憶領域が遅延時間算出の基準となるように設定する。そして、本音線生成用遅延アドレス計算部 134 は、基準となるチャンネルの周囲のチャンネルの記憶領域に対する遅延時間を、基準となるチャンネルの記憶領域から離れるにつれて大きくなるように算出する。具体的には、例えば、1度の送信超音波の出力時において、0ch~63chの64個の振動子 2a からそれぞれ超音波を出力する場合、送信ビームの中心となる超音波を出力する振動子 2a は、31ch 及び 32ch となる。本音線生成用遅延アドレス計算部 134 は、31ch 及び 32ch の振動子 2a にそれぞれ対応するチャンネルの記憶領域が遅延時間算出の基準に設定する。そして、本音線生成用遅延アドレス計算部 134 は、31ch の振動子 2a に対応するチャンネルの記憶領域から 0ch の振動子 2a に対応するチャンネルの記憶領域に向けて離れるにつれて、及び、32ch の振動子 2a に対応するチャンネルの記憶領域から 63ch の振動子 2a に対応するチャンネルの記憶領域に向けて離れるにつれて、遅延時間が大きくなるように、各チャンネルの記憶領域に対する遅延時間を算出する。なお、各チャンネルの記憶領域の遅延時間は、基準となる振動子 2a からのフォーカス点までの深度に基づき算出される。本音線生成用遅延アドレス計算部 134 は、以上のようにして算出されたチャンネル毎の遅延時間に応じて、チャンネル毎の読み出し開始アドレスを特定する。そして、本音線生成用遅延アドレス計算部 134 は、特定したアドレスに対してコントロール信号を出力し、当該アドレス以降に格納された受信データを順次整相加算部 136 に出力させる。

20

30

【0026】

擬似音線生成用遅延アドレス計算部 135 は、音線中心が送信超音波の出力時における送信ビームの中心と所定間隔ずれるように、各チャンネルの記憶領域毎の遅延時間を算出する。すなわち、擬似音線生成用遅延アドレス計算部 135 は、本音線生成用遅延アドレス計算部 134 の遅延時間の算出において設定された基準となるチャンネルの記憶領域により特定される音線中心とは所定間隔ずれた音線中心が特定されるように遅延時間算出の基準となるチャンネルの記憶領域を設定する。なお、本実施の形態では、音線中心が、送信ビームの中心よりも振動子 2a のピッチの 0.5 個分ずれた位置となるようにしている。そして、擬似音線生成用遅延アドレス計算部 135 は、基準となるチャンネルの周囲のチャンネルの記憶領域に対応する遅延時間を、基準となるチャンネルの記憶領域から離れるにつれて大きくなるように算出する。具体的には、例えば、1度の送信超音波の出力時において、0ch~63chの64個の振動子 2a からそれぞれ超音波を出力する場合、送信ビームの中心となる超音波を出力する振動子 2a は、31ch 及び 32ch となる。すなわち、送信ビームの中心は、31ch 及び 32ch の各振動子 2a の間となる。擬似音線生成用遅延アドレス計算部 135 は、送信ビームの中心とは振動子 2a のピッチの 0

40

50

．５個分手前側にずれた、３１ｃｈの振動子２ａの中央が音線中心となるように遅延時間算出の基準となるチャンネルの記憶領域を設定する。すなわち、擬似音線生成用遅延アドレス計算部１３５は、音線中心を構成する３１ｃｈの振動子２ａに対応するチャンネルの記憶領域を遅延時間算出の基準に設定する。そして、擬似音線生成用遅延アドレス計算部１３５は、３１ｃｈの振動子２ａに対応するチャンネルの記憶領域から０ｃｈの振動子２ａに対応するチャンネルの記憶領域に向けて離れるにつれて、及び、３１ｃｈの振動子２ａに対応するチャンネルの記憶領域から６２ｃｈの振動子２ａに対応するチャンネルの記憶領域に向けて離れるにつれて、遅延時間が大きくなるように、各チャンネルの記憶領域に対する遅延時間を算出する。擬似音線生成用遅延アドレス計算部１３５は、以上のようにして算出されたチャンネル毎の遅延時間に応じて、チャンネル毎の読み出し開始アドレスを特定する。そして、擬似音線生成用遅延アドレス計算部１３５は、特定したアドレスに対してコントロール信号を出力し、当該アドレス以降に格納された受信データを順次整相加算部１３６に出力させる。

10

【００２７】

整相加算部１３６は、音線データメモリ１３３から読み出された受信データを加算して音線データを生成する。具体的には、整相加算部１３６は、図４に示すように、加算器１３６ａ及び加算器１３６ｂを備えている。加算器１３６ａは、本音線生成用遅延アドレス計算部１３４のコントロール信号により出力された、各チャンネルの記憶領域毎の受信データを入力し、入力した受信データを加算し、その結果を本音線データとして出力する。加算器１３６ｂは、擬似音線生成用遅延アドレス計算部１３５のコントロール信号により出力された、各チャンネルの記憶領域毎の受信データを入力し、入力した受信データを加算し、その結果を擬似音線データとして出力する。

20

【００２８】

画像生成部１４は、図２に示すように、受信部１３からの音線データに対して包絡線検波処理や対数増幅などを実施し、Ｂモード画像データを生成する。Ｂモード画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。また、画像生成部１４は、補間音線データ生成部１４１を備え、Ｂモード画像データに変換された本音線データと擬似音線データとの各輝度データを補間して得た補間音線データを生成する。

このようにして生成されたＢモード画像データは、メモリ部１５に送信される。

【００２９】

メモリ部１５は、例えば、ＤＲＡＭ（Dynamic Random Access Memory）などの半導体メモリによって構成されており、画像生成部１４から送信されたＢモード画像データをフレーム単位で記憶する。すなわち、フレーム単位により構成された超音波診断画像データとして記憶することができる。そして、記憶された超音波診断画像データは、制御部１８の制御に従って、ＤＳＣ１６に送信される。

30

【００３０】

ＤＳＣ１６は、メモリ部１５より受信した超音波診断画像データをテレビジョン信号の走査方式による画像信号に変換し、表示部１７に出力する。

【００３１】

表示部１７は、ＬＣＤ（Liquid Crystal Display）、ＣＲＴ（Cathode-Ray Tube）ディスプレイ、有機ＥＬ（Electronic Luminescence）ディスプレイ、無機ＥＬディスプレイ及びプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部１７は、ＤＳＣ１６から出力された画像信号に従って表示画面上に超音波診断画像の表示を行う。なお、表示装置に代えてプリンタ等の印刷装置等を適用してもよい。

40

【００３２】

制御部１８は、例えば、ＣＰＵ（Central Processing Unit）、ＲＯＭ（Read Only Memory）、ＲＡＭ（Random Access Memory）を備えて構成され、ＲＯＭに記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出してＲＡＭに展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置Ｓの各部の動作を集中制御する。

ＲＯＭは、半導体等の不揮発メモリ等により構成され、超音波診断装置Ｓに対応するシ

50

ステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピュータが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPUは、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

RAMは、CPUにより実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

【0033】

次に、以上のようにして構成された超音波診断装置Sにおいて実行される音線データ生成処理について図5を参照しながら説明する。この音線データ生成処理は、振動子2aから受信信号が出力されたときに実行される処理である。

10

【0034】

まず、制御部18は、受信部13によって受信した複数の振動子2aからの受信信号を上述のようにして受信データに変換する受信信号受信処理を実行する（ステップS101）。

【0035】

次に、制御部18は、変換された受信データを音線データメモリ133に記憶する（ステップS102）。具体的には、制御部18は、送信超音波の出力時において駆動の対象となった振動子2aに対応する受信データを、振動子2a毎に対応して音線データメモリ133に記憶する。例えば、制御部18は、送信超音波の出力時において、0ch~63chの64個の振動子2aが駆動された場合には、0ch~63chの各振動子2aが受信した超音波から得られた受信データをチャンネル毎に音線データメモリ133に記憶する。

20

【0036】

次に、制御部18は、上述したようにして、本音線生成用遅延アドレス計算部134によって音線データメモリ133における各チャンネルの遅延時間を算出し、受信データの読み出し開始アドレスを特定する（ステップS103）。

【0037】

そして、制御部18は、特定したアドレスに対し、それぞれ本音線生成用遅延アドレス計算部134によるコントロール信号を出力して受信データを読み出し、加算器136aに出力する（ステップS104）。

30

【0038】

そして、制御部18は、加算器136aに入力された各受信データを整相加算し、本音線データを得る（ステップS105）。制御部18は、取得した本音線データを画像生成部14に出力する（ステップS106）。

【0039】

次に、制御部18は、上述したようにして、擬似音線生成用遅延アドレス計算部135によって音線データメモリ133における各チャンネルの遅延時間を算出し、受信データの読み出しアドレスを特定する（ステップS107）。

【0040】

そして、制御部18は、特定したアドレスに対し、それぞれ擬似音線生成用遅延アドレス計算部135によるコントロール信号を出力して受信データを読み出し、加算器136bに出力する（ステップS108）。

40

【0041】

そして、制御部18は、加算器136bに入力された各受信データを整相加算し、擬似音線データを得る（ステップS109）。制御部18は、取得した擬似音線データを画像生成部14に出力し（ステップS110）、この処理を終了する。

【0042】

次に、画像データ生成処理について図6を参照しながら説明する。この画像データ生成処理は、画像生成部14に本音線データと擬似音線データとが入力されて、それぞれBモード画像データに変換されたときに実行される処理である。

50

【 0 0 4 3 】

先ず、制御部 18 は、本音線データに係数 (K 0) を乗じた値を算出する (ステップ S 2 0 1) 。ここで、本音線データに乘じる係数 (K 0) は任意に設定することができるが、1 / 2 より大きくするのが好ましい。また、制御部 18 は、重み付け比率設定部として機能し、操作入力部 11 による操作に応じて、本音線データに乘じる係数 (K 0) を可変することができる。係数 (K 0) については、例えば、数値の直接入力、診断対象の入力、及び、使用する超音波探触子 2 の種類 (例えば、リニアスキャンプローブ、コンベックスキャンプローブ及びセクタスキャンプローブ等) 等に応じて設定することができる。本実施の形態では、 $1 / 2 < K 0 < 7 / 8$ の範囲で係数 K 0 の設定を行うことができる。

【 0 0 4 4 】

次に、制御部 18 は、擬似音線データに係数 (1 - K 0) を乗じた値を算出する (ステップ S 2 0 2) 。

【 0 0 4 5 】

そして、制御部 18 は、ステップ S 2 0 1 及びステップ S 2 0 2 においてそれぞれ算出された値を加算して補間音線データを生成する (ステップ S 2 0 3) 。

制御部 18 は、以上のようにして生成した補間音線データを、本音線データと擬似音線データとの間に挿入される音線データとして、本音線データ及び擬似音線データとともにメモリ部 15 に書き込む (ステップ S 2 0 4) 。

【 0 0 4 6 】

制御部 18 は、以上の処理を繰り返して、1 フレーム分の音線データがメモリ部 15 に記憶されると、これを超音波診断画像データとして D S C 1 6 に出力する。

【 0 0 4 7 】

次に、上述のようにして構成された超音波診断装置 S による超音波診断画像データの生成過程について説明する。

【 0 0 4 8 】

図 7 は、診断対象 M を模式的に表している。診断対象 M は、縦 1 5 × 横 1 6 の灰色のブロックの中に、8 × 8 ブロックによって構成された白色の反射体 R が含まれて構成されている。なお、図 7 中、縦軸は、受信データのサンプリング間隔によって区切られており、本実施の形態では、サンプリング周波数を 6 0 M H z としているため、ブロックの間隔 B は、下記式 (1) によって求めることができる。なお、診断対象 M における超音波の速度は 1 5 4 0 (m / s) とする。

$$1 / 6 0 \times 1 0 ^ { - 6 } \times 1 5 4 0 \times 1 0 ^ { 3 } \times 2 = 0 . 0 5 1 3 3 (\text{mm}) \cdots (1)$$

図 7 中、診断対象 M の上部においてブロック毎に対応して表されている数字は、それぞれ送信ビームの開始 c h を示している。送信ビームは、それぞれ 6 4 個の振動子 2 a から出力される超音波によって形成される。例えば、送信ビーム開始 c h が「 0 」である送信ビームは、0 c h ~ 6 3 c h の 6 4 個の振動子 2 a から出力される超音波によって形成され、このときの送信ビームの中心は 3 1 c h 及び 3 2 c h である。また、送信ビーム開始 c h が「 8 」である送信ビームは、8 c h ~ 7 1 c h の振動子 2 a から出力される超音波によって形成され、このときの送信ビームの中心は 3 9 c h 及び 4 0 c h となる。本実施の形態では、振動子 2 a のピッチを 0 . 3 m m としているため、送信ビームのピッチ及び音線ピッチも 0 . 3 m m となる。また、図 7 中、A にて示された位置は、振動子 2 a から 2 5 m m の位置を示している。

【 0 0 4 9 】

以下、図 7 中、矢印 P にて示された位置を起点とした音線データを生成する過程を一例として説明する。

【 0 0 5 0 】

矢印 P にて示された位置は、送信ビーム開始 c h が「 8 」であるため、矢印 P にて示された位置をスキャンするときにおける送信ビームは、8 c h ~ 7 1 c h の振動子 2 a によって出力された超音波によって形成されたものとなる。このとき、送信ビームの中心となる超音波を出力する振動子 2 a は、図 8 中、網掛にて示すように、3 9 c h 及び 4 0 c h

10

20

30

40

50

の振動子 2 a である。

【 0 0 5 1 】

そして、上述のようにして超音波を出力し、出力された超音波を 8 c h ~ 7 1 c h の振動子 2 a にて受信する。各振動子 2 a から出力された受信信号に基づいて生成された受信データは、音線データメモリ 1 3 3 に記憶される。なお、図 9 は、音線データメモリ 1 3 3 に記憶された各アドレスのデータを模式的に表している。図 9 に示すように、3 9 c h 及び 4 0 c h よりも外側に配置された振動子 2 a が反射体 R を受信するタイミングは 3 9 c h 及び 4 0 c h の振動子 2 a よりも遅く、3 9 c h 及び 4 0 c h の振動子 2 a よりも振動子 2 a の位置が外側となるほど遅延量が大きくなっている。これは、フォーカス点、すなわち、矢印 P にて示された位置からの距離が振動子 2 a 毎に異なっているからである。

10

【 0 0 5 2 】

そして、本音線生成用遅延アドレス計算部 1 3 4 により音線データメモリ 1 3 3 における各チャンネルの遅延時間が算出される。すなわち、3 9 c h の振動子 2 a に対応するチャンネル及び 4 0 c h の振動子 2 a に対応するチャンネルの遅延時間を 0 とし、これを中心として対称をなすように 8 c h ~ 7 1 c h の振動子 2 a にそれぞれ対応する各チャンネルの遅延時間が算出される。そして、算出された遅延時間から遅延サンプル数を求める。8 c h ~ 7 1 c h の振動子 2 a にそれぞれ対応する各チャンネルの遅延サンプル数は、図 8 中、「本音線遅延量」における各欄の数値にて示される。そして、この遅延サンプル数に従って、読み出し開始アドレスを特定する。図 7 中、矢印 P に対応するアドレスは、図 9 中、丸印によって示される位置となる。そして、各チャンネルから読み出し開始アドレス以降に格納された各受信データを順次読み出し、これらを整相加算して本音線データを生成する。なお、本音線データの音線中心は、図 9 中、C 1 にて示される。

20

【 0 0 5 3 】

以上のようにして本音線データのみによって 1 フレーム分の超音波診断画像データを生成した場合、図 1 0 に示すような超音波診断画像 I 1 を表示することができる。すなわち、図 7 に示される診断対象 M が良好に再現された超音波診断画像を表示することができる。しかしながら、1 フレームにおける音線データの数が少ないため、この超音波診断画像 I 1 における方位分解能は低い。

【 0 0 5 4 】

そこで、本実施の形態では、方位分解能を向上させるため、8 c h ~ 7 1 c h の振動子 2 a にて受信した超音波に基づいて取得された受信データを用いて、音線中心が本音線データとは異なる擬似音線データを生成する。本音線データよりも 1 チャンネル少ないチャンネル数によって遅延時間を算出することにより、音線中心を本音線データからずらすようにしている。

30

【 0 0 5 5 】

まず、擬似音線生成用遅延アドレス計算部 1 3 5 により音線データメモリ 1 3 3 における各チャンネルの遅延時間が算出される。この場合、3 9 c h の振動子 2 a に対応するチャンネルの遅延時間を 0 とし、これを中心として対称をなすように 8 c h ~ 7 0 c h の振動子 2 a にそれぞれ対応する各チャンネルの遅延時間が算出される。そして、算出された遅延時間から遅延サンプル数を求める。8 c h ~ 7 0 c h の振動子 2 a にそれぞれ対応する各チャンネルの遅延サンプル数は、図 8 中、「擬似音線遅延量」における各欄の数値にて示される。図 8 に示すように、「擬似音線遅延量」の各欄に示される遅延サンプル数は「本音線遅延量」の各欄に示される遅延サンプル数とは異なっている。そして、この遅延サンプル数に従って、読み出し開始アドレスを特定する。図 7 中、矢印 P に対応するアドレスは、図 9 中、三角印によって示される位置となる。そして、各チャンネルから読み出し開始アドレス以降に格納された各受信データを順次読み出し、これらを整相加算して擬似音線データを生成する。なお、擬似音線データの音線中心は、図 9 中、C 2 にて示され、本音線データの音線中心 C 1 とは 1 / 2 チャンネル分ずれていることがわかる。すなわち、擬似音線データの音線中心が、本音線データの音線中心よりも振動子 2 a のピッチの 0 . 5 個分ずれた位置となっていることがわかる。

40

50

【 0 0 5 6 】

以上のようにして本音線データに加えて擬似音線データを生成することができる。そして、このような本音線データと擬似音線データとによって1フレーム分の超音波画像データを生成した場合、図11に示すような超音波診断画像I2が表示されることとなる。なお、図11中、超音波診断画像I2の上部に表示される符号は、それぞれ音線データの音線中心位置を示しており、例えば、図7中、送信ビームの中心位置「8」に対応する本音線データは、図11中、「8」にて示され、擬似音線データは、「8a」にて示される。そして、図7において示される矢印Pに対応する擬似音線データ「8a」における画像は、図9において三角印にて示すように、読み出される受信データが、白色のデータだけでなく、灰色のデータも含まれるため、本音線データ「8」における画像とは輝度が異なる。そのため、このような擬似音線データを本音線データとともに表示すると、音線数が増加するので方位分解能は向上するが、図11に示すように、白と灰の境界付近や灰と黒の境界付近等、輝度差の生じる部分において櫛状のアーチファクトが生じた画像が表示されることとなる。このように、擬似音線データを生成して音線数を増やすほど、方位分解能は向上するが、それだけアーチファクトが顕著となって表れてしまい、正確な診断を行うことが困難となってしまふ。この現象は、セクタスキャン方式やコンベックスキャン方式等を適用して曲座標変換を行う超音波診断装置に比べ、リニアスキャン方式による超音波診断装置ではより顕著に表れる。

10

【 0 0 5 7 】

そこで、本実施の形態では、擬似音線データを生成した上で、この擬似音線データと本音線データとで補間を行い、これによって生成された補間音線データを挿入して超音波診断画像データを生成するようにしている。以下、この補間音線データの生成要領について図12を参照しながら説明する。図12は、図11中、破線にて囲まれた領域Dの部分拡大した音線データを示している。

20

【 0 0 5 8 】

図12に示すように、領域Dは、図12(A)に示されるように構成されている。すなわち、領域Dにおける本音線データ「10」は、輝度が125である画像データaと、輝度が250である画像データbとから構成されている。また、領域Dにおける擬似音線データ「10a」は、輝度が132である画像データcと、輝度が174である画像データdと、輝度が205である画像データeと、輝度が241である画像データfと、輝度が255である画像データgとから構成されている。

30

【 0 0 5 9 】

このように構成された本音線データ「10」及び擬似音線データ「10a」から、従来実施されていた線形補間によって補間音線データを生成すると、図12(B)に示されるようになる。すなわち、領域Dにおいて生成される補間音線データ「10b」は、本音線データ「10」の画像データaの輝度と、擬似音線データ「10a」の画像データcの輝度とで線形補間して生成された輝度が129である補間画像データh₁と、本音線データ「10」の画像データaの輝度と、擬似音線データ「10a」の画像データdの輝度とで線形補間して生成された輝度が150である補間画像データi₁と、本音線データ「10」の画像データbの輝度と、擬似音線データ「10a」の画像データeの輝度とで線形補間して生成された輝度が228である補間画像データj₁と、本音線データ「10」の画像データbの輝度と、擬似音線データ「10a」の画像データfの輝度とで線形補間して生成された輝度が246である補間画像データk₁と、本音線データ「10」の画像データbの輝度と、擬似音線データ「10a」の画像データgの輝度とで線形補間して生成された輝度が253である補間画像データl₁とによって構成される。

40

【 0 0 6 0 】

このようにして補間音線データが生成された超音波診断画像では、擬似音線データの影響を大きく受け、アーチファクトが強調されてしまふ。そこで、本実施の形態では、本音線データに対する重み付けを大きくして、本音線データと擬似音線データとを補間して得た補間音線データを生成するようにしている。なお、本実施の形態では、図12(C)に

50

示すように、本音線データと擬似音線データとの重み比率を3:1にして補間音線データを生成するようにしている。すなわち、領域Dにおいて生成される補間音線データ「10c」は、本音線データ「10」の画像データaの輝度と、擬似音線データ「10a」の画像データcの輝度とで重み付け補間して生成された輝度が127である補間画像データ h_2 と、本音線データ「10」の画像データaの輝度と、擬似音線データ「10a」の画像データdの輝度とで重み付け補間して生成された輝度が138である補間画像データ i_2 と、本音線データ「10」の画像データbの輝度と、擬似音線データ「10a」の画像データeの輝度とで重み付け補間して生成された輝度が239である補間画像データ j_2 と、本音線データ「10」の画像データbの輝度と、擬似音線データ「10a」の画像データfの輝度とで重み付け補間して生成された輝度が248である補間画像データ k_2 と、本音線データ「10」の画像データbの輝度と、擬似音線データ「10a」の画像データgの輝度とで重み付け補間して生成された輝度が252である補間画像データ l_2 とによって構成される。

10

【0061】

以上のようにして重み付け補間をして補間音線データを生成した結果、従来の画像に比べてアーチファクトが低減された超音波診断画像を表示することができるようになる。この効果は、リニアスキャン方式による超音波診断装置に対して特に有効であるが、セクタスキャン方式やコンベックスキャン方式等、放射状に音線データを取得する超音波診断装置に対しても有効である。

20

【0062】

以上説明したように、本発明の実施の形態によれば、超音波探触子2は、駆動信号によって被検体に向けて送信超音波を出力するとともに、被検体からの反射超音波を受信することにより受信信号を出力する複数の振動子2aを備える。そして、受信部13は、複数の振動子から出力される受信信号を受信する。そして、整相加算部136は、音線中心が送信超音波によって形成される出力ビームの出力中心と同じ位置となるように受信信号を整相加算して本音線データを取得する。そして、整相加算部136は、音線中心が出力ビームの出力中心とは所定距離ずれた位置となるように受信信号を整相加算して擬似音線データを取得する。そして、補間音線データ生成部141は、本音線データと、擬似音線データとを重み付け補間して補間音線データを生成する。そして、制御部18は、本音線データと、擬似音線データと、補間音線データとに基づいて被検体内の超音波診断画像データを生成する。その結果、方位分解能を高めるとともに、アーチファクトの抑制された良好な超音波画像を生成することができる。また、本実施の形態によれば、リニアスキャン方式の他、セクタスキャン方式やコンベックスキャン方式等、さまざまなスキャン方式に適用しても同様の効果を得ることができるので、汎用性に優れたものとなる。

30

【0063】

また、本発明の実施の形態によれば、制御部18は、補間音線データ生成部141が補間音線データを生成するときにおける重み付け比率を可変する。その結果、超音波診断画像データを取得する条件やユーザの趣向等に応じて重み付け比率を変更することができるので、より適切な診断を行うことができるようになる。

40

【0064】

なお、本発明の実施の形態における記述は、本発明に係る超音波診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。超音波診断装置を構成する各機能部の細部構成及び細部動作に関しても適宜変更可能である。

【0065】

また、本実施の形態では、重み付け比率を変更できるものとしたが、重み付け比率が固定的に設定されたものであってもよい。

【0066】

また、本実施の形態では、一の本音線データに対し、擬似音線データ及び補間音線データをそれぞれ一ずつ生成するようにしたが、一の本音線データに対し、擬似音線データ及び補間音線データを複数生成するようにしてもよい。

50

【 0 0 6 7 】

また、本実施の形態では、本発明に係るプログラムのコンピュータ読み取り可能な媒体としてハードディスクや半導体の不揮発性メモリ等を使用した例を開示したが、この例に限定されない。その他のコンピュータ読み取り可能な媒体として、ＣＤ－ＲＯＭ等の可搬型記録媒体を適用することが可能である。また、本発明に係るプログラムのデータを通信回線を介して提供する媒体として、キャリアウェーブ（搬送波）も適用される。

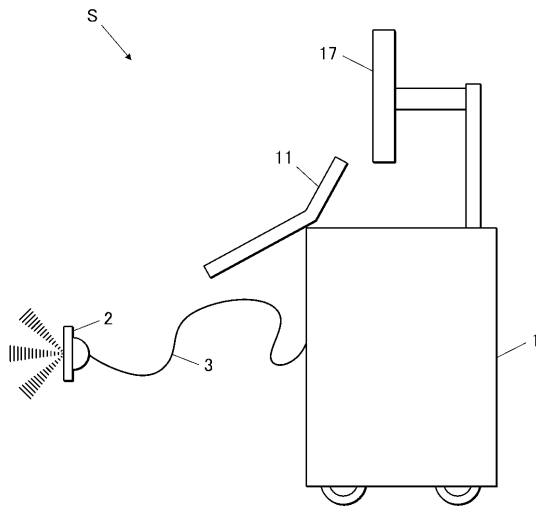
【 符号の説明 】

【 0 0 6 8 】

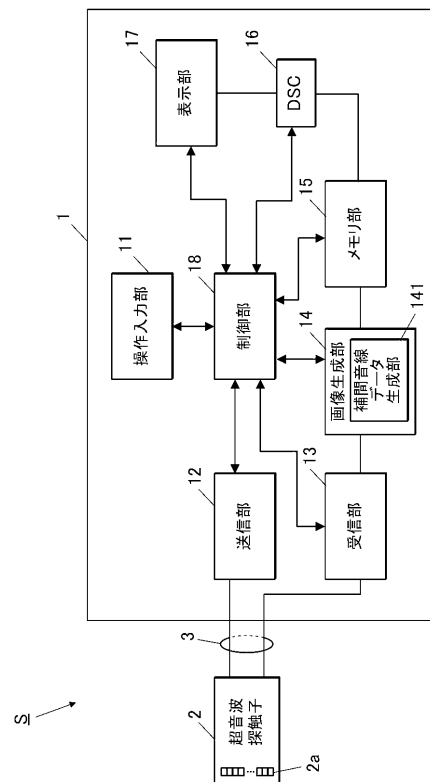
- S 超音波診断装置
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 2 a 振動子
- 1 3 受信部
- 1 3 6 整相加算部
- 1 4 画像生成部
- 1 4 1 補間音線データ生成部
- 1 8 制御部

10

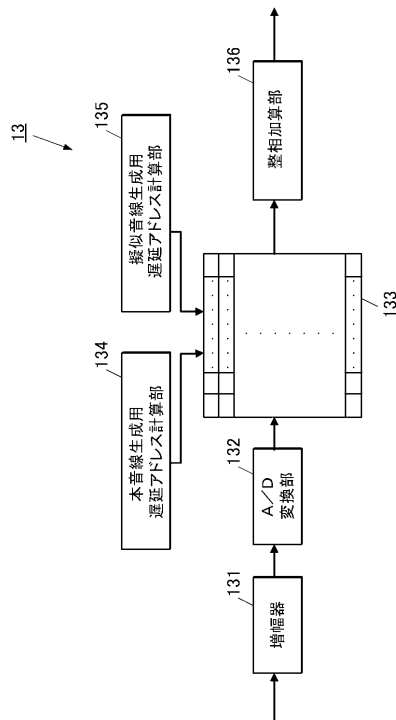
【 図 1 】



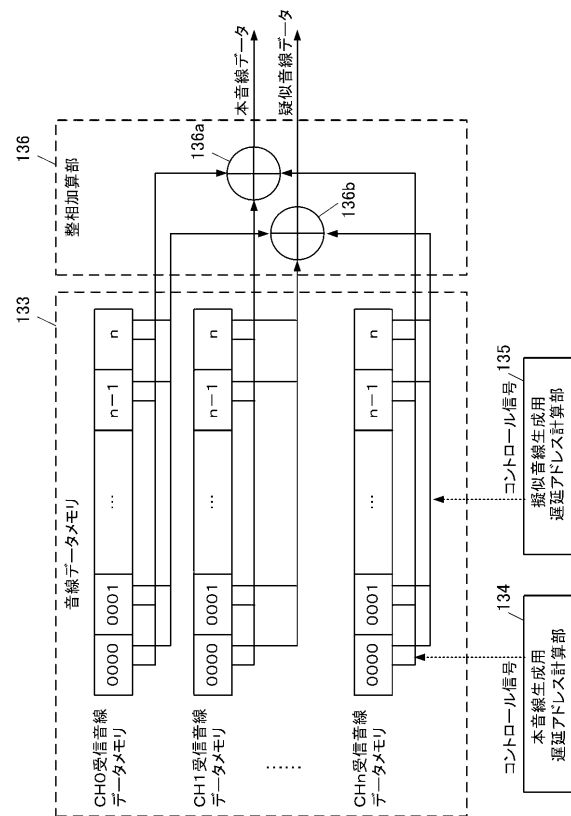
【 図 2 】



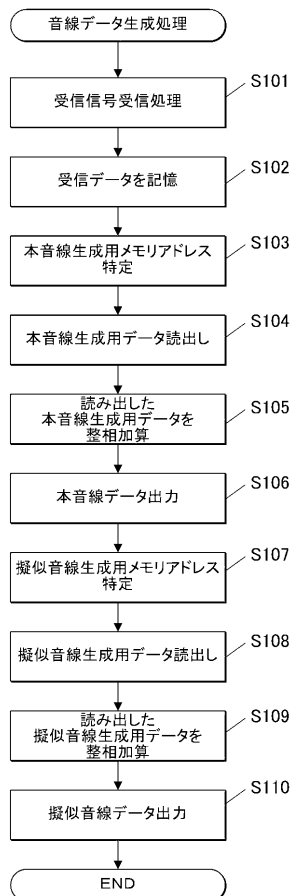
【図 3】



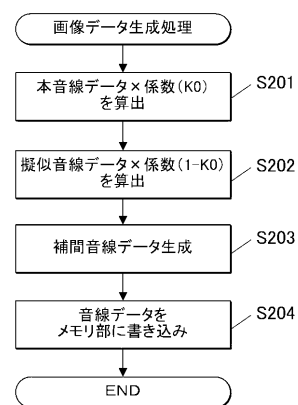
【図 4】



【図 5】



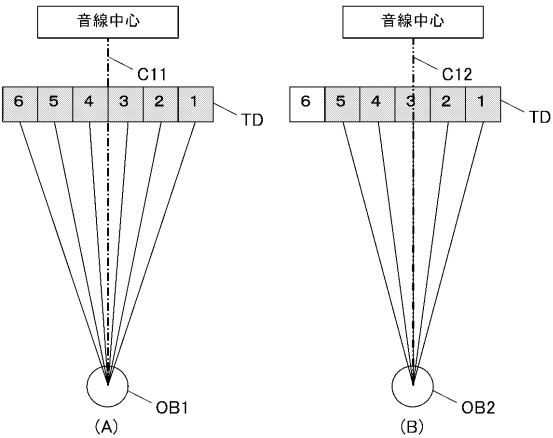
【図 6】



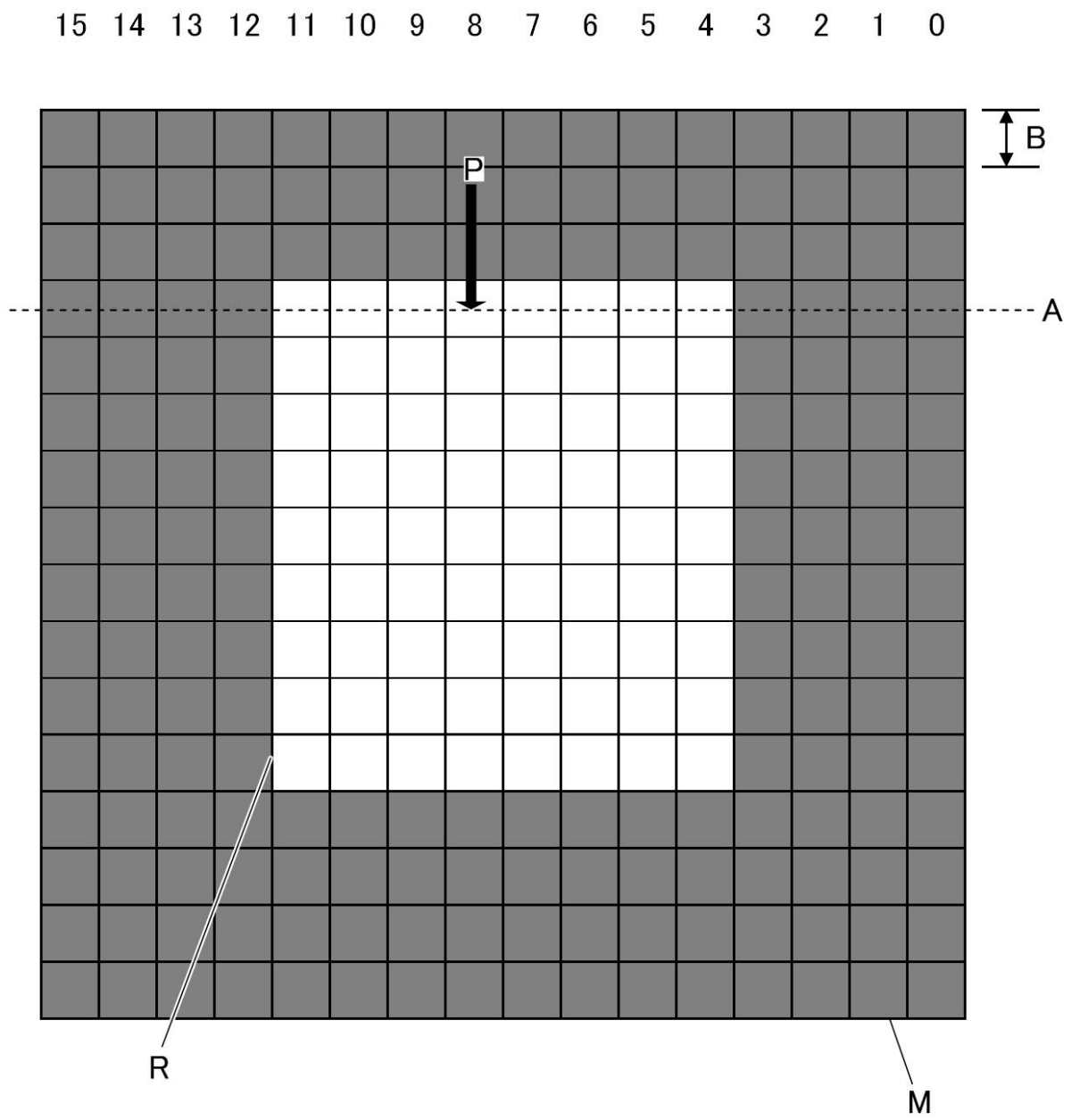
【 図 8 】

送信ch	本音線遅延量	擬似音線遅延量
8	68	65
9	63	61
10	59	58
11	56	54
12	52	50
13	48	46
14	45	43
15	41	40
16	38	37
17	35	34
18	32	31
19	29	28
20	26	25
21	24	23
22	21	20
23	19	18
24	17	16
25	15	14
26	13	12
27	11	10
28	9	8
29	8	7
30	6	6
31	5	4
32	4	3
33	3	3
34	2	2
35	1	1
36	1	1
37	0	0
38	0	0
39	0	0
40	0	0
41	0	0
42	0	1
43	1	1
44	1	2
45	2	3
46	3	3
47	4	4
48	5	6
49	6	7
50	8	8

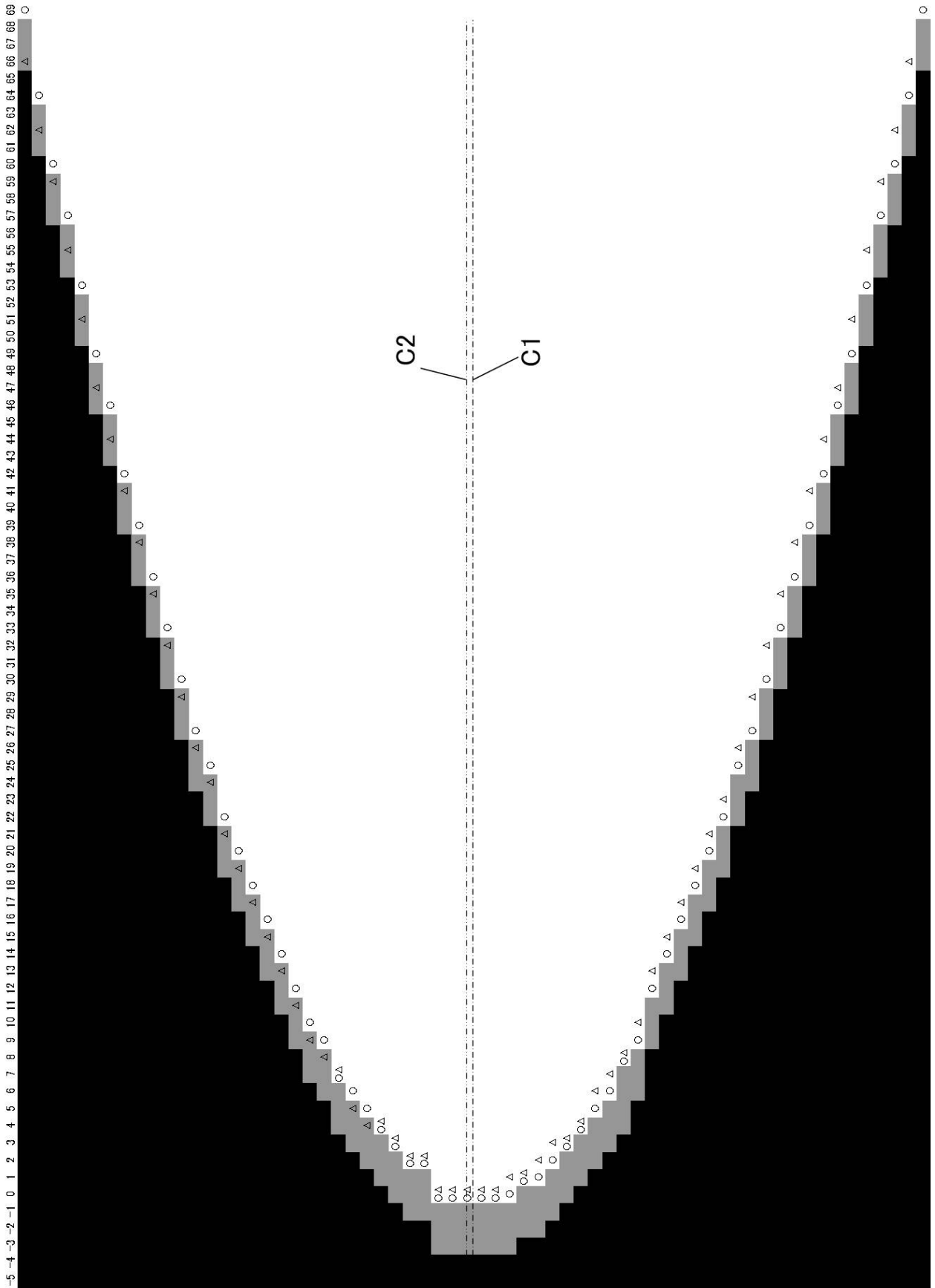
【 図 1 3 】



【図 7】

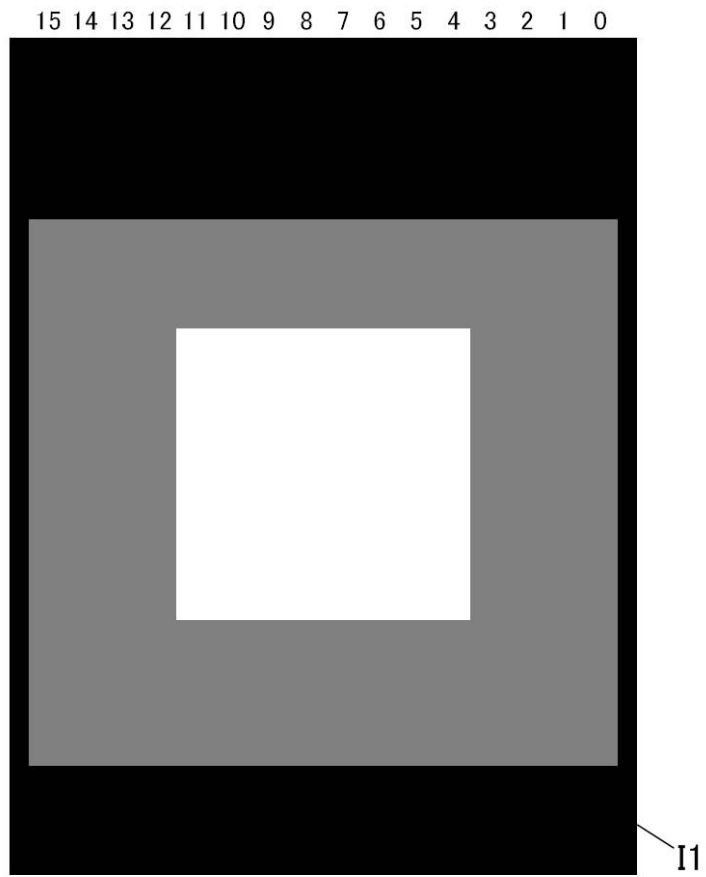


【図 9】

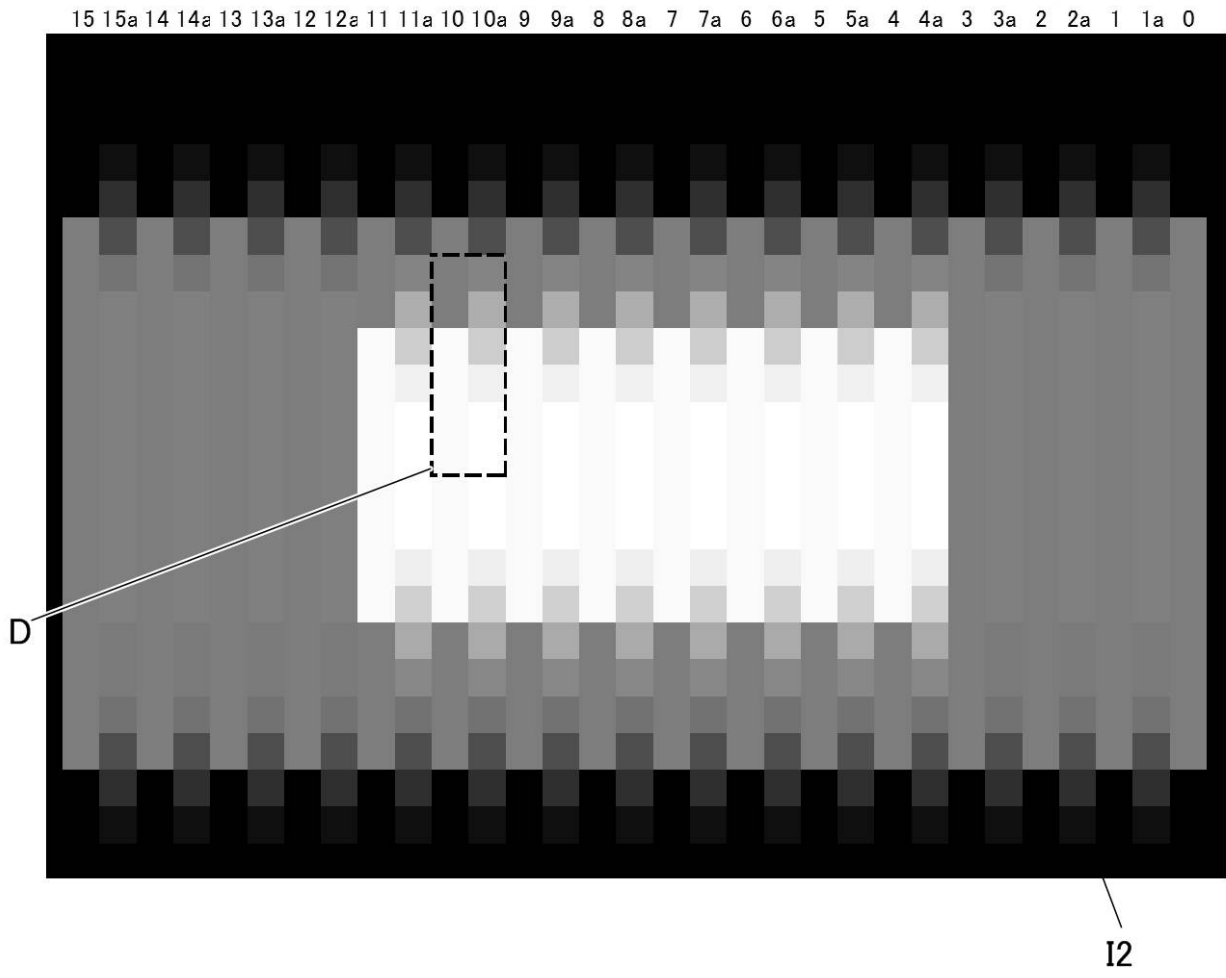


GH	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	56	57	58	59	60	61	62	63	64	65	66	67	68	69	70	71
----	---	---	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----

【図 10】



【図 11】



【図 1 2】

10	10a
a	c
	d
	e
	f
b	
	g

(A)

10	10b	10a
a	h_1	c
	i_1	d
	j_1	e
	k_1	f
b		
	l_1	g

(B)

10	10c	10a
a	h_2	c
	i_2	d
	j_2	e
	k_2	f
b		
	l_2	g

(C)

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP2012139256A	公开(公告)日	2012-07-26
申请号	JP2010292126	申请日	2010-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
[标]发明人	堀内亮 加藤美樹		
发明人	堀内 亮 加藤 美樹		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/EE01 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/HH17 4C601/HH28 4C601/ JB45 4C601/JC02 4C601/LL06 4C601/LL38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够提高方位角分辨率并产生具有抑制伪像的良好超声图像数据的超声诊断设备和程序。接收单元13接收从多个换能器输出的接收信号。然后，定相添加部分通过对接收信号进行定相和求和来获取实线数据，使得声线的中心位于与由发送超声波形成的输出波束的输出中心相同的位置。然后，定相添加部分通过对接收信号进行定相和求和来获取模拟声线数据，使得声线的中心位于从输出光束的输出中心偏移预定距离的位置。内插声线数据生成单元141对实际声线数据和人造声线数据进行加权和内插，以生成内插声线数据。然后，控制单元18基于真实声音数据，模拟声线数据和内插声线数据在对象中生成超声诊断图像数据。The

