

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5873412号
(P5873412)

(45) 発行日 平成28年3月1日(2016.3.1)

(24) 登録日 平成28年1月22日(2016.1.22)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 19 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2012-217090 (P2012-217090)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成24年9月28日 (2012. 9. 28)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-68806 (P2014-68806A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成26年4月21日 (2014. 4. 21)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成26年10月16日 (2014.10.16)		弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	山本 拓明
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、音速決定方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームを用いて検査対象物を検査する超音波診断装置であって、
前記超音波ビームを送信し、かつ、前記検査対象物によって反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子と、
前記探触子に、複数の前記素子を用い、所定の送信焦点を形成するように前記超音波ビームを送信させることを、複数回、行わせる送信手段と、
前記送信焦点のそれぞれに対する個々の前記超音波ビームの送信に対応して、複数の前記素子が出力したアナログ素子信号を受け、所定の処理を施す受信手段と、
前記受信手段が処理したアナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データとするA/D変換手段と、
複数の前記第1の素子データに、各素子データごとに中心となる素子との距離で定まる位相補正を行い、該位相補正を行った複数の前記第1の素子データを重ね合わせて、第2の素子データを生成するデータ処理手段と、
前記第1の素子データあるいは第2の素子データを用いて、前記検査対象物内における超音波の音速を決定する音速決定手段と、
前記音速決定手段が音速を決定する位置が、前記送信焦点の位置の近傍か否かを判定する位置判定手段とを有し、
かつ、前記音速決定手段は、前記位置判定手段による判定結果に応じて、音速決定位置

10

20

が送信焦点の近傍である場合には、前記第 1 の素子データを用いて音速を決定し、音速決定位置が送信焦点の近傍ではない場合には、前記第 2 の素子データを用いて音速を決定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送信手段は、中心となる素子の変更、および、超音波ビームの送信方向の変更の少なくとも一方を行って、前記探触子に前記複数回の超音波ビームの送信を行わせる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記データ処理手段は、中心となる素子が互いに異なる前記超音波ビームの送信で得られた複数の前記第 1 の素子データ、および、送信方向が互いに異なる前記超音波ビームの送信で得られた複数の前記第 1 の素子データの、少なくとも一方を用いて、前記第 2 の素子データを生成する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 4】

前記データ処理手段は、送信領域が重なり合う前記超音波ビームの送信で得られた、複数の前記第 1 の素子データから、前記第 2 の素子データを生成する請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

被検体内における測定領域を複数に分割し、分割した各領域毎に前記音速を決定する請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

20

前記送信手段は、音速の決定を行う際に、1 つの音線に対応する超音波ビームの送信を、1 つの送信焦点のみで行う請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

少なくとも 1 つの超音波画像に対応する全ての前記第 1 の素子データを記憶する素子データ記憶手段を有する請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 2 の素子データを用いて超音波画像を形成する請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記音速決定手段が決定した音速を用いて、超音波画像を形成するための整合加算を行い、超音波画像を形成する請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 10】

超音波ビームを送信し、検査対象物によって反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子を用いる超音波診断において、前記検査対象物内の超音波の音速を決定するに際し、

前記探触子に、複数の前記素子を用い、所定の送信焦点を形成するように前記超音波ビームを送信させることを、複数回、行い、

前記送信焦点それぞれに対応する個々の前記超音波ビームの送信に対応して、複数の前記素子が出力したアナログ素子信号を A / D 変換して、デジタル素子信号である第 1 の素子データとし、

40

複数の前記第 1 の素子データに、各素子データごとに中心となる素子との距離で定まる位相補正を行い、該位相補正を行った複数の前記第 1 の素子データを重ね合わせて、第 2 の素子データを生成し、

検査対象物内で超音波の音速を決定する位置が前記送信焦点の近傍か否かを判定して、前記音速を決定する位置が送信焦点の近傍である場合には、前記第 1 の素子データを用いて音速を決定し、前記音速を決定する位置が送信焦点の近傍ではない場合には、前記第 2 の素子データを用いて音速を決定することを特徴とする音速決定方法。

【請求項 11】

中心となる素子の変更、および、超音波ビームの送信方向の変更の少なくとも一方を行って、前記探触子に前記複数回の超音波ビームの送信を行わせる請求項 10 に記載の音速

50

決定方法。

【請求項 1 2】

中心となる素子が互いに異なる前記超音波ビームの送信で得られた複数の前記第 1 の素子データ、および、送信方向が互いに異なる前記超音波ビームの送信で得られた複数の前記第 1 の素子データの、少なくとも一方を用いて、前記第 2 の素子データを生成する請求項 1 1に記載の音速決定方法。

【請求項 1 3】

送信領域が重なり合う前記超音波ビームの送信で得られた、複数の前記第 1 の素子データから、前記第 2 の素子データを生成する請求項 1 0 ~ 1 2のいずれかに記載の音速決定方法。

10

【請求項 1 4】

被検体内における測定領域を複数の分割し、分割した各領域毎に前記音速を決定する請求項 1 0 ~ 1 3のいずれかに記載の音速決定方法。

【請求項 1 5】

1 つの音線に対応する超音波ビームの送信を、1 つの送信焦点のみで行う請求項 1 0 ~ 1 4のいずれかに記載の音速決定方法。

【請求項 1 6】

超音波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子に、複数の前記素子を用い、所定の送信焦点を形成するように超音波ビームを送信させることを、複数回、行わせるステップ、

20

個々の前記超音波ビームの送信に対応して、前記素子が出力したアナログ素子信号を A/D 変換して、デジタル素子信号である第 1 の素子データとするステップ、

複数の前記第 1 の素子データに、各素子データごとに中心となる素子との距離で定まる位相補正を行い、該位相補正を行った複数の前記第 1 の素子データを重ね合わせて、第 2 の素子データを生成するステップ、

検査対象物内で音速を決定する位置が前記送信焦点の近傍か否かを判定するステップ、

および、前記音速を決定する位置が送信焦点の近傍である場合には、前記第 1 の素子データを用いて音速を決定し、前記音速を決定する位置が送信焦点の近傍ではない場合には、前記第 2 の素子データを用いて音速を決定するステップを、コンピュータに実行させるプログラム。

30

【請求項 1 7】

前記探触子に超音波ビームの送信を行わせるステップでは、中心となる素子の変更、および、超音波ビームの送信方向の変更の少なくとも一方を行って、前記探触子に前記複数の超音波ビームの送信を行わせる請求項 1 6に記載のプログラム。

【請求項 1 8】

前記第 2 の素子データを生成するステップでは、中心となる素子が互いに異なる前記超音波ビームの送信で得られた複数の前記第 1 の素子データ、および、送信方向が互いに異なる前記超音波ビームの送信で得られた複数の前記第 1 の素子データの、少なくとも一方を用いて、前記第 2 の素子データを生成する請求項 1 7に記載のプログラム。

40

【請求項 1 9】

前記第 2 の素子データを生成するステップでは、送信領域が重なり合う前記超音波ビームの送信で得られた、複数の前記第 1 の素子データから、前記第 2 の素子データを生成する請求項 1 6 ~ 1 8のいずれかに記載のプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断において、検査対象物内の音速決定機能を有する超音波診断装置、検査対象物内の音速の決定方法、および、検査対象物の音速を決定するプログラムに関する。

50

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波画像診断装置等の超音波診断装置が実用化されている。

一般に、この種の超音波診断装置は、複数の素子（超音波トランスデューサ）を内蔵した超音波プローブ（超音波探触子 以下、プローブとも言う）と、このプローブに接続された装置本体とを有している。超音波診断装置では、プローブの複数の素子から所定の焦点（送信焦点）を形成するように被検体（検査対象物）に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーをプローブで受信して、受信した超音波エコーの受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

10

【0003】

ここで、超音波診断装置では、一回の超音波ビームの送信による被検体からの超音波エコーを、複数の素子で受信する。従って、同一の反射体で反射された超音波エコーでも、各素子の位置に応じて、超音波エコーの受信時間は遅延する。

そのため、超音波診断装置では、各素子で受信した超音波エコーの受信信号をA/D（アナログ/デジタル）変換してデジタルの受信信号（以下、素子データとする）とした後、この素子データを受信フォーカス処理、即ち、受信信号の遅延時間に応じた遅延補正を行い、位相を合わせ整相加算して受信データ（音線信号）を生成し、この受信データによって、超音波画像を生成している。

【0004】

20

従来の超音波診断装置では、被検体内における超音波の音速は一定であると仮定し、超音波の音速を、予め設定した或る値に固定して、受信フォーカス処理を行っていた。

しかし、生体内の脂肪層、筋肉層等の組織の違いにより音速は異なるので、被検体内における超音波の音速は一樣ではない。また、太った被検者と、やせた被検者とでは、脂肪層や筋肉層の厚さが異なる。すなわち、超音波の音速には、個人差がある。

【0005】

そのため、超音波の音速を固定していた従来の超音波診断装置では、被検体内の実際の音速と、設定した音速とが異なると、被検体内で反射されて素子に至る超音波エコーの到達時間が、設定した遅延時間とズレてしまう。

その結果、適正な位相整合を行うことができず、受信フォーカスが不適正になってしまい、得られる超音波画像の画質が劣化するという問題が有る。また、得られる超音波画像が、実際の被検体に対して歪んでしまうという問題も有る。

30

【0006】

このような問題に対し、超音波診断装置では、被検体内における音速を決定（算出）し、この音速を用いて、受信フォーカス処理を行うことが行われている。

例えば、特許文献1には、被検体における診断領域を撮影しようとする超音波画像上で分割してなる着目領域を設定して、超音波の送受信を行い、適宜設定した複数の音速（設定音速）を用いて、得られた素子データに対して受信フォーカス処理を行って、各着目領域において、予め設定した複数の音速（設定音速）毎にフォーカス指標を算出し、算出したフォーカス指標を用いて、各着目領域における音速（環境音速）を決定する超音波診断装置が記載されている。

40

フォーカス指標としては、コントラストや輝度等が例示され、例えば、フォーカス指標としての輝度が最も高かった設定音速を、着目領域における音速として決定している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2011-92686号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

50

特許文献１に記載される超音波診断装置においては、決定した音速に応じて遅延時間や遅延パターンを補正あるいは選択して、受信フォーカス処理を行って、超音波画像を生成する。これにより、被検体内の場所や被検体毎の音速の違いによらず、安定して、適正な超音波画像を出力することを可能にしている。

【０００９】

ここで、この音速の決定方法は、焦点など、超音波エコー（反射波）の波面形状が綺麗な場所では、正確な音速を求めることができる。しかしながら、焦点から離れた位置などでは、正確な音速を求めることができない場合も、多い。

そのため、被検体内（超音波画像）の位置によっては、決定した音速を用いても適正な受信フォーカス処理を行うことができず、高画質な超音波画像が得られない場合がある。

10

【００１０】

一方、被検体内のあらゆる場所に対応して、正確な音速を決定するためには、深さや方位方向の位置が異なる多数の焦点に対応して、超音波の送信（送受信）を行えばよい。

しかしながら、多数の焦点に対応して超音波の送受信を行うと、音速の更新等に伴って、超音波画像のフレームレートが低下してしまうという問題も有る。

【００１１】

本発明の目的は、このような従来技術の問題点を解決することにより、超音波診断において、深度方向の多数の焦点に対応して超音波の送受信を行わなくても、検査対象物内のあらゆる場所において、正確に音速を決定することができる超音波診断装置、音速決定方法およびプログラムを提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【００１２】

この目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波ビームを用いて検査対象物を検査する超音波診断装置であって、

超音波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子と、

探触子に、複数の素子を用い、所定の送信焦点を形成するように超音波ビームを送信させることを、複数回、行わせる送信手段と、

送信焦点それぞれに対応する個々の超音波ビームの送信に対応して、複数の素子が出力したアナログ素子信号を受け、所定の処理を施す受信手段と、

30

受信手段が処理したアナログ素子信号をＡ／Ｄ変換して、デジタル素子信号である第１の素子データとするＡＤ変換手段と、

複数の第１の素子データを用いて、第１の素子データのいずれかに対応する第２の素子データを生成するデータ処理手段と、

第１の素子データあるいは第２の素子データを用いて、検査対象物内における超音波の音速を決定する音速決定手段と、

音速決定手段が音速を決定する位置が、送信焦点の位置の近傍か否かを判定する位置判定手段とを有し、

かつ、音速決定手段は、位置判定手段による判定結果に応じて、音速決定位置が送信焦点の近傍である場合には、第１の素子データを用いて音速を決定し、音速決定位置が送信焦点の近傍ではない場合には、第２の素子データを用いて音速を決定することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

40

【００１３】

このような本発明の超音波診断装置において、送信手段は、中心となる素子の変更、および、超音波ビームの送信方向の変更の少なくとも一方を行って、探触子に複数回の超音波ビームの送信を行わせるのが好ましい。

また、データ処理手段は、中心となる素子が互いに異なる超音波ビームの送信で得られた複数の第１の素子データ、および、送信方向が互いに異なる超音波ビームの送信で得られた複数の第１の素子データの、少なくとも一方を用いて、第２の素子データを生成する

50

のが好ましい。

また、データ処理手段は、送信領域が重なり合う超音波ビームの送信で得られた、複数の第1の素子データから、第2の素子データを生成するのが好ましい。

また、データ処理手段は、複数の第1の素子データを、素子が超音波エコーを受信した受信時間および素子の位置に応じて重ね合わせて、第2の素子データを生成するのが好ましい。

また、被検体内における測定領域を複数に分割し、分割した各領域毎に音速を決定するのが好ましい。

また、送信手段は、音速の決定を行う際に、1つの音線に対応する超音波ビームの送信を、1つの送信焦点のみで行うのが好ましい。

10

また、少なくとも1つの超音波画像に対応する全ての第1の素子データを記憶する素子データ記憶手段を有するのが好ましい。

また、第2の素子データを用いて超音波画像を形成するのが好ましい。

さらに、音速決定手段が決定した音速を用いて、超音波画像を形成するための整合加算を行い、超音波画像を形成するのが好ましい。

【0014】

また、本発明の音速算出方法は、超音波ビームを送信し、検査対象物によって反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子を用いる超音波診断において、検査対象物内の超音波の音速を決定するに際し、

20

探触子に、複数の素子を用い、所定の送信焦点を形成するように超音波ビームを送信させることを、複数回、行い、

送信焦点それぞれに対応する個々の超音波ビームの送信に対応して、複数の素子が出力したアナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データとし、

複数の第1の素子データを用いて、第1の素子データのいずれかに対応する第2の素子データを生成し、

検査対象物内における超音波の音速を決定する位置が送信焦点の近傍か否かを判定して、音速を決定する位置が送信焦点の近傍である場合には、第1の素子データを用いて音速を決定し、音速を決定する位置が送信焦点の近傍ではない場合には、第2の素子データを用いて音速を決定することを特徴とする音速決定方法を提供する。

30

【0015】

このような本発明の音速算出方法において、中心となる素子の変更、および、超音波ビームの送信方向の変更の少なくとも一方を行って、探触子に複数回の超音波ビームの送信を行わせるのが好ましい。

また、中心となる素子が互いに異なる超音波ビームの送信で得られた複数の第1の素子データ、および、送信方向が互いに異なる超音波ビームの送信で得られた複数の第1の素子データの、少なくとも一方を用いて、第2の素子データを生成するのが好ましい。

また、送信領域が重なり合う超音波ビームの送信で得られた、複数の第1の素子データから、第2の素子データを生成するのが好ましい。

40

また、複数の第1の素子データを、素子が超音波エコーを受信した受信時間および素子の位置に応じて重ね合わせて、第2の素子データを生成するのが好ましい。

また、被検体内における測定領域を複数に分割し、分割した各領域毎に音速を決定するのが好ましい。

さらに、1つの音線に対応する超音波ビームの送信を、1つの送信焦点のみで行うのが好ましい。

【0016】

さらに、本発明のプログラムは、超音波ビームを送信し、かつ、検査対象物によって反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに応じたアナログ素子信号を出力する、複数の素子が配列された探触子に、複数の素子を用い、所定の送信焦点を形成す

50

るように超音波ビームを送信させることを、複数回、行わせるステップ、

送信焦点それぞれに対応する個々の超音波ビームの送信に対応して、素子が出力したアナログ素子信号をA/D変換して、デジタル素子信号である第1の素子データとするステップ、

複数の第1の素子データから、第1の素子データのいずれかに対応する第2の素子データを生成するステップ、

検査対象物内で音速を決定する位置が送信焦点の近傍か否かを判定するステップ、

および、音速を決定する位置が送信焦点の近傍である場合には、第1の素子データを用いて音速を決定し、音速を決定する位置が送信焦点の近傍ではない場合には、第2の素子データを用いて音速を決定するステップを、コンピュータに実行させるプログラムを提供する。

10

【0017】

このような本発明のプログラムにおいて、探触子に超音波ビームの送信を行わせるステップでは、中心となる素子の変更、および、超音波ビームの送信方向の変更の少なくとも一方を行って、探触子に複数回の超音波ビームの送信を行わせるのが好ましい。

また、第2の素子データを生成するステップでは、中心となる素子が互いに異なる超音波ビームの送信で得られた複数の第1の素子データ、および、送信方向が互いに異なる超音波ビームの送信で得られた複数の第1の素子データの、少なくとも一方を用いて、第2の素子データを生成するのが好ましい。

また、第2の素子データを生成するステップでは、送信領域が重なり合う超音波ビームの送信で得られた、複数の第1の素子データから、第2の素子データを生成するのが好ましい。

20

さらに、第2の素子データを生成するステップでは、複数の第1の素子データを、素子が超音波エコーを受信した受信時間および素子の位置に応じて重ね合わせて、第2の素子データを生成するのが好ましい。

【発明の効果】

【0018】

このような本発明によれば、超音波診断において、深度方向の多数の焦点に対応して超音波の送受信を行わなくても、検査対象物内のあらゆる場所において、正確に音速を決定することができる。

30

そのため、本発明によれば、フレームレートを低下することなく、正確な音速で適正な受信フォーカス処理を行った、高画質な超音波画像を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の超音波診断装置の構成の一例を概念的に示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波診断装置における受信フォーカス処理の一例を説明するための概念図である。

【図3】図1に示す超音波診断装置の素子データ処理部の構成の一例を概念的に示すブロック図である。

【図4】(a)および(c)は、それぞれ理想的な超音波ビームによる超音波の送受信を説明するための概念図であり、(b)および(d)は、それぞれの超音波の送受信で得られる素子データを示す概念図である。

40

【図5】(a)および(c)は、それぞれ実際の超音波ビームによる超音波の送受信を説明するための概念図であり、(b)および(d)は、それぞれの超音波の送受信で得られる素子データを示す概念図である。

【図6】(a)および(b)は、同じ反射点に対して、互いに異なる中心素子による超音波の送受信を行った場合の音波の経路を説明するための概念図であり、(c)は、複数の素子で得られる素子データを、(d)は、(c)に示す素子データの遅延時間を、それぞれ説明するための概念図である。

【図7】(a)、(b)および(c)は真の信号の、(d)、(e)および(f)はゴー

50

ストの、それぞれ素子データ、それらの遅延時間および素子データの重ね合わせ状態を説明するための概念図であり、(g)は、複数の素子に対応する素子データの重ね合わせ状態を、(h)は、(g)における素子データの重ね合わせの結果を、それぞれ説明するための概念図である。

【図8】図1に示す超音波診断装置の音速決定部の構成の一例を概念的に示すブロック図である。

【図9】図1に示す超音波診断装置の音速決定処理の一例を説明するためのフローチャートである。

【図10】図9のフローチャートにおける音速決定方法を説明するためのフローチャートである。

10

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明の超音波診断装置、音速決定方法およびプログラムについて、添付の図面に示される好適実施例を基に、詳細に説明する。

【0021】

図1に、本発明の音速決定方法を実施する、本発明の超音波診断装置の一例を、ブロック図によって概念的に示す。

【0022】

図1に示すように、超音波診断装置10は、超音波プローブ12と、超音波プローブ12に接続される送信部14および受信部16と、A/D変換部18と、素子データ記憶部20と、素子データ処理部22と、音速決定部23と、画像生成部24と、表示制御部26と、表示部28と、制御部30と、操作部32と、格納部34とを有する。

20

図示例においては、送信部14、受信部16、A/D変換部18、素子データ記憶部20、素子データ処理部22、音速決定部23、画像生成部24、表示制御部26、表示部28、制御部30、操作部32、および、格納部34が、超音波診断装置10の装置本体を構成する。

【0023】

超音波プローブ(超音波探触子)12は、通常の超音波診断装置に用いられる、公知の超音波プローブである。

超音波プローブ12(以下、プローブ12とする)は、超音波トランスデューサを一次的または二次元的に配列してなる振動子アレイ36を有する。

30

超音波トランスデューサは、検査対象物(以下、被検体という)の超音波画像の撮像の際に、それぞれ送信部14から供給される駆動信号に従って超音波ビームを被検体に送信すると共に、被検体で反射された超音波エコーを受信して、受信した超音波の強さに応じた受信信号を出力する。

【0024】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)に代表される圧電セラミックや、PVDf(ポリフッ化ビニリデン)に代表される高分子圧電素子、PMN-PT(マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体)に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した、振動子で構成される。

40

【0025】

このような振動子の電極に、パルス状または連続波状の電圧を印加すると、印加された電圧に応じて圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状または連続波の超音波を発生する。また、各振動子から発生した超音波は、各振動子の駆動の遅延に応じて、設定された焦点に収束して合成されて(すなわち送信フォーカスされて)、超音波ビームが形成される。

また、振動子は、被検体内で反射された超音波エコーが入射することで伸縮し、この伸縮の大きさに応じた電気信号を発生する。この電気信号が、受信信号として、受信部16に出力される。

【0026】

50

送信部 14 は、例えば、複数のパルスを有し、プローブ 12 の各超音波トランスデューサ（振動子）に、駆動信号を供給する（駆動電圧を印加する）。

送信部 14 は、制御部 30 が選択した送信遅延パターンに基づいて、所定数（後述する図 4 に示す例では 3 つ）の超音波トランスデューサが送信する超音波が、設定した焦点に収束する目的とする超音波ビームを送信するように、駆動信号の遅延量（駆動電圧の印加タイミング）を調節する送信フォーカスを行って、駆動信号を超音波トランスデューサに供給する。なお、この送信遅延パターンは、後述する環境音速に応じて補正されたものでよい。

これにより、プローブ 12（振動子アレイ 36）から被検体に、目的とする超音波ビームが送信される。

【0027】

受信部 16 は、制御部 30 からの制御信号に応じて、1 回の超音波ビームの送信に対応して、所定数（後述する図 4 に示す例では 7 つ）の超音波トランスデューサが出力した受信信号を受け取り、増幅等の所定の処理を施して、A/D 変換部 18 に供給する。

【0028】

なお、本発明の超音波診断装置 10 において、超音波の送受信の方法は、基本的に、公知の超音波診断装置と同様である。

従って、1 回の超音波の送受信（1 本の超音波ビームの送信、および、この送信に対応する超音波エコーの受信）において、超音波を発生する超音波トランスデューサの数（送信開口の数）、および、超音波を受信（受信部 16 が受信信号を受け取る）する超音波トランスデューサの数（受信開口の数）は、共に、複数であれば、限定は無い。また、1 回の送受信において、送信と受信とで、開口数は、同じでも異なってもよい。

また、少なくとも方位方向（アジマス方向（超音波トランスデューサの配列方向））に隣接する超音波ビームで、送信領域が重複していれば、1 つの超音波画像を形成するための超音波の送受信の回数（音線数）や、送受信の中心となる超音波トランスデューサ（中心素子）の間隔（すなわち走査線 / 音線の密度）にも、限定は無い。従って、超音波で走査する領域に対応する全ての超音波トランスデューサを中心素子として超音波の送受信を行ってもよく、2 個置きや 4 個置きなどの所定間隔の超音波トランスデューサを中心素子として超音波の送受信を行ってもよい。

【0029】

A/D 変換部 18 は、受信部 16 から供給されたアナログの受信信号を、アナログ / デジタル変換して、デジタルの受信信号である素子データ（第 1 の素子データ）とする。

A/D 変換部 18 は、A/D 変換した素子データを素子データ記憶部 20 に供給する。

【0030】

素子データ記憶部 20 は、A/D 変換部 18 から供給された素子データを、順次、記憶する。また、素子データ記憶部 20 は、制御部 30 から入力されるフレームレートに関する情報（例えば、超音波の反射位置の深度、走査線の密度、視野幅を示すパラメータ）を、各素子データに関連付けて格納する。

好ましくは、素子データ記憶部 20 は、少なくとも 1 つの超音波画像（1 フレームの超音波画像）に対応する全ての素子データを記憶し、かつ、少なくとも超音波画像の表示を終了するまでは、表示中および表示前の超音波画像の素子データを消去しない。

【0031】

素子データ処理部 22 は、素子データを重ね合わせて、各素子データに対応する処理済素子データ（第 2 の素子データ）を生成する部位である。

具体的には、素子データ処理部 22 は、制御部 30 による制御に基づいて、素子データ記憶部 20 に記憶された素子データのうち、中心となる超音波トランスデューサ（中心となる素子（中心素子））が異なり、かつ、超音波ビームの送信領域が重なり合う、所定数（複数）の超音波ビームの送信で得られた素子データを、各超音波トランスデューサが超音波エコーを受信した時間、および、超音波トランスデューサの位置に応じて重ね合わせて、素子データ（後述する注目素子の素子データ）に対応する処理済素子データを生成す

10

20

30

40

50

る。

素子データ処理部 22 は、生成した処理済素子データを、音速決定部 23 および画像生成部 24 に送る。

【0032】

音速決定部 23 は、素子データ処理部 22 が生成した処理済素子データを用いて、被検体内における超音波の音速（環境音速）を決定する部位である。

素子データ処理部 22 および処理済素子データ、ならびに、音速決定部 23 および環境音速に関しては、後に詳述する。

【0033】

画像生成部 24 は、制御部 30 による制御に基づいて、素子データ処理部 22 から供給された処理済素子データから受信データ（音線信号）を生成し、この受信データから超音波画像を生成するものである。

画像生成部 24 は、整相加算部 38、検波処理部 40、DSC 42、画像処理部 44、および、画像メモリ 46 を有する。

【0034】

整相加算部 38 は、素子データ処理部 22 が生成した処理済素子データを整合加算して受信フォーカス処理を行い、受信データを生成する。

前述のように、プローブ 12 の振動子アレイ 36 は、複数の素子（超音波トランスデューサ）を一次元的あるいは二次元的に配列してなるものである。従って、被検体内の 1 つの反射点との間の距離は、各超音波トランスデューサで異なる。そのため、同じ反射点で反射された超音波エコーであっても、各超音波トランスデューサに超音波エコーが到達する時間が異なる。整相加算部 38 は、制御部 30 が選択した受信遅延パターンに応じて、各超音波トランスデューサ毎の超音波エコーの到達時刻の差（遅延時間）に相当する分、各処理済素子データを遅延して、遅延時間を与えた処理済素子データを整合加算することにより、デジタル的に受信フォーカス処理を行い、受信データを生成する。

整相加算部 38 は、生成した受信データを、検波処理部 40 に供給する。

【0035】

ここで、整相加算部 38 は、音速決定部 23 によって、被検体内における超音波の音速（環境音速）が決定されて、供給されている場合には、この環境音速を用いて、遅延時間や受信遅延パターン等の補正を行って、受信フォーカス処理を行う。

なお、環境音速が決定されていない場合には、整相加算部 38 は、受信遅延パターンを用いた公知の方法で、受信フォーカス処理を行う。

【0036】

図 2 に、環境音速を用いた受信フォーカス処理の一例を示す。

ここで、図 2 は、プローブ 12 が有する複数の超音波トランスデューサが、同図中左右方向に一直列に配列されている、リニアプローブの場合である。しかしながら、コンベックスプローブの場合もプローブ形状が違っただけで、考え方は同じでよい。

【0037】

方位方向における各々の超音波トランスデューサの幅を L とすると、方位方向の中心の超音波トランスデューサから端部に向かって n 番目の超音波トランスデューサまでの距離は nL となる。

同図に示すように、超音波の反射点が、中心の超音波トランスデューサから配列方向に対して垂直な距離（深さ） d の位置にあるとすると、 n 番目の超音波トランスデューサと反射点との間の距離（長さ） d_n は、式（1）により算出される。

$$d_n = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} \quad \dots \quad (1)$$

従って、環境音速 V_a を用いて、超音波エコーが反射点から n 番目の超音波トランスデューサに到達（受信）する時間 t_n は、式（2）により算出される。

$$t_n = d_n / V_a = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} / V_a \quad \dots \quad (2)$$

【0038】

前述のように、超音波トランスデューサと反射点との間の距離は、各超音波トランスデ

ューサ毎に異なる。そのため、この例の場合、同図上部のグラフに示すように、超音波エコーの到達時間 t_n は、配列方向の端部側の超音波トランスデューサほど、長くなる。

具体的には、 n 番目の超音波トランスデューサで受信される超音波は、超音波が反射点から中心の超音波トランスデューサで受信されるまでの時間を t_1 とすると、中心の超音波トランスデューサで受信される超音波に対して、時間 $\Delta t = t_n - t_1$ だけ遅れる。本例では、この遅延時間 Δt が、すなわち、受信遅延パターンである。

整相加算部 38 は、各々の超音波トランスデューサに対応する受信データについて、上記時間 Δt で表される遅延時間を用いて整相加算を行い、受信フォーカス処理を行う。

【0039】

なお、本発明において、環境音速に応じた受信フォーカス処理は、この方法に限定はされず、公知の方法が、各種、利用可能である。

10

例えば、制御部 30 が、環境音速に応じた受信遅延パターンを選択して、これに応じた制御信号を整相加算部 38 に供給してもよい。あるいは、制御部 30 が環境音速に応じて受信遅延パターンを補正して、補正した受信遅延パターンに応じた制御信号を整相加算部 38 に供給してもよい。あるいは、整相加算部 38 が、環境音速に応じて、制御部 30 から供給された制御信号を補正して、受信フォーカス処理を行ってもよい。

【0040】

検波処理部 40 は、整相加算部 38 が生成した受信データに対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内における断層の画像情報（輝度画像情報）である B モード画像データを生成する。

20

DSC (digital scan converter) 48 は、検波処理部 40 で生成された B モード画像データを、通常のテレビジョン信号の走査方式に対応する画像データに変換（ラスタ変換）する。

【0041】

画像処理部 44 は、DSC 42 から入力される B モード画像データに、階調処理等の各種の必要な画像処理を施して、表示に供するための B モード画像データとする。画像処理部 44 は、画像処理済の B モード画像データを、表示のために表示制御部 26 に出力し、および／または、画像メモリ 46 に格納する。

画像メモリ 46 は、画像処理部 44 が処理した B モード画像データを格納する、公知の記憶手段（記憶媒体）である。画像メモリ 46 に格納された B モード画像データは、必要に応じて、表示部 28 で表示するために表示制御部 26 に読み出される。

30

【0042】

表示制御部 26 は、画像処理部 44 によって所定の画像処理が施された B モード画像データを用いて、表示部 28 に超音波画像を表示させる。

表示部 28 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部 26 の制御の下で、超音波画像を表示する。

【0043】

制御部 30 は、操作者により操作部 32 から入力された指令に基づいて超音波診断装置 10 の各部の制御を行う部位である。

また、制御部 30 は、操作部 32 を用いて操作者によって入力された各種の情報を、必要な部位に供給する。例えば、操作部 32 に、素子データ処理部 22 および画像生成部 24 の整相加算部 38 で用いられる遅延時間算出に必要な情報、ならびに、素子データ処理部 22 における素子データ処理に必要な情報の入力が行われた場合には、これらの情報を、必要に応じて、送信部 14、受信部 16、素子データ記憶部 20、素子データ処理部 22、画像生成部 24 および表示制御部 26 等の各部に供給する。

40

【0044】

操作部 32 は、操作者が入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

また、操作部 32 は、操作者が、必要に応じて各種の情報を入力するための、入力機能を備えている。例えば、操作部 32 は、プローブ 12（超音波トランスデューサ）の情報

50

、プローブ１２（振動子アレイ３６）における送信開口および受信開口、重ね合わせる素子データ数や方法などの処理済素子データの生成に関する情報、超音波ビームの焦点位置等を入力するための、入力機能を備えている。

これらは、例えば、撮影部位（診察部位）の選択、画質の選択、撮影する超音波画像の深度の選択等によって、入力される。

【００４５】

格納部３４は、制御部３０が超音波診断装置１０の各部の制御を実行するための動作プログラム、送信遅延パターンおよび受信遅延パターン、処理済素子データの生成に関する情報、さらには、操作部３２から入力されたプローブ１２の情報、送信開口および受信開口、焦点位置の情報など、制御部３０が超音波診断装置の動作や制御を行うための必要な情報等を格納するものである。

10

格納部３４には、ハードディスク、フレキシブルディスク、ＭＯ、ＭＴ、ＲＡＭ、ＣＤ－ＲＯＭ、ＤＶＤ－ＲＯＭ等の公知の記録媒体を用いることができる。

【００４６】

なお、超音波診断装置１０において、素子データ処理部２２、音速決定部２３、整相算部３８、検波処理部４０、ＤＳＣ４２、画像処理部４４、および表示制御部２６等は、ＣＰＵと、ＣＰＵに各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成される。しかしながら、本発明においては、これらの部位をデジタル回路で構成してもよい。

【００４７】

前述のように、素子データ処理部２２は、素子データ記憶部２０に記憶された素子データ（未処理素子データ）のうち、中心となる超音波トランスデューサ（中心素子）が異なり、かつ、超音波ビームの送信領域の少なくとも一部が重なる、所定数（複数）の超音波ビームの送信で得られた素子データを、各超音波トランスデューサが受信した時間および超音波トランスデューサの位置に応じて重ね合わせて、処理済素子データを生成する部位である。

20

なお、以下の説明では、超音波トランスデューサのことを、単に『素子』とも言う。

【００４８】

図３に、素子データ処理部２２の構成を、ブロック図で概念的に示す。

図３に示すように、素子データ処理部２２は、遅延時間算出部４８と、重ね合わせ処理部４９とを有する。

30

【００４９】

遅延時間算出部４８は、操作部３２から入力された、もしくは、操作部３２から入力されて格納部３４に格納されているプローブ１２（超音波トランスデューサ（素子））、超音波ビームの焦点位置、プローブ１２の送信開口および受信開口などに関する情報を事前に取得しておく。

また、遅延時間算出部４８は、超音波ビームを送信（生成）するために超音波を発振する送信開口の素子と、被検体からの超音波エコーを受信する受信開口の素子との幾何学的な位置に基づいて、受信開口の素子で受信される超音波エコーすなわち素子データの遅延時間を算出する。

【００５０】

40

重ね合わせ処理部４９は、操作部３２から入力された、もしくは、操作部３２から入力されて格納部３４に格納されている、重ね合わせる素子データの数および重ね合わせ処理方法等の素子データ処理に関する情報に基づいて、素子データ記憶部２０に記憶されている素子データから、重ね合わせを行う素子データを読み出す。本発明において、重ね合わせを行う素子データとは、中心素子が異なり、かつ、送信領域が重なる超音波ビームで得られた素子データ（２以上の対象領域毎に生成された２以上の素子データ）である。

さらに、重ね合わせ処理部４９は、遅延時間算出部４８で算出された、それぞれの素子データに対応する遅延時間に基づいて、２以上の素子データを、受信時間上で、即ち時間を合わせて、かつ、受信された探触子の素子の絶対的な位置を合わせて、重ね合わせて、処理済素子データを生成する。

50

【 0 0 5 1 】

以下に、素子データ処理部 22 で行う素子データの処理について、詳細に説明する。

初めに、超音波プローブ 12 において、送信開口すなわち超音波ビームを送信するために超音波を発信する素子（以下、単に送信素子という）から、被検体に超音波ビームを送信し、被検体との間の相互作用によって発生された超音波エコーを、受信開口すなわち超音波エコーの受信を行う素子（以下、単に受信素子という）で受信して、素子データを得る場合において、送信素子からの超音波ビームと受信素子で得られる素子データとの関係について説明する。

【 0 0 5 2 】

一例として、図 4 (a) に示すように、3つの素子 52 c ~ 52 e を送信素子として超音波ビームを送信し、7つの素子 52 a ~ 52 g を受信素子として超音波エコーを受信する。次いで、図 4 (c) に示すように、1素子分、素子を方位方向に移動（以下、シフトとも言う）して、3つの素子 52 d ~ 52 f を送信素子として超音波ビームを送信し、7つの素子 52 b ~ 52 h を受信素子として超音波エコーを受信して、それぞれ、素子データを取得する。

すなわち、図 4 (a) に示す例では、中心素子（中心となる素子）は、素子 52 d であり、図 4 (b) に示す例では、中心素子は素子 52 e である。

【 0 0 5 3 】

この際において、反射点 54 を含む検査対象領域に送信する超音波ビーム 56 が、焦点 58 で収束して、素子間隔以下に絞れている理想的な場合を考える。

図 4 (a) のように、反射点 54 の真上（反射点と焦点とを結ぶ直線上）にある素子 52 d を中心素子として、送信素子である素子 52 c ~ 52 e から超音波ビーム 56 を送信し、受信素子である素子 52 a ~ 52 g で超音波エコーを受信して素子データを取得すると、超音波ビーム 56 の焦点 58 は、中心素子である素子 52 d と反射点 54 とを結ぶ一直線上にある。この場合、超音波ビーム 56 は、反射点 54 まで送信されるので、反射点 54 から反射される超音波エコーが生成される。

反射点 54 からの超音波エコーは、所定角度に拡がる受信経路 60 を通って受信素子である素子 52 a ~ 52 g に受信され、素子 52 a ~ 52 g によって、図 4 (b) に示すような素子データ 62 が得られる。なお、図 4 (b) において、縦軸は時間で、横軸は図 4 (a) に一致する方位方向の位置（素子の位置）である（図 4 (d) も同じ）。

【 0 0 5 4 】

これに対し、図 4 (c) に示すように、中心素子を 1 素子分、シフトさせた場合には、反射点 54 の真上にある素子 52 d の隣の素子 52 e が、中心素子となる。

素子 52 e を中心素子として、送信素子である素子 52 d ~ 52 f から超音波ビーム 56 を送信し、受信素子である素子 52 b ~ 52 h で超音波エコーを受信する。この際に、同様に超音波ビーム 56 が理想的であれば、超音波ビーム 56 の送信方向、即ち、中心素子 52 e と焦点 58 とを結ぶ直線上に反射点 54 が存在しない。従って、この超音波ビーム 56 は、反射点 54 に送信されない。

そのため、反射点 54 から反射される超音波エコーは生成されず、受信素子である素子 52 b ~ 52 h は、超音波エコーを受信しないので、図 3 (d) に示すように、素子データは得られないことになる（素子データの信号強度が『 0 』になる）。

【 0 0 5 5 】

しかしながら、実際の超音波ビームは、図 5 (a) および (c) に示す超音波ビーム 64 のように、焦点 58 で収束した後に拡散するので、素子間隔より幅が広い。

ここで、図 4 (a) と同様に、図 5 (a) のように、反射点 54 の真上にある素子 52 d を中心素子として、素子 52 c ~ 52 e を送信素子として超音波ビーム 64 を送信した場合には、超音波ビーム 56 が幅広であっても、その焦点 58 は、素子 54 d と反射点 54 とを結ぶ一直線上にある。従って、超音波ビーム 64 は、反射点 54 で反射され、超音波エコーが生成される。

その結果、図 4 (a) の場合と同様に、反射点 54 からの超音波エコーは、所定角度に

10

20

30

40

50

拡がる受信経路 60 を通って受信素子である素子 52a ~ 52g に受信され、同様に、図 5 (b) に示すような真の素子データ 66 が得られる。

【0056】

次いで、図 4 と同様、図 5 (c) に示すように、中心素子を 1 素子分、シフトして、隣の素子 52e を中心素子として、素子 52d ~ 52f を送信素子として超音波ビーム 56 を送信し、素子 52b ~ 52h を受信素子として超音波エコーを受信する。この場合でも、超音波ビーム 64 は幅広であるため、その超音波の送信方向、即ち、中心素子である素子 52e と焦点 58 とを結ぶ直線上に反射点 54 が存在していなくても、超音波ビーム 64 は、反射点 54 に送信される (到達する)。

そのため、反射点 54 から、超音波ビームの送信方向には、本来、存在しない超音波エコー、所謂ゴーストの反射エコーが発生する。この反射点 54 からのゴーストの反射エコーは、図 5 (c) に示すように、所定角度に拡がる受信経路 60 を通って受信素子である素子 52b ~ 52h に受信される。その結果、素子 52b ~ 52h によって、図 5 (d) に示すようなゴーストの素子データ 68 が得られることになる。

【0057】

このようなゴーストの素子データ 68 は、素子データから生成される超音波画像の精度を低下させる原因となる。

素子データ処理部 22 は、素子データに対応する遅延時間を遅延時間算出部 48 で算出し、重ね合わせ処理部 49 が、2 以上の素子データを、この遅延時間および素子の絶対的な位置に応じて重ね合わせることで、真の素子データを強調して、ゴーストの素子データを減衰させた、高精度な素子データである処理済素子データを生成するものである。

【0058】

前述のように、遅延時間算出部 48 は、受信素子 (受信開口) の各素子で受信される素子データの遅延時間を算出する。

すなわち、図 5 (c) に示す超音波ビーム 64 の伝播距離は、超音波ビーム 64 が中心素子である素子 52e から焦点 58 を経由して反射点 54 に至る送信経路と、ゴーストの反射エコーが反射点 54 から受信素子である素子 52b ~ 52h の個々に至る受信経路との和となる。

この図 5 (c) に示す超音波ビーム 64 の伝播距離は、図 5 (a) に示す超音波ビーム 64 の伝播距離、すなわち、超音波ビーム 64 が中心素子 52d から焦点 58 を経由して反射点 54 に至る送信経路と、真の超音波エコーが反射点 54 から受信素子である素子 52a ~ 52g に至る受信経路との和より長くなる。

そのため、図 5 (d) に示すようなゴーストの素子データ 68 は、図 5 (b) に示すような真の素子データ 66 に対して、遅延することになる。

【0059】

素子データ処理部 22 の遅延時間算出部 48 において、真の素子データに対するゴーストの素子データの時間差、即ち遅延時間は、音速、送信素子、超音波ビームの焦点、被検体の反射点、および受信素子の幾何学的配置から算出される。

したがって、遅延時間の計算には、プローブ 12 の形状 (素子間隔、リニア、コンベックスなど)、音速、焦点の位置、送信開口、受信開口などの情報が必要である。遅延時間算出部 48 では、操作部 32 によって入力された、若しくは格納部 34 に格納されたこれらの情報を取得して、遅延時間の計算を行う。なお、音速は、固定値 (例えば、1540 m/sec) を用いてもよく、あるいは、後述する音速決定部 23 が決定した音速 (環境音速) を用いてもよく、あるいは、操作者が入力できるようにしてもよい。

遅延時間は、例えば、送信素子、超音波ビームの焦点、被検体の反射点、および受信素子の幾何学的配置から算出される、送信素子から焦点を経て反射点に至る超音波ビームの送信経路および反射点から受信素子に至る真の反射超音波エコーまたはゴーストの反射信号の受信経路の合計長さ (伝播距離) と、音速によって算出される伝播時間の差から算出することができる。

【0060】

本発明では、例えば、図 6 (a) および図 6 (b) に示すようにして、真の超音波エコーとゴーストの反射エコーの場合の超音波ビームの送信経路および受信経路の長さを求めることができる。なお、図 6 において、x 方向は方位方向で、y 方向は深度方向である。

また、図 6 (a) は、図 5 (a) と同様の超音波の送受信を行い、図 6 (b) は、図 5 (c) と同様の超音波の送受信を行うものである。

【 0 0 6 1 】

真の超音波エコーの場合、図 6 (a) (図 5 (a)) に示すように、中心素子である素子 5 2 d と、焦点 5 8 と、反射点 5 4 とは、一直線上に位置している (方位方向の位置が一致している)。すなわち、中心素子 5 2 d の真下に、焦点 5 8 および反射点 5 4 が位置している。

従って、中心素子である素子 5 2 d の位置を x - y の 2 次元座標上の座標 (x 0 , 0) とすると、焦点 5 8 および反射点 5 4 の x 座標も『 x 0 』となる。以下、この送信における焦点 5 8 の位置を座標 (x 0 , d f)、反射点 5 4 の位置を座標 (x 0 , z) とし、さらに、素子の間隔を L e とする。

この際において、中心素子である素子 5 2 d から焦点 5 8 を経て反射点 5 4 に至る超音波ビームの送信経路 6 1 の長さ (送信経路距離) L t a、および、反射点 5 4 から素子 5 2 d に至る真の反射超音波エコーの受信経路 6 0 の長さ (受信経路距離) L r a は、 $L t a = L r a = z$ によって算出できる。

したがって、真の超音波エコーの場合、超音波エコーの伝播距離 L u a は、 $L u a = L t a + L r a = 2 z$ となる。

【 0 0 6 2 】

次いで、図 6 (b) に示すように、送信素子および受信素子を x 方向 (方位方向) に 1 素子分ずらして (図中右方向にシフトして)、中心素子を素子 5 2 e として送受信を行う。図 5 (c) で示したように、この場合には、反射点 5 4 で反射されるのは、ゴーストの反射エコーとなる。

反射点 5 4 は、素子 5 2 d の真下 (方位方向の同位置) に位置している。従って、図 6 (b) に示すように、この送受信では、中心素子である素子 5 2 e と、反射点 5 4 との x 方向の位置は、1 素子分すなわち L e だけ、x 方向にずれる。

反射点 5 4 と x 方向の位置が一致する素子 5 2 d の座標が (x 0 , 0) であるので、中心素子である素子 5 2 e の座標は (x 0 + L e , 0)、この送信における焦点 5 8 の座標は (x 0 + L e , d f) となる。なお、前述のように、反射点 5 4 の座標は (x 0 , z) である。

従って、中心素子である素子 5 2 e から焦点 5 8 を経て、反射点 5 4 に至る超音波ビームの送信経路 6 1 の長さ (送信経路距離) L t b は、 $L t b = d f + \sqrt{(z - d f)^2 + L e^2}$ で算出できる。他方、反射点 5 4 から、直下 (x 方向 = 方位方向の同位置) の素子 5 2 d に至るゴーストの反射信号の受信経路 6 0 の長さ (受信経路距離) L r b は、 $L r b = z$ によって算出できる。

したがって、ゴーストの反射エコーの場合の超音波の伝播距離 L u b は、 $L u b = L t b + L r b = d f + \sqrt{(z - d f)^2 + L e^2} + z$ となる。

【 0 0 6 3 】

こうして、図 6 (a) に示す幾何学配置で求めた送信経路 6 1 の距離 L t a と受信経路 6 0 の距離 L r a を合計した超音波の伝播距離 L u a を、音速で割った値が、真の超音波エコーの伝播時間となる。また、図 6 (b) に示す幾何学配置で求めた送信経路 6 1 の距離 L t b と受信経路 6 0 の距離 L r b を合計した超音波の伝播距離 L u b を、音速で割った値がゴーストの反射エコーの伝播時間となる。

遅延時間は、反射点 5 4 と中心素子との x 座標が一致している時の真の超音波エコーの伝播時間から、反射点 5 4 と中心素子との x 座標を 1 素子間隔ずつずらしたときのゴーストの反射エコーの伝播時間の差から求められる。

なお、図 6 (a) および図 6 (b) の幾何学モデルでは、送信経路 6 1 が焦点 5 8 を経

由したモデルになっているが、本発明はこれに限定されず、例えば、焦点 5 8 を経由せずに、直接、反射点 5 4 に至る経路であっても良い。

【 0 0 6 4 】

また、図 6 (a) および図 6 (b) の幾何学モデルはリニアプローブの場合であるが、これに限らず他のプローブにおいても、プローブの形状から同様の幾何学計算を行うことができる。

例えば、コンベックスプローブの場合、プローブの半径と素子間隔の角度から幾何学モデルを設定して、同じように計算することができる。

【 0 0 6 5 】

また、ステア送信の場合には、送信角度などの情報を考慮した幾何学モデルを用い、送信素子と反射点との位置関係から、真の素子データおよびその周辺のゴーストの素子データの遅延時間を算出することができる。

さらに、幾何学モデルによって遅延時間を算出する方法に限らず、あらかじめ装置の計測条件に合わせて高輝度反射点を計測した計測結果から、計測条件毎に遅延時間を求めておき、その遅延時間を装置内に記憶しておくことで、同じ計測条件の遅延時間を読み出すようにしておいてもよい。

【 0 0 6 6 】

図 6 (c) に、真の素子データ 6 6 およびゴーストの素子データ 6 8 を示す。

図 6 (c) において、方位方向の中央が、真の素子データ 6 6、すなわち、中心素子と反射点 5 4 とで x 方向の位置が一致している送受信によって得られた素子データ (図示例では、素子 5 2 d を中心素子とした素子データ) である。また、中央の両側が、ゴーストの素子データ、すなわち、中心素子と反射点 5 4 とで x 方向の位置が一致していない送受信によって得られた素子データ (図示例では、素子 5 2 c や素子 5 2 e 等を中心素子とした素子データ) である。

また、図 6 (d) に、上述の幾何学計算から得られた真の素子データ 6 6 に対する、ゴーストの素子データ 6 8 の遅延時間の一例を示す。真の素子データ 6 6 を中心に、ゴーストの信号の素子データ 6 8 は、x 方向すなわち方位方向に対称的に時間が遅れることが示されている。

なお、こうして、素子データ処理部 2 2 の遅延時間算出部 4 8 において算出された遅延時間は、整相加算部 3 8 における遅延補正に用いることもできる。

【 0 0 6 7 】

後に詳述するが、本発明においては、或る注目素子を中心素子とする超音波ビームの送信 (注目素子の送受信) で得られた素子データに、中心素子が異なり、かつ、超音波ビームの少なくとも一部が重複する超音波ビームの送信で得られた素子データを、超音波エコーの受信時間と素子の位置とを合わせて重ね合わせることで、注目素子の処理済素子データ (第 2 の素子データ) を生成する (注目素子の素子データを再構築する) 。

図 6 において、反射点 5 4 は、注目素子の真下 (方位方向の同位置 / 注目素子と焦点とを結ぶ直線上) に位置する或るサンプリングポイントの位置 (素子データの出力位置) を示している。本発明では、注目素子の送受信におけるサンプリングポイントへの送受信経路を真の素子データの送受信経路と見なし、中心素子が異なる超音波の送受信 (周辺素子からの送受信) における同じサンプリングポイントへの送受信経路をゴーストの送受信経路と見なして、両送信経路の差から、遅延時間を算出して、この遅延時間を用いて素子データの時間を合わせて、重ね合わせを行う。言い換えれば、注目素子の送受信で得られた素子データを真の素子データ、中心素子が異なる送受信で得られた素子データをゴーストの素子データと仮定して、遅延時間を算出し、素子データの重ね合わせを行う。

本発明では、全てのサンプリングポイント (全ての素子データの出力位置) に対応して、同様の考え方で遅延時間を算出して、素子データの重ね合わせを行い、各素子の処理済素子データを生成する。

ここで、実際には、方位方向 (x 方向) にサンプリングポイント (反射点) の位置をズラしても、受信経路の長さ (受信経路距離 L_{rb}) は変わらない。従って、各注目素子に関

10

20

30

40

50

しては、深さ方向（y方向）の各サンプリングポイント毎に、中心素子が異なる送受信による素子データとの遅延時間の算出を行えばよい。

また、この重ね合わせ処理においては、真の素子データがどの素子データであるかを知っている必要はない。すなわち、後に図7を用いて詳述するが、この重ね合わせ処理では、注目素子の素子データが真の素子データであれば、自動的に強調されて素子データが残り、ゴーストであれば素子データは打ち消される。すなわち、注目素子の素子データが真の素子データである場合には、遅延時間による処理が一致して信号が強調され、注目素子の素子データがゴーストの素子データである場合には、遅延時間による処理が一致せずに、信号が打ち消される。

【0068】

次に、本発明の素子データ処理部22の重ね合わせ処理部49においては、こうして遅延時間算出部48において算出された遅延時間を用いて、素子データの重ね合わせ処理を行う。

なお、重ね合わせ処理部49における重ね合わせ処理では、重ね合わせる時の重ね合わせ素子データ数と重ね合わせ処理方法の情報が必要になるが、これらは、予め、操作部32によって入力しておいても良いし、格納部34に格納しておいても良い。

【0069】

図7(a)～(h)に、重ね合わせ処理部49で行われる、重ね合わせ処理の一例を示す。なお、図7に示す例は、素子データ数が5つ、重ね合わせ素子データ数が3つの場合である。

図7(a)は、5回の超音波の送受信によって得られた5つの素子データを横に並べて表示している。また、図7(a)は、素子データ毎に、超音波ビームを送信して、超音波エコーを受信した様子を表している。各素子データの横軸は、受信素子を表しており、それぞれの素子データにおいて超音波ビームの送受信における中心素子を中心にして表示している。縦軸は、受信時間を表す。この例では、例えば先の素子52b～52fなど、中心素子を、1素子ずつ、ずらして、5回の超音波の送受信を行っている。

図7では、中央の素子データにおける中心素子の真下にのみ、1つの反射点が存在している状態を示す。すなわち、5つの素子データのうち、真中の素子データでは、超音波の送受信において、反射点からの真の超音波エコーが受信されている。つまり、真中の素子データは、真の素子データである。

【0070】

真中の素子データ以外の両側2つの素子データについては、超音波の送受信の中心素子の真下には反射点は存在していない。しかしながら、送信した超音波ビームの広がりによって、真中の素子データの送信素子の真下に存在する反射点に超音波ビームが当たることによって生じた反射エコーの素子データ、即ちゴーストの素子データが写り込んでいる。

ゴーストの素子データは、真の素子データから離れるほど、反射点までの超音波の伝播時間が長くなるため、真の素子データよりも受信時間が遅くなる。また、反射点からの超音波エコーが初めに受信される受信素子の位置は、反射点の真上の素子（反射点と方位方向の位置が一致する素子）である。

ここで、図7の各素子データの横軸は、超音波ビームの送信時における中心素子を中心にして表示している。従って、図7に示す例では、素子データ毎に、この中心素子を1素子ずつずらして送信していることから、各素子データにおいて方位方向の素子の絶対位置は、1素子ずつずれている。つまり、真中の素子データでは、反射点からの反射信号が初めに受信される受信素子は中心素子であるが、両隣の素子データにおいては、真中の素子データよりも1素子ずれており、右側の素子データでは左に1素子ずれ、左側の素子データでは右に1素子ずれている。さらに、両端の素子データでは、真中の素子データよりも2素子ずれており、右端の素子データでは左に2素子ずれ、左端の素子データでは右に2素子ずれている。このように、ゴーストの信号は、真の信号に対して、受信時間が遅れるだけでなく、受信素子の方向に対してもずれを生じている。

【0071】

図 7 (b) に、図 7 (a) に示す 5 素子分の素子データの真中の素子データに対する受信時間の遅延時間の一例を示す。

重ね合わせ処理部 4 9 では、図 7 (b) に示す遅延時間を用いて、真中の素子データの中心素子を注目素子とした場合に、注目素子を中心に、重ね合わせる素子の数分、図示例では 3 素子分だけ遅延時間補正を行うと共に、注目素子との素子数分、図示例では両側に 1 素子分だけ方位方向にシフトさせて、即ち位相を合わせて 3 素子分の素子データを重ね合わせ、注目素子の 1 つの重ね合わせ処理済素子データとして求める。

すなわち、本例においては、注目素子を中心素子とする超音波の送受信によって得られた素子データ（以下、注目素子の素子データとも言う）に、注目素子の隣の素子を中心素子とする超音波の送受信によって得られた素子データ（以下、隣の素子の素子データとも言う）を重ね合わせて、注目素子の素子データの処理済素子データを生成している。

10

【 0 0 7 2 】

こうして得られた注目素子の重ね合わせ処理済素子データを図 7 (c) に示す。

前述のように、図 7 (a) に示す注目素子の素子データは、中心素子（すなわち注目素子）の真下に反射点が存在する、真の素子データである。また、注目素子に隣接する素子を中心素子とする送受信によって得られた素子データも、反射点に入射して、反射された超音波エコーのデータである。

従って、注目素子の両側の隣の素子の素子データに遅延時間補正および方位方向のシフトを行って位相合わせを行うと、図 7 (c) に示すように、隣の素子の素子データと、注目素子の素子データとは、位相が合うので高輝度位置で重なり合う。そのため、これらの素子データを、例えば加算すると素子データ値は大きな値（高輝度値）を示し、例えば、平均して平均値を求めても強調された値（高輝度値）を示す。

20

【 0 0 7 3 】

これに対し、図 7 (d) は、図 7 (a) と同じ素子データであるが、真中の素子データの左隣の素子データの中心素子を、注目素子とした場合の一例を示す。すなわち、この例は、真下に反射点が存在しない素子を中心素子とする超音波の送受信の、中心素子を注目素子とした場合の一例を示す。従って、この素子を中心素子とする素子データは、ゴーストの素子データである。

図 7 (e) は、図 7 (b) と同じものであり、図 7 (a) に示す 5 素子分の素子データの真中の素子データに対する受信時間の遅延時間の一例を示す。即ち、図 7 (a) と図 7 (d) は同じ素子データであるので、図 7 (d) に示す 5 素子分の素子データの真中の素子データに対する受信時間の遅延時間と同じである。

30

重ね合わせ処理部 4 9 では、図 7 (e)（即ち、図 7 (b) と同じ）に示す遅延時間を用いて、注目素子を中心に、重ね合わせ素子数分、図示例では 3 素子分だけ遅延時間補正を行うと共に、注目素子との素子数分、図示例では両側に 1 素子分だけ方位方向にシフトさせて、3 素子分の未処理素子データを重ね合わせ、注目素子の 1 つの重ね合わせ処理済素子データとして求める。

【 0 0 7 4 】

こうして得られた注目素子の重ね合わせ処理済素子データを図 7 (f) に示す。

図 7 (d) に示す注目素子の素子データは、ゴーストの素子データである。そのため、注目素子の両側の隣接素子の未処理素子データに遅延時間補正および方位方向のシフトを行って位相合わせを行っても、図 7 (f) に示すように、隣接素子の各素子データと注目素子の素子データとは、互いに位相が合わないで重なり合わない。このため、これらの 3 つの素子データを、例えば加算しても、位相が合っていないために、位相が反転している信号などは信号が打ち消しあうため、加算値は大きくなり、例えば、平均して平均値を求めると小さな値を示すことになる。

40

【 0 0 7 5 】

他の素子データに関しても、注目素子として同様の遅延時間補正および方位方向のシフトを行った結果、図示例の 5 素子についての隣接する 3 素子の素子データの重なり状態を図 7 (g) に示し、これらに対して、重ね合わせ処理として、例えば、加算処理、若しく

50

は平均処理した結果を図7(h)に示す。

図7(h)に示すように、図7(a)に示す直下に反射点が存在している中心素子を注目素子とした場合には、真の信号の素子データが高輝度値を持つ重ね合わせ処理済素子データとして求められる。これに対して、その両側の各2素子の全4素子では、ゴーストの素子データは互いに位相が合わない素子データを加算し、または平均化する。そのため、素子データ同士が、互いに打ち消し合うことになるため、ゴーストの重ね合わせ処理済素子データは、その値が真の信号の素子データである高輝度値を持つ重ね合わせ処理済素子データに対して小さくなり、真の素子データに対してゴーストの素子データの影響を低減させることができ、または、その影響を無視できる程、小さくすることができる。

【0076】

すなわち、或る素子を注目素子として、この注目素子を中心素子とする超音波ビームの送信によって得られた素子データ(注目素子の素子データ)に、中心素子が異なり、かつ、超音波ビームの送信領域が重なり合う超音波の送受信によって得られた素子データを、1以上、時間および位置合わせを行って重ね合わせて、注目素子の素子データに対応する処理済素子データを生成することにより(言い換えれば、超音波ビームの少なくとも一部が重なり、かつ、中心素子の異なる送受信による素子データを用いた、注目素子の素子データの再構築(補正)を行うことにより)、真の素子データを高輝度化して、かつ、ゴーストの素子データを小さくできる。

そのため、後述するように、焦点近傍は素子データを用い、それ以外の領域は処理済素子データを用いて音速の決定を行う本発明によれば、ゴーストの影響を無くして、送信する音線上の多数の点で焦点を結んだ場合に等しい素子データ、いわば仮想的なマルチ焦点での超音波の送信で得られた素子データ(受信データ(超音波画像データ))を用いて、高精度に被検体内の音速を決定できる。

また、処理済素子データに整相加算や検波処理を行って、受信データを生成して、超音波画像を生成することにより、同様に、ゴーストの影響を無くし、すなわち音線上の全ての点で焦点を結んだのに等しい素子データで超音波画像生成できるので、高輝度で、鮮鋭性に優れた、高画質な超音波画像を生成することができる。

【0077】

なお、以下の説明では、この処理済素子データの生成を、マルチライン処理とも言う。

【0078】

本発明において、中心素子とは、送信の開口数(超音波の送信を行う素子数)が奇数の場合には、方位方向の中央の素子である。

他方、開口数が偶数の場合には、方位方向の中央の素子のいずれかを中心素子とし、あるいは、方位方向の真中に素子が或ると仮定して中心素子とする、すなわち、開口数が偶数の場合には、開口の真中のライン上に焦点が有るものとして計算を行ってもよい。

【0079】

なお、重ね合わせ処理部49における重ね合わせ処理方法としては、単に、加算するだけでなく、平均値や中央値をとってもよいし、係数を掛け合わせた上で加算してもよい。なお、平均値や中央値を取ることは、素子データレベルでの平均化フィルタやメディアンフィルタを掛けることに相当すると考えられるが、平均化フィルタやメディアンフィルタの代わりに、通常の画像処理で行われる逆フィルタなども適用してもよい。

あるいは、重ね合わせる各素子データ同士を比較し、類似している場合には最大値、類似していない場合には平均値、分布の偏りがある場合には中間値をとるなど、これに限らず、重ね合わせる各素子データの特徴量に基づいて重ね合わせ処理を変えてもよい。

【0080】

また、注目素子の素子データに重ね合わせる素子データの数は、図示例の2つに限定はされず、1つでもよく、あるいは、3つ以上でもよい。すなわち、注目素子の素子データに重ね合わせる素子データの数は、要求される処理速度(フレームレート等)や画質などに応じて、適宜、設定すればよい。

ここで、注目素子の素子データに重ね合わせる素子データ数は、超音波ビームのビーム

10

20

30

40

50

幅の広がり程度に合わせた方が望ましい。従って、深さによってビーム幅が変わる場合には、重ね合わせる素子データ数も深さによって変更してもよい。

また、ビーム幅は送信開口数に依存することから、送信開口数に応じて重ね合わせる素子データの数を変更してもよい。あるいは、画像の輝度値などの特徴量に基づいて重ね合わせ素子データ数を変更してもよいし、重ね合わせ素子データ数を複数パターンを変えて作成した画像から最適な重ね合わせ素子データ数を選択してもよい。

【 0 0 8 1 】

なお、以上のマルチライン処理では、中心素子が異なり、かつ、超音波ビームの送信方向が平行（角度が同一）である、複数の超音波ビームの送信によって得られた素子データを重ね合わせることにより、注目素子の素子データの処理済素子データを生成したが、本発明は、これに限定はされない。

10

例えば、中心素子を同一として、送信方向（角度）が異なる複数の超音波ビームの送信によって得られた素子データを重ね合わせることにより、処理済素子データを生成してもよい。この際において、何れの超音波ビームの送信で得られた素子データの処理済素子データを生成するか（すなわち、どの方向の音線の処理済素子データを生成するか）は、診察部位やプローブの種類等に応じてデフォルトで設定されていてもよく、あるいは、操作者が選択するようにしてもよい。

また、中心素子が異なり、平行な超音波ビームの送信で得られた素子データと、中心素子を同一として、送信方向が異なる超音波ビームの送信で得られた素子データとの両方を用いて、処理済素子データを生成してもよい。

20

【 0 0 8 2 】

前述のように、素子データ処理部 2 2 は、生成した処理済素子データを、画像生成部 2 4（整相加算部 3 8）に送る。また、被検体の音速の決定（更新）を行う際には、素子データ処理部 2 2 は、生成した処理済素子データを、音速決定部 2 3 あるいはさらに画像生成部 2 4 に送る。

処理済素子データを供給された画像生成部 2 4 では、前述のように、整相加算部 3 8 が処理済素子データを整相加算して受信フォーカス処理を行って受信データを生成し、検波処理部 4 0 が、受信データに減衰補正および包絡線検波処理を施すことにより、Bモード画像データを生成する。

画像生成部 2 4 では、さらに、DSC 4 8 が、Bモード画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に対応する画像データにラスタ変換し、画像処理部 4 4 で階調処理等の所定の処理を施す。

30

画像処理部 4 4 は、生成したBモード画像データを画像メモリ 4 6 に格納し、および／または、表示制御部 2 6 に送って、被検体のBモード画像を表示部 2 8 が表示する。

【 0 0 8 3 】

他方、音速決定部 2 3 は、供給された処理済素子データを用いて、被検体内の超音波の音速を決定（音速を算出）する。

図 8 に、音速決定部 2 3 の構成をブロック図で概念的に示す。

図 8 に示すように、音速決定部 2 3 は、着目領域設定部 7 0、送信フォーカス制御部 7 2、設定音速指定部 7 4、フォーカス指標算出部 7 6、および、環境音速決定部 7 8 を有する。

40

【 0 0 8 4 】

着目領域設定部 7 0 は、制御部 3 0 からの指示に応じて、Bモード画像上（超音波画像上）における着目領域を設定するものである。

音速決定部 2 3 において、被検体の音速は、この着目領域毎に決定する。

【 0 0 8 5 】

本実施形態において、着目領域設定部 7 0 は、Bモード画像の画面全体（被検体における検査領域）を格子状に分割して、その個々を着目領域とする。

この分割の数（格子の数）は、予めデフォルトで設定されていても良く、操作者が方位方向および／または深度方向で任意に設定できるようにしてもよい。分割数がデフォルト

50

で設定されている場合には、画像サイズ毎や観察部位毎に、異なる設定を有してもよい。さらに、予め複数の分割数を設定しておき、操作者が選択できるようにしてもよい。

【 0 0 8 6 】

なお、本発明において、着目領域は、Bモード画像を格子状に分割した各領域に限定はされない。

例えば、受信データ（Bモード画像データ）生成する全ての画素（全ての画素に対応する位置（領域））を、着目領域としてもよい。言い換えれば、前述の画面を分割する態様において、受信データを生成する全画素に対応して、画面を格子状に分割してもよい。

あるいは、画面全体ではなく、予め設定された、もしくは、複数の選択肢から選択された、画面の一部分について格子状に分割して、その個々を着目領域としてもよい。また、画面全体ではなく、操作者が設定したROIに対応して、着目領域を設定してもよい。なお、画面の一部分やROI内で着目領域を設定する場合にも、分割は、先の画面全体と同様に行えばよい。また、画面全体での着目領域の設定と、ROI内での着目領域の設定とを、操作者が選択できるようにしてもよい。

10

【 0 0 8 7 】

また、分割する形状は格子状に限らず、例えば、コンベックスプローブによる超音波画像のような扇形のBモード画像であれば、分割する形状もこれに合わせて扇形にしても良い。この場合も、上記の各態様は、全て利用可能である。

なお、着目領域は、画像が大きく変動した場合（画像特徴量の変動値が閾値を超えた場合など）、観察倍率の変更や観察深度の変更などの観察条件の変更が行われた場合等に、変更あるいは更新してもよく、着目領域の変更あるいは更新を、操作者が指示できるようにしてもよい。

20

【 0 0 8 8 】

着目領域設定部70は、さらに、設定した着目領域に対して、環境音速の決定に対応する超音波の送信（送信フォーカス）を行うための焦点（焦点の位置）を設定する。

焦点は、観察部位、音線数、送受信の開口数、プローブ12の種類等に応じて、予めデフォルトで設定されていてもよく、操作者が選択や入力指示してもよく、デフォルトでの設定と操作者による指示とを選択できるようにしてもよい。

なお、前述のように、素子データの重ね合わせを行った処理済素子データを用いて音速の決定を行う本発明は、仮想的なマルチ焦点による送信を行うことができる。そのため、焦点の位置は、1つの音線（1つの中心素子に対応する同方向への超音波の送受信 / 1つの走査線）に対して、複数を設定してもよいが、基本的に、1つの音線に対して、焦点は1カ所でもいい。従って、本発明によれば、フレームレートを低減することなく、音速の決定を行うことができる。

30

また、焦点の位置は、全ての音線で同じでもよく、あるいは、焦点が異なる音線が混在してもよい。

さらに、着目領域設定部70は、設定した着目領域および焦点（焦点の位置）の情報を、送信フォーカス制御部72およびフォーカス指標算出部76に送る。

【 0 0 8 9 】

送信フォーカス制御部72は、着目領域設定部70が設定した着目領域および焦点に応じて送信部14が送信フォーカスを実行するように、制御部30に送信フォーカス指示を行うものである。

40

【 0 0 9 0 】

設定音速指定部74は、制御部30の制御に基づき、環境音速の決定において、受信データに対して受信フォーカスを実行するための設定音速を指定するものである。

【 0 0 9 1 】

フォーカス指標算出部76は、素子データ記憶部20が記憶している素子データ、あるいは、素子データ処理部22が生成した処理済素子データを用いて、設定音速指定部74が指定した複数の設定音速毎に受信データに対して受信フォーカスを行って、受信データのフォーカス指標を算出するものである。

50

具体的には、フォーカス指標算出部 76 は、着目領域設定部 70 から供給された着目領域および焦点の情報を用いて、着目領域が焦点の近傍であるか否かを判定する。その結果、着目領域が焦点の近傍である場合には、素子データを用いてフォーカス指標を算出し、それ以外の着目領域では、素子データ処理部 22 にマルチライン処理を行うように指示を出し、処理済素子データを用いてフォーカス指標を算出する。

なお、本発明において、焦点の近傍とは、焦点の位置から 10 mm 以内の位置である（焦点を含む）。

【0092】

環境音速決定部 78 は、複数の設定音速毎のフォーカス指標に基づき、着目領域の環境音速を決定するものである。

【0093】

以下、図 9 に示すフローチャートを参照して、超音波診断装置 10 における音速の決定方法（本発明の音速決定方法）について、詳細に説明する。

本発明のプログラムは、超音波診断装置 10 が有するコンピュータに、以下の音速決定方法を実行させるプログラムである。

【0094】

超音波診断装置 10 において、環境音速を決定する際には、まず、前述のように、制御部 30 からの指示に応じて、着目領域設定部 70 が、着目領域および焦点を設定する。

着目領域設定部 70 は、設定した着目領域および焦点の情報を、送信フォーカス制御部 72 およびフォーカス指標算出部 76 に供給する。

【0095】

なお、本発明において、環境音速を決定するタイミング（環境音速の更新タイミング）には、特に限定はなく、公知の超音波診断装置と同様に行えば良い。例えば、測定開始の指示に応じて 1 回だけ行ってもよく、画像が大きく変動した場合（画像特徴量の変動値が閾値を超えた場合など）に環境音速の決定を行ってもよく、適宜決定した所定フレーム数毎や所定時間の経過毎に環境音速の決定を行ってもよく、操作者の入力指示に応じて環境音速の決定を行ってもよく、これらの音速決定のタイミングの 2 以上を、適宜、選択できるようにしてもよい。

いずれのタイミングで環境音速を決定する場合でも、焦点近傍は素子データを用いて環境音速を決定し、それ以外の領域はマルチライン処理で得られた処理済素子データを用いて環境音速を決定する本発明によれば、基本的に、1 つの音線（1 つの中心素子に対応する同方向への超音波の送受信 / 1 つの走査線）に対して 1 つの焦点での送信を行えば良いので、従来に比して、音速の決定に起因するフレームレートの低下を避けられる。

【0096】

この着目領域の設定に応じて、送信フォーカス制御部 72 は、設定された着目領域および焦点に対して送信部 14 が送信フォーカスを実行して、目的とする超音波ビームを送信するように、制御部 30 に送信フォーカス指示を行う。

【0097】

これに応じて、送信部 14 が、プローブ 12（振動子アレイ 36 の対応する超音波トランスデューサ（素子））を駆動して被検体に超音波ビームを送信し、被検体で反射された超音波エコーが超音波トランスデューサ（素子）によって受信され、アナログの受信信号が、受信部 16 に出力される。

受信部 16 は、アナログの受信信号に、増幅等の所定の処理を施して、A / D 変換部 18 に供給する。

A / D 変換部 18 は、受信部 16 から供給されたアナログの受信信号を A / D 変換して、デジタルの受信信号である素子データとする。

素子データは、素子データ記憶部 20 に記憶される。

【0098】

一方、フォーカス指標算出部 76 は、素子データ記憶部 20 への素子データの記憶が開始されると、着目領域設定部 70 から供給された着目領域および超音波ビームの焦点の情

10

20

30

40

50

報を用いて、各着目領域が焦点の近傍か否かの判断を行う。

フォーカス指標算出部 76 は、この判断の結果に応じて、焦点近傍以外の着目領域 (No) の素子データに対して、マルチライン処理を行うように、素子データ処理部 22 に指示を出す。また、フォーカス指標算出部 76 は、焦点近傍の着目領域 (Yes) に関しては、素子データ記憶部 20 から素子データを読み出す。

【0099】

フォーカス指標算出部 76 からマルチライン処理を行う素子データの指示を受けた素子データ処理部 22 は、対応する素子データを素子データ記憶部 20 から読み出し、前述のマルチライン処理を行って、処理済素子データを生成する。

すなわち、前述の図 7 に示すように、素子データ処理部 22 は、例えば、注目素子と、その両隣の素子とに対して、注目素子の素子データに対する、両隣の素子の素子データの遅延時間を算出し、隣の素子の素子データの遅延時間補正および方位方向のシフトを行い、注目素子の素子データに、両側の隣の素子の素子データを重ね合わせて、注目素子の処理済素子データを生成する。

素子データ処理部 22 は、生成した処理済素子データを、音速決定部 23 (フォーカス指標算出部 76) に供給する。

【0100】

なお、本発明においては、音速決定のために生成した処理済素子データ (素子データ) は、音速決定のみに使用してもよい。

しかしながら、超音波診断装置 10 においては、素子データ処理部 22 が、音速決定のために生成した処理済素子データを画像生成部 24 にも供給し、画像生成部 24 は、この処理済素子データ (不足部分は素子データ記憶部 20 の素子データ) を用いて、超音波画像を生成してもよい。

従って、音速決定のための処理済素子データを用いて超音波画像を生成する場合には、焦点近傍以外の素子データのみならず、焦点近傍の素子データに対しても、マルチライン処理を行ってもよい。この際には、素子データ処理部 22 は、焦点近傍以外の着目素子の処理済素子データのみを、音速決定部 23 に供給する。もしくは、素子データ処理部 22 は全ての処理済素子データを音速決定部 23 に供給し、音速決定部が、焦点近傍か否かに応じて、環境音速の決定に使用する処理済素子データを選択してもよい。さらに、この際には、素子データ処理部 22 は、フォーカス指標算出部 76 からの指示が無くても、素子データ記憶部 20 が素子データの記憶を開始した時点で、自動的に、処理済素子データの生成を行うようにしてもよい。

【0101】

音速決定部 23 は、供給された処理済素子データもしくは素子データ記憶部 20 から読み出した素子データを用いて、被検体内における超音波の音速を決定する。

図 10 に、音速決定部 23 における音速決定方法の一例のフローチャートを示す。なお、本発明において、音速決定部 23 での音速決定方法は、この方法に限定はされず、超音波診断装置で行われている各種の音速決定方法 (音速の算出方法) が利用可能である。

【0102】

処理済素子データが供給されると、音速決定部 23 では、必要に応じて処理済素子データを所定の部位に記憶させると共に、まず、設定音速指定部 74 が、設定音速 V の開始音速 V_{st} と終了音速 V_{end} を設定し、さらに、設定音速 V に開始音速 V_{st} をセットする。

開始音速 V_{st} および終了音速 V_{end} を含む設定音速は、予めデフォルトで設定されていてもよく、あるいは、開始音速 V_{st} および終了音速 V_{end} のみを操作者が任意に入力して、間の刻み幅 (所定ステップ音速量 ΔV) のみがデフォルトで設定されていてもよく、あるいは、操作者が任意に入力するようにしてもよい。また、設定音速や、その刻み幅がデフォルトで設定される場合には、観察部位や性別等に応じて、複数種類の設定音速が設定され、操作者が、適宜、選択できるようにしてもよい。

本例においては、一例として、開始音速 V_{st} として 1410 m/s が、終了音速

V e n dとして1570m/secが設定され、それに応じて、所定の刻み幅として、40m/secの間隔で設定音速が設定されたとする。

【0103】

次いで、フォーカス指標算出部76が、各着目領域に対応して、設定音速指定部74が指定した複数の設定音速毎に素子データあるいは処理済素子データに対して受信フォーカス処理を行って、受信データのフォーカス指標を算出する。

具体的には、フォーカス指標算出部76は、着目領域における受信データ（超音波画像データ/超音波画像）の積分値、2乗積分値、ピーク値、鮮鋭度（シャープネス）、コントラスト、輝度値、半値幅、周波数スペクトル積分、最大値や直流成分で規格化された周波数スペクトル積分値や2乗積分値、自己相関値等をフォーカス指標として算出する。

10

【0104】

次いで、音速決定部23は、設定音速指定部74にて、設定音速Vが終了音速V e n dに達したかどうか判定し、設定音速Vが終了音速V e n d未満ならば（N o）、所定ステップ音速量ΔV、すなわち本例では40m/secを設定音速Vに加算して、着目領域のフォーカス指標を算出する。

このルーチンを繰り返し、設定音速Vが終了音速V e n dに達したと判定すると（Y e s）、環境音速決定部78にて、複数の設定音速毎のフォーカス指標に基づき、最も高いフォーカス指標の設定音速を着目領域の環境音速とするなどして、着目領域の環境音速を決定する。例えば、超音波画像の輝度をフォーカス指標として、着目領域において、最も高輝度な超音波画像が得られた音速を、その着目領域の環境音速とする。

20

すなわち、本例における環境音速とは、プローブ12（振動子アレイ36（超音波トランスデューサ））から、或る着目領域までの音速が一定であると仮定した際の、超音波プローブ12と着目領域との間の領域の平均的な音速である。

前述のように、音速決定部23は、設定した全ての着目領域において、このような環境音速の決定を行う。

【0105】

前述のように、マルチライン処理で生成した処理済素子データは、ゴーストの影響を無くして、送信する音線上の多数の点で焦点を結んだ場合に等しい素子データ、いわば仮想的なマルチ焦点での超音波の送信で得られた素子データである。

そのため、処理済素子データを用いて音速の決定を行う本発明によれば、1音線1焦点の超音波の送信でも、1音線多焦点の超音波の送信を行った場合と同等以上の高い精度で、音速を決定することができる。

30

一方で、前述の遅延時間の算出方法からも分かるように、マルチライン処理では、焦点を理想的な点音源として見なして、素子データの処理を行う。しかしながら、実際の超音波ビームの焦点は、有限の大きさを有するものであり、正確には点音源ではない。そのため、点音源の前提は、焦点近傍では破綻する場合があります、重ね合わせの精度が低下してしまい、処理済素子データを用いると、逆に、高精度な音速を決定できない場合も有る。

これに対し、本発明では、焦点の近傍はマルチライン処理を行わない通常の素子データを用いて音速を決定し、焦点の近傍以外では、マルチライン処理によって得られた処理済素子データを用いて音速を決定する。

40

本発明は、このような構成を有することにより、1音線1焦点の超音波の送信でも、画像の全域で焦点を合わせた状態で音速を決定することができ、すなわち、画像（被検査領域）の全域で、高精度に音速を決定することができる。しかも、1音線1焦点の超音波の送信で、高精度に音速を決定できるので、音速の決定（音速の更新）に伴うフレームレートの低下も防止できる。

【0106】

本発明においては、必要に応じて、決定した環境音速の精度を判定して、精度が所定の精度に満たない場合（音速N Gの場合）には、環境音速の決定をやり直してもよい。

【0107】

環境音速の精度判定方法には限定はなく、公知の判定方法が、各種、利用可能である。

50

一例として、画像を複数の着目領域からなる所定領域に分割（例えば、プローブがリニア形であれば正方格子状、コンベック型であれば扇形の格子状など）し、所定領域における環境音速の標準偏差を算出して、標準偏差が予め設定した閾値に満たない場合に、この所定領域の着目領域は音速NGと判定する方法が例示される。

また、同様の所定領域において、環境音速の最大値と最小値を検出し、その差が所定の閾値を超えた場合に、この所定領域の着目領域は音速NGと判定する方法も利用可能である。また、同様の所定領域において、環境音速の平均値を算出し、平均値が所定範囲外である場合に、この所定領域の着目領域は音速NGと判定する方法も利用可能である。また、同様の所定領域において、環境音速の頻度分布を算出し、分布のバラツキが所定の閾値を超えた場合に、この所定領域の着目領域は音速NGと判定する方法も利用可能である。

10

あるいは、同様の所定領域において、環境音速の平均値を算出し、この平均値との差が所定の閾値を超えている着目領域は、音速NGと判定する方法も利用可能である。

さらに、所定領域の環境音速の積分値、2乗積分値、ピーク値、コントラスト、周波数スペクトル積分、最大値や直流成分で規格化された周波数スペクトル積分値や2乗積分値、自己相関値等を用いて、音速OKおよび音速NGを判定してもよい。

【0108】

音速NGの着目領域に関しては、焦点を変更した超音波の送信を行って、同様にマルチライン処理を行って得られた処理済素子データを用いて環境音速を再決定すればよい。あるいは、音速NGの着目領域に焦点を合わせた超音波の送信を行って、マルチライン処理を行わない通常の素子データを用いて、音速を決定してもよい。

20

決定した環境音速の精度判定を行う場合には、全ての着目領域の音速が所定の精度以上となるまで（音速OKとなるまで）、音速の再決定および精度判定を繰り返し行うのが好ましい。

【0109】

以上、本発明の超音波診断装置、音速決定方法およびプログラムに関して詳細に説明したが、本発明は、上述の例に限定はされず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよいのは、もちろんである。

【0110】

例えば、図示例の超音波診断装置10では、画像生成部24は、好ましい態様として、マルチライン処理によって生成した処理済素子データを用いて超音波画像を生成しているが、本発明は、これに限定はされない。

30

すなわち、本発明の超音波診断装置は、被検体内における超音波の音速決定を、焦点の近傍は通常の素子データを用いて行い、それ以外の領域はマルチライン処理によって生成した処理済素子データを用いて行えば、超音波画像の生成は、通常の素子データを用いて行ってもよい。

また、1画像分の素子データを記憶する素子データ記憶部20を有さずに、後述するマルチライン処理を行うために、1つの注目素子に対応して、毎回、必要な回数の超音波の送受信を行うようにしてもよい。

【符号の説明】

【0111】

40

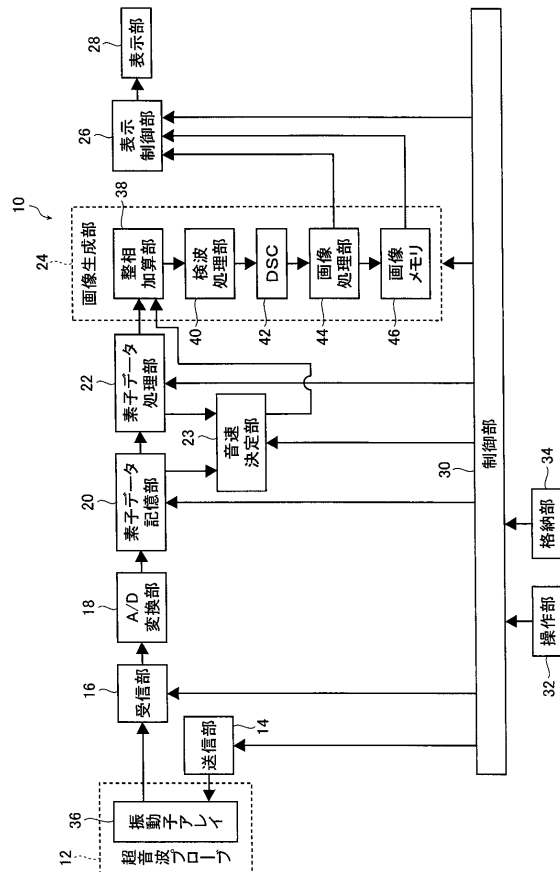
- 10 超音波診断装置
- 12 (超音波)プローブ
- 14 送信部
- 16 受信部
- 18 A/D変換部
- 20 素子データ記憶部
- 22 素子データ処理部
- 24 画像生成部
- 26 表示制御部
- 28 表示部

50

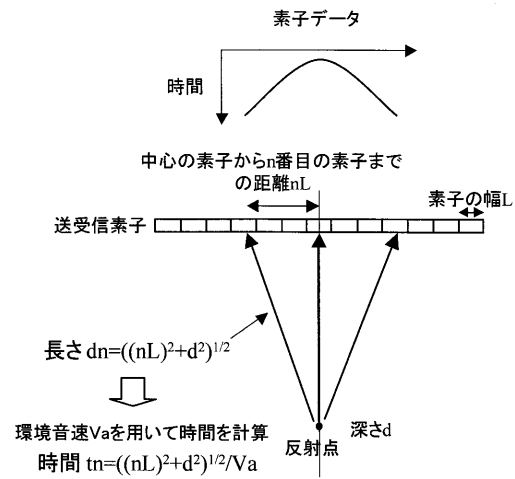
- 30 制御部
- 32 操作部
- 34 格納部
- 36 振動子アレイ
- 38 整相加算部
- 40 検波処理部
- 42 D S C
- 44 画像処理部
- 46 画像メモリ
- 48 遅延時間算出部
- 49 重ね合わせ処理部
- 70 着目領域設定部
- 72 送信フォーカス処理部
- 74 設定音速指定部
- 76 フォーカス指標算出部
- 78 環境音速決定部

10

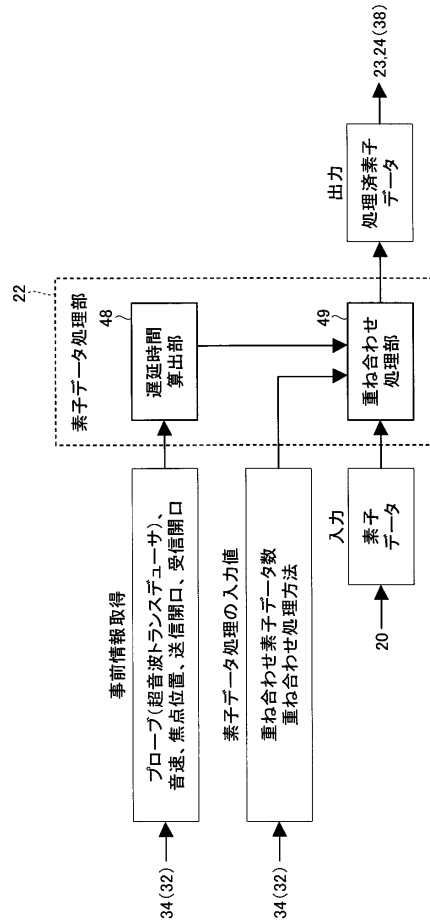
【図1】



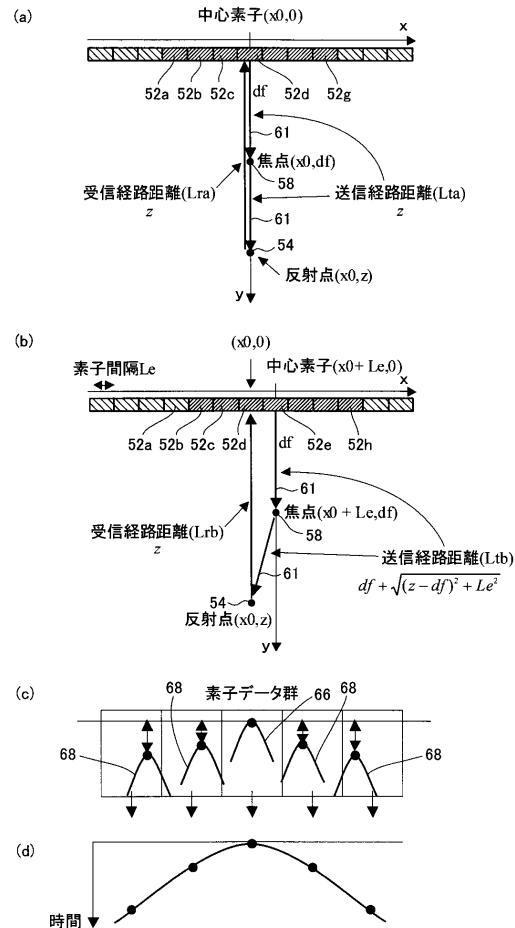
【図2】



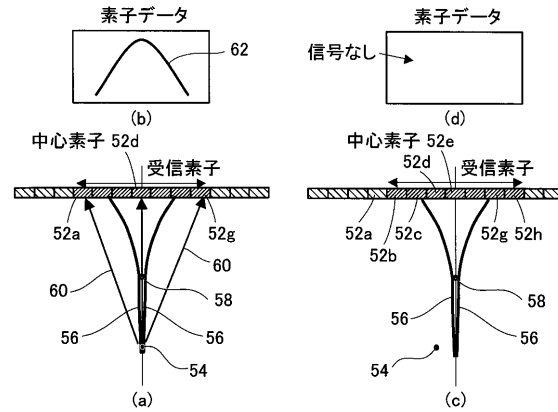
【図 3】



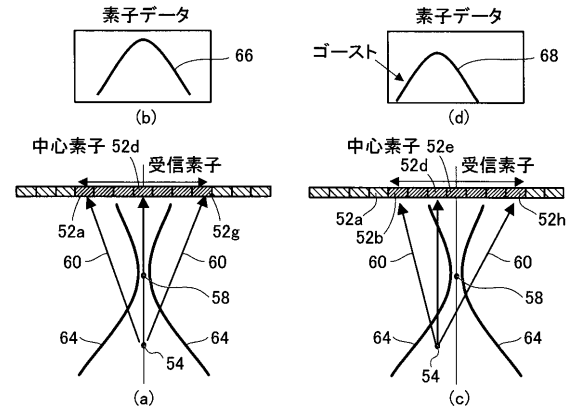
【図 6】



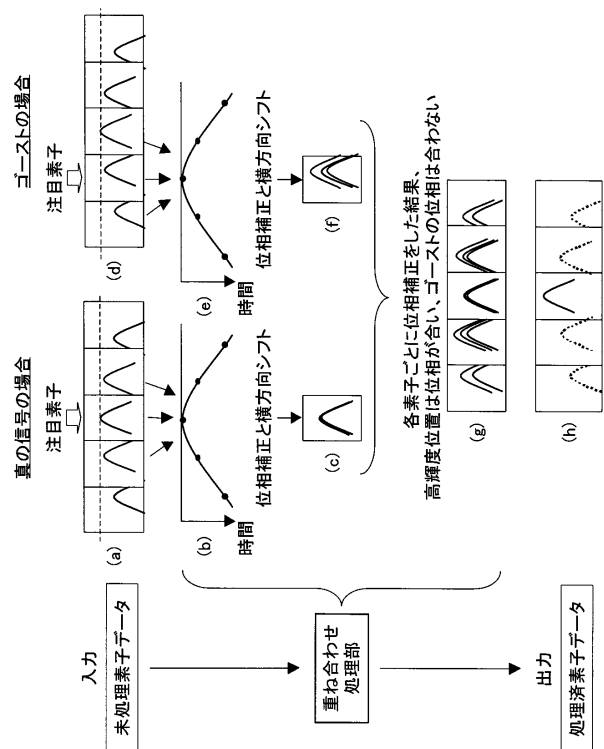
【図 4】



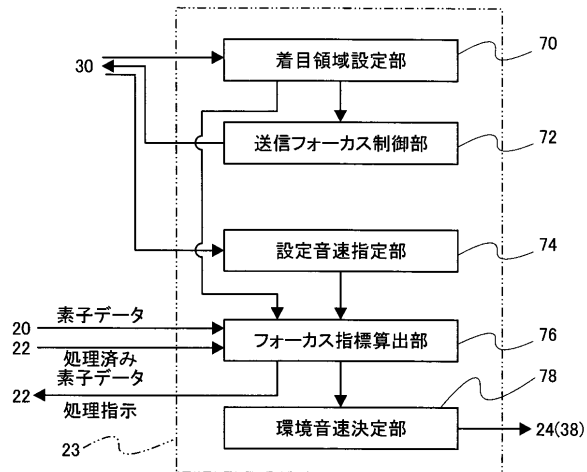
【図 5】



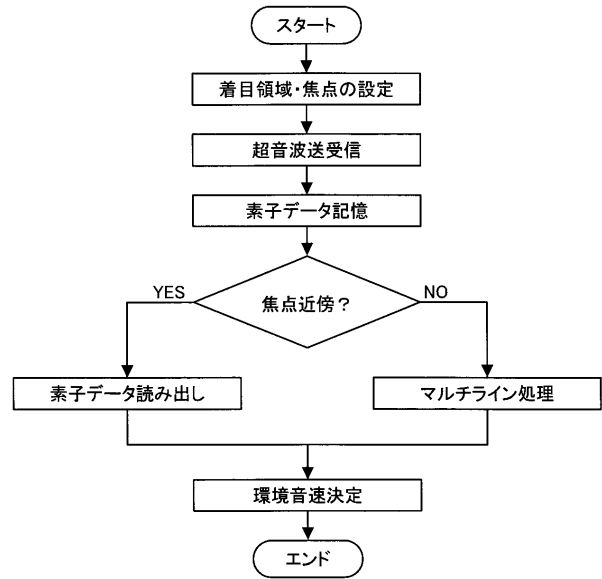
【図 7】



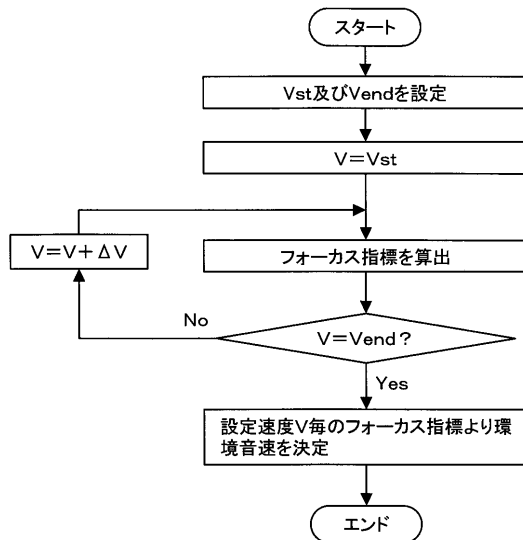
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平11-221214 (J P , A)
特開2011-25010 (J P , A)
特開2011-92686 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声波诊断装置，声速确定方法和程序		
公开(公告)号	JP5873412B2	公开(公告)日	2016-03-01
申请号	JP2012217090	申请日	2012-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/4488 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5269 G01S7/52049 G01S15/8915 G10K11/346 G01S15/8904		
FI分类号	A61B8/14.ZDM A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD20 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/HH33 4C601/JB45 4C601/LL05 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2014068806A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)		
要解决的问题：提供一种用于在不降低超声波诊断装置中的帧速率的情况下高精度地确定检查对象中的超声波的声速的装置，方法和程序。多次发射超声波束，以便使用探头形成预定的发射焦点，从探头输出的模拟接收信号被A/D转换，1个元素数据，通过使用多个第一元素数据生成与第一元素数据中的任何一个相对应的第二元素数据，并使用传输焦点附近的第一元素数据在另一区域中，第二元素数据用于确定声速，从而解决了该问题。点域1		
(21) 出願番号	特願2012-217090 (P2012-217090)	(73) 特許権者 306037311
(22) 出願日	平成24年8月28日 (2012. 9. 28)	富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-68806 (P2014-68806A)	東京都港区西麻布2丁目2番30号
(43) 公開日	平成26年4月21日 (2014. 4. 21)	(74) 代理人 100080159
審査請求日	平成26年10月16日 (2014. 10. 16)	弁理士 渡辺 望悠
		(74) 代理人 100090217
		弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人 100152984
		弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人 100148080
		弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者 山本 拓明
		神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
		富士フイルム株式会社内

最終頁に続く