(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 4 月 3 日(03.04.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/050797 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2013/075666

(22) 国際出願日: 2013 年 9 月 24 日(24.09.2013)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2012-215721 2012 年 9 月 28 日(28.09.2012) JP
特願 2013-125337 2013 年 6 月 14 日(14.06.2013) JP

(71) 出願人: 富士フイルム株式会社(**FUJIFILM CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布２丁目２６番３０号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 山本　拓明(**YAMAMOTO Hiroaki**); 〒2588538 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 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 渡辺　望稔, 外(**WATANABE Mochitoshi** et al.); 〒1010032 東京都千代田区岩本町２丁目３番３号　友泉岩本町ビル６階 Tokyo (JP).

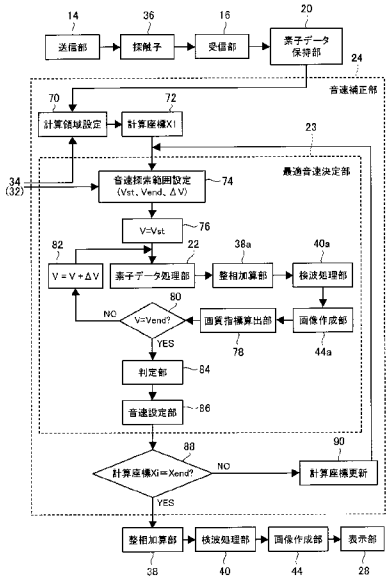
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,

[続葉有]

(54) **Title**: ULTRASONIC INSPECTION DEVICE, ULTRASONIC INSPECTION METHOD, PROGRAM, AND RECORDING MEDIUM

(54) 発明の名称 : 超音波検査装置、超音波検査方法、プログラム及び記録媒体



14 Transmission unit
16 Reception unit
20 Element data holding unit
22 Element data processing unit
23 Optimal sonic velocity determination unit
24 Sonic velocity correction unit
28 Display unit
36 Probe
38, 38a Phasing addition unit
40, 40a Wave detection processing unit
44, 44a Image generation unit
70 Calculation region setting
72 Calculation coordinate X1
74 Sonic velocity search range setting (Vst, Vend, ΔV)
78 Image quality index calculation unit
84 Determination unit
86 Sonic velocity setting unit
88 Calculation coordinate Xi = Xend?
90 Update calculation coordinate

(57) **Abstract**: Provided are: an ultrasonic inspection device that can obtain a high-quality ultrasonic image having a reduced effect from sonic velocity unevenness within living body tissue by means of performing sonic velocity correction having included a multiline processing calculation; an ultrasonic inspection method; a program; and a recording medium. The present invention has: a transducer provided with a plurality of elements; a transmission unit that transmits an ultrasonic beam from the plurality of elements to an inspection subject; a reception unit that receives an ultrasonic echo signal from the inspection subject; a sonic velocity determination unit that determines the sonic velocity value within the inspection subject; and an element data processing unit that generates second element data corresponding to one unit of first element data from at least two units of first element data obtained by means of the reception unit using the sonic velocity value. The sonic velocity determination unit optimizes the sonic velocity value used when generating the second element data by the element data processing unit, determining the result to be an optimal sonic velocity value.

(57) 要約:　マルチライン処理の計算を含めた上で音速補正を行うことにより、生体組織内の音速ムラの影響を軽減させた高画質な超音波画像を得ることができる超音波検査装置、超音波検査方法、プログラム及び記録媒体を提供する。複数の素子を備える探触子と、複数の素子から超音波ビームを検査対象物に送信させる送信部と、検査対象物からの超音波エコー信号を受信する受信部と、検査対象物内の音速値を決定する音速決定部と、その音速値を用いて受信部によって得られる２つ以上の第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の素子データを作成する素子データ処理部とを有し、音速決定部は、素子データ処理部において第２の素子データを作成する時に用いる音速値を最適化して最適な音速値として求めることにより、上記課題を解決する。

WO 2014/050797 A1

NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

発明の名称 ：

超音波検査装置、超音波検査方法、プログラム及び記録媒体

技術分野

[0001] 本発明は、超音波ビームを送受信することにより生体内の臓器等の検査対象物の撮像を行って、検査対象物の検査や診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波検査装置、超音波検査方法、プログラム及び記録媒体に関する。

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検査装置が実用化されている。一般に、この種の超音波検査装置は、複数の素子（超音波トランスデューサ）を内蔵した超音波探触子（超音波プローブ）と、この超音波探触子に接続された装置本体とを有しており、超音波探触子の複数の素子から検査対象物（被検体）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超音波探触子で受信して、その受信した超音波エコー信号を装置本体で電気的に処理することにより超音波画像が生成される。

[0003] 超音波検査装置においては、超音波画像を生成するとき、被検体の検査対象領域、例えば、生体内の臓器やその臓器内の病巣等に探触子の複数の素子から焦点を合わせて超音波ビームを送信し、検査対象領域の反射体、例えば臓器や病巣等の表面や界面からの超音波エコーを複数の素子を介して受信しているが、同一の反射体で反射された超音波エコーを複数の素子で受信するので、送信素子から送信された超音波ビームの焦点位置に位置する反射体で反射され、送信素子で受信された超音波エコー信号に対して、同一の反射体で反射され、送信素子と異なるその他の素子で受信された超音波エコー信号は遅延することになる。このため、超音波検査装置では、複数の素子で受信した超音波エコー信号をＡ／Ｄ（アナログ／デジタル）変換して素子データ

にとした後、素子データを受信フォーカス処理して、即ち遅延補正して位相を合わせ整相加算して音線信号を生成し、こうして得られた音線信号に基づいて超音波画像を生成している。

[0004] このような超音波検査技術において、超音波画像の画質を向上させるために、複数の異なる焦点に収束する複数の超音波ビームの送信で得られた信号を足し合わせることで、従来よりも信号の質を改善することが行われている。

例えば、特許文献１には、送信用振動素子群を構成する複数個の振動素子から放射される送信超音波を送信集束点に集束させることにより仮想的な点音源を形成し、そして、この点音源から放射される送信超音波によって連続した複数の観測点から反射する受信超音波を、受信用振動素子群を構成する複数個の振動素子によって受信し、得られたチャンネル分の受信信号に対し観測点が受信集束点となるような受信整相加算を行う超音波診断装置が開示されている。更に、この超音波診断装置では、受信用振動素子群と振動素子の配列方向に順次シフトさせた送信用振動素子群の各々を用いて得られた受信信号に対しても同様の受信整相加算を行い、これら受信整相加算後の受信信号に対し各々の送信集束点から観測点までの伝搬距離の差異に起因した送信遅延を補正する送信整相加算を行う。

[0005] 特許文献１に開示の超音波診断装置では、複数の振動素子から得られた受信信号に対して受信整相加算と送信整相加算を行なうことにより、被検体の深さ方向に対してほぼ一様な細いビーム幅を有した送信ビーム及び受信ビームを高精度かつ高感度で形成することができる。このため、特許文献１は、超音波診断装置において、空間分解能、コントラスト分解能及びＳ／Ｎに優れた画像データの生成と表示が可能となることを開示している。

特に、特許文献１（その図５に示す実施例参照）には、図８に示すように、３つの送信用振動素子群がそれぞれの送信収束点（以下、焦点とする）Ｆｔ1～Ｆt3で焦点を結び、各焦点を仮想的な点音源（以下、仮想点音源とする）と見なした場合に、各仮想点音源からの波面が同一の観測点（反射点）Ｐxの

位置で反射することによって得られた反射波を受信用振動素子群で受信することが示されている。特許文献１では、これにより、１つの点を複数の異なる焦点で送信した信号を足し合わせることで、従来よりも信号の質を改善させることができるとしている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開２００９－２４０７００号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] しかしながら、特許文献１に開示の技術では、従来技術よりも高画質な画像が得られるが、１ラインのデータを作るのに複数の送信ビームを、送信位置を変えて発生させる必要があり、従来技術よりも送信回数が増えるためフレームレートが低下し、リアルタイム性が悪くなるという問題があった。

また、特許文献１に開示の技術では、生体組織内の音速分布にムラがあると、各々の仮想点音源からの波面にずれが生じるため、精度が悪くなってしまうという問題があった。

[0008] 本発明の目的は、上記従来技術の問題点を解消し、超音波プローブの複数の素子からの超音波ビームを送信する際に、異なる２以上の素子からの送信で取得した素子データを重ねるマルチライン処理を行うことで、送信超音波ビームの広がりによる影響を低減し、ＳＮ比を上げ、解像度を上げることができ、幅広ビーム送信専用超音波プローブを使うことなく、かつ、従来と変わらないフレームレートのまま、送信ビームの幅に依存しない高い解像度で、最適な空間分解能を持つシャープな超音波画像を得ることができると共に、マルチライン処理の計算を含めた上で音速補正を行うことにより、生体組織内の音速ムラの影響を軽減させた高画質な超音波画像を得ることができる超音波検査装置、超音波検査方法、プログラム及び記録媒体を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0009] 本発明者は、本出願人の先の出願に係る特願２０１２－１５８００９号明細書において、超音波プローブの複数の素子からの超音波ビームを送受信する際にマルチライン処理を行うことで画質の良い超音波画像を得ることができる超音波検査装置を提案している。上記目的を達成するために、更に、鋭意研究を重ねた結果、先の出願に開示の技術には、音速分布のムラを補正する音速補正について記載されているが、反射点（上記特許文献１の図６の観測点Ｐx）からプローブまでの音速しか補正されておらず、各々の仮想的な点音源を形成する送信素子から反射点（Ｐxの点）までの音速は補正されていないため、音速の補正が不十分であったことを知見し、本発明に至ったものである。

[0010] すなわち、本発明の超音波検査装置は、超音波ビームを用いて検査対象物を検査する超音波検査装置であって、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、行わせる送信部と、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部と、受信部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変換部と、検査対象物内の音速値を決定する音速決定部と、検査対象物内の音速値を用いて２つ以上の第１の素子データから、２つ以上の第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素子データ処理部と、を有し、音速決定部は、素子データ処理部において２つ以上の第１の素子データから第２の素子データを作成する時に用いる音速値を最適化して最適な音速値として求めることを特徴とする。

[0011] ここで、音速決定部は、素子データ処理部を有し、素子データ処理部における２つ以上の第１の素子データの遅延時間補正計算に用いる音速値を最適

化して最適な音速として求めることが好ましい。

また、音速決定部は、検査対象物内を複数の領域に分割したときの各領域における音速値を決定することが好ましい。

また、更に、２つ以上の第１の素子データを含む一部の第１の素子データ、あるいは全ての第１の素子データを保持する素子データ保持部を有することが好ましい。

[0012] また、素子データ保持部は、送信部により、検査対象物内における少なくとも２つ以上の重なり合う対象領域毎において、超音波ビームを送信し、受信部により、超音波ビームによって検査対象物内における少なくとも２つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した超音波エコー信号を受信して生成された、素子データ毎に受信した各素子における受信時間毎の受信データを含む２以上の第１の素子データを保持し、素子データ処理部は、素子データ毎の超音波ビームを送信したときの素子の幾何学的な配置及び素子データ毎の受信データの各素子の幾何学的な配置に基づいて、２以上の第１の素子データから第２の素子データを生成することが好ましい。

また、送信部は、超音波ビームの送信を、中心となる素子を変更して、複数回、行うことが好ましい。

[0013] また、素子データ処理部は、検査対象物内の音速値を用いて２つ以上の第１の素子データの各遅延時間を算出する遅延時間算出部と、２つ以上の第１の素子データを算出された各遅延時間及び受信された探触子の素子の位置に基づいて重ね合わせ、第２の素子データを生成する重ね合わせ処理部とを有することが好ましい。

また、更に、素子データ処理部で生成された第２の素子データに基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、を有し、素子データ処理部は、画像生成部で生成されるべき超音波画像上の１ラインの第２の素子データを作成することが好ましい。

[0014] また、音速決定部は、素子データ処理部と、素子データ処理部における遅延時間算出に用いられる検査対象物の音速値を変更する音速変更部と、音速

変更部で変更された音速値を用いて第２の素子データを作成する素子データ処理部と、素子データ処理部により作成された第２の素子データを、音速変更部で変更された音速値を用いて整相加算して音線信号を生成する整相加算部と、整相加算部で生成された音線信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、画像生成部で生成された超音波画像の画質指標を算出する画質指標算出部と、画質指標算出部で算出された超音波画像の画質指標を判定する判定部と、判定部による画質指標の判定結果に応じて最適な音速値を設定する音速設定部と、を有することが好ましい。

[0015] また、音速決定部は、音速変更部が、音速値を初期音速値から最終音速値まで所定音速間隔で変更する度毎に、素子データ処理部が変更された当該音速値を用いて第２の素子データを作成し、整相加算部が同じ当該音速値を用いて第２の素子データを整相加算して音線信号を生成し、画像生成部が音線信号に基づいて超音波画像を生成し、画質指標算出部が超音波画像の画質指標を算出することを繰り返して、音速変更部によって変更された全ての複数の音速値にそれぞれ対応する複数の画質指標を算出しておき、判定部が、画質指標算出部で全ての複数の音速値毎に算出された複数の画質指標の中から最適な画質指標を判定し、音速設定部が、判定部で判定された最適な画質指標に対応する音速値を最適な音速値として設定することが好ましい。

さらに、音速決定部よりも前段に、第１の素子データを用いて最適な音速値を算出する第２の音速決定部を有し、音速決定部は、第２の音速決定部で算出した音速値を初期値として用いることが好ましい。

[0016] また、上記目的を達成するために、本発明の超音波検査方法は、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を用いて検査対象物を検査する超音波検査方法であって、探触子によって、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、かつ、個々の超音波ビームの送信に対応して、複数の素子がアナログ素子信号を出力し、このアナロ

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、検査対象物内の音速値を用いて、２つ以上の第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の素子データを作成する時に用いる音速値を最適化して最適な音速値として決定することを特徴とする。

[0017] ここで、最適な音速を決定するステップは、音速値を初期音速値から最終音速値まで所定音速間隔で変更する毎に、変更された当該音速値を用いて第２の素子データを作成し、同じ当該音速値を用いて第２の素子データを整相加算して音線信号を生成し、生成された音線信号に基づいて超音波画像を生成し、画質指標算出部が超音波画像の画質指標を算出することを繰り返して、変更された全ての複数の音速値毎にそれぞれ対応する複数の画質指標を算出しておき、全ての複数の音速値毎に算出された複数の画質指標の中から最適な画質指標を判定し、判定された最適な画質指標に対応する音速値を最適な音速値として設定することが好ましい。

[0018] また、上記目的を達成するために、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検査対象物を検査するために、複数の素子が配列された探触子によって、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、かつ、個々の超音波ビームの送信に対応して、複数の素子がアナログ素子信号を出力し、この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の素子データを複数、取得するステップと、検査対象物内の音速値を用いて、得られた２つ以上の第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の素子データを作成する時に用いる音速値を最適化して最適な音速値として決定するステップとを手順としてコンピュータに実行させることを特徴とする。

また、上記目的を達成するために、本発明の記録媒体は、上記記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体である。

発明の効果

[0019] 本発明によれば、超音波プローブの複数の素子からの超音波ビームを送信

する際に、異なる２以上の素子からの送信で取得した素子データを重ねるマルチライン処理を行うことで、送信超音波ビームの広がりによる影響を低減し、ＳＮ比を上げ、解像度を上げることができ、幅広ビーム送信専用超音波プローブを使うことなく、かつ、従来と変わらないフレームレートのまま、送信ビームの幅に依存しない高い解像度で、最適な空間分解能を持つシャープな超音波画像を得ることができると共に、マルチライン処理の計算を含めた上で音速補正を行うことにより、生体組織内の音速ムラの影響を軽減させた高画質な超音波画像を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]本発明に係る超音波検査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に示す本発明の超音波検査装置の音速補正部を含む要部を処理フローに沿って示すブロック図であり、音速補正部の一例の詳細を示す。

[図3]図１に示す超音波検査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）及び（ｃ）は、それぞれ理想的な超音波ビームを被検体の反射点の真上の素子及び真上でない素子から送信する場合の説明図であり、（ｂ）及び（ｄ）は、それぞれ得られる素子データを示す説明図である。

[図5]（ａ）及び（ｃ）は、それぞれ実際の超音波ビームを被検体の反射点の真上の素子及び真上でない素子から送信する場合の説明図であり、（ｂ）及び（ｄ）は、それぞれ得られる素子データを示す説明図である。

[図6]（ａ）及び（ｂ）は、それぞれ真の反射超音波エコーとゴーストの反射信号の場合の超音波ビームの送信経路及び受信経路の距離を説明する説明図であり、（ｃ）及び（ｄ）は、それぞれ複数の素子で得られる素子データ及びそれらの遅延時間を示す説明図である。

[図7]（ａ）、（ｂ）及び（ｃ）並びに（ｄ）、（ｅ）及び（ｆ）は、それぞれ真の信号の場合並びにゴーストの場合の複数の素子で得られる素子データ、それらの遅延時間及び素子データの重ね合わせ状態を示す説明図であり、

（ｇ）及び（ｈ）は、それぞれ複数の素子に対応する素子データの重ね合わせ状態及びその結果を示す説明図である。

[図8]従来技術の超音波診断装置における超音波の送受信を説明する説明図である。

[図9]本発明に係る超音波検査装置の実施例２の構成の一例を概念的に示すブロック図である。

[図10]図９に示す本発明の超音波検査装置の音速補正部を含む要部を処理フローに沿って示すブロック図であり、音速補正部の一例の詳細を示す。

発明を実施するための形態

[0021] 本発明に係る超音波検査装置、超音波検査方法、プログラム及び記録媒体を添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

[0022] 図１は、本発明の超音波検査装置の構成の一実施例を概念的に示すブロック図である。

同図に示すように、超音波検査装置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及び受信部１６と、Ａ／Ｄ変換部１８と、素子データ保持部２０と、素子データ処理部２２を備える音速補正部２４と、画像生成部２６と、表示制御部２７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。

[0023] 超音波プローブ１２は、通常の超音波検査装置に用いられる探触子３６を有する。

探触子３６は、１次元又は２次元アレイ状に配列された複数の素子、即ち超音波トランスデューサを有している。これらの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、被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。本実施形態では、探触子３６の複数の超音波トランスデューサの内の一組を成す所定数の超音波トランスデューサの各々は、１つの超音波ビームの各成分を発生し、一組の所定数の超音波トランスデューサは、被検体に送信する１つ

の超音波ビームを発生する。

[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素子、即ち振動子によって構成される。即ち、探触子３６は、複数の超音波素子として複数の振動子が１次元又は２次元アレイ状に配列された振動子アレイということができる。

[0025] このような振動子の電極に、パルス状又は連続波状の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波状の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

[0026] 送信部１４は、例えば、複数のパルサを含んでおり、制御部３０からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、探触子３６の一組の所定数の超音波トランスデューサ（以下、超音波素子という）から送信される超音波ビーム成分が１つの超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して組を成す複数の超音波素子に供給する。

[0027] 受信部１６は、制御部３０からの制御信号に応じて、探触子３６の各超音波素子によって超音波ビームと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被検体から受信して、受信信号、即ち超音波素子毎のアナログ素子信号を増幅して出力し、増幅されたアナログ素子信号をＡ／Ｄ変換部１８に供給する。

Ａ／Ｄ変換部１８は、受信部１６に接続され、受信部１６から供給されたアナログ素子信号を、デジタル素子データに変換する。Ａ／Ｄ変換部１８は、Ａ／Ｄ変換されたデジタル素子データを素子データ保持部２０に供給する。

[0028] 素子データ保持部２０は、Ａ／Ｄ変換部１８から出力されるデジタル素子データを順次格納する。また、素子データ保持部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）を上記のデジタル素子データ（以下、単に素子データという）に関連付けて格納する。

素子データ保持部２０は、制御部３０からの制御信号に応じて、２次元以上の位置座標上の対象領域において重なり合う少なくとも２つ以上の対象領域を検査する際に、この２つ以上の対象領域毎に受信部１６で受信した超音波エコーから２つ以上の対象領域毎に生成された２以上の素子データを記憶保持するものであり、素子データ保持部２０に記憶保持される素子データは、素子データ毎に受信した各素子における受信時間毎の受信データを含む、２つ以上の素子データである。即ち、素子データ保持部２０は、２つ以上の素子データを含む一部の素子データ、あるいは全ての第１の素子データを保持する。

[0029] また、素子データ処理部２２は、音速補正部２４の内に設けられ、制御部３０による制御に基づいて、被検体の検査対象領域内の所定の計算領域の計算座標（所定領域内のサンプリング点や観測点の集まり）について、その計算座標の音速（以下、環境音速ともいう）を用いてマルチライン処理を行って、即ち、素子データ保持部２０によって記憶保持された２つ以上の対象領域毎に生成された２以上の素子データ（以下、未処理素子データという）を受信時間上で時間を合わせて重ね合わせて重ね合わせ処理後素子データ（以下、処理済素子データという）を生成するものである。なお、本発明においては、計算座標の音速又は環境音速とは、探触子３６の超音波素子から送信された超音波ビームが被検体の検査対象領域内の所定の計算座標までの送信経路及び計算座標で反射した超音波エコーが探触子３６の超音波素子に戻るまでの受信経路における平均音速、即ち、探触子３６の超音波素子と計算座標との間の平均音速を言う。

[0030] 音速補正部２４は、素子データ保持部２０と画像生成部２６の整相加算部

３８との間に設けられ、内部にマルチライン処理を行う素子データ処理部２２を備えるもので、制御部３０による制御に基づいて、被検体の検査対象領域内の所定の計算領域の計算座標毎に、素子データ処理部２２によるマルチライン処理を行った処理済データに基づいて、整相加算部３８で用いられる送受信の最適な音速を求め、被検体の検査対象領域内の環境音速、したがって、被検体の検査対象領域の超音波画像に最も適した環境音速を求めると共に、素子データ処理部２２によって最適な環境音速を用いるマルチライン処理が行われた処理済データを得るものである。

なお、素子データ処理部２２及び音速補正部２４の詳細については、後述する。

[0031] 画像生成部２６は、制御部３０による制御下で、素子データ処理部２２で生成され、音速補正部２４から供給された処理済素子データから音線信号（受信データ）を生成し、この音線信号から超音波画像を生成するものである。

画像生成部２６は、整相加算部３８、検波処理部４０、ＤＳＣ４２、画像作成部４４、および、画像メモリ４６を有する。

[0032] 整相加算部３８は、制御部３０において設定された受信方向に応じて、音速補正部２４で求められた最適な環境音速またはその分布に従い、素子データ処理部２２で生成された処理済素子データにそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信データ（音線信号）が生成される。なお、音速補正部２４において最適な環境音速またはその分布が求まっていない場合には、予め記憶されている複数の受信遅延パターンの中から１つの受信遅延パターンを選択し、選択された受信遅延パターンに基づいて設定される環境音速またはその分布を用いても良い。

整相加算部３８は、受信データを検波処理部４０に供給する。

[0033] 検波処理部４０は、整相加算部３８で生成され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、被検体内の組織に関する断層画像情報であるＢモード画像データを生成する。

ＤＳＣ（digital scan converter）４２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従う画像データに変換（ラスター変換）する。

[0034] 画像作成部４４は、ＤＳＣ４２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検査や表示に供するためのＢモード画像データを作成した後、作成された検査用又は表示用Ｂモード画像データを表示のために表示制御部２７に出力する、或いは画像メモリ４６に格納する。

画像メモリ４６は、画像作成部４４で作成された検査用Ｂモード画像データを一旦格納する。画像メモリ４６に格納された検査用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２７に読み出される。

[0035] 表示制御部２７は、画像作成部４４によって画像処理が施された検査用Ｂモード画像信号に基づいて、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２７の制御の下で、超音波画像を表示する。

[0036] 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検査装置１０の各部の制御を行う。

ここで、制御部３０は、種々の情報、特に、音速補正部２４で用いられる最適環境音速の算出に必要な情報、素子データ処理部２２及び画像生成部２６の整相加算部３８で最適環境音速と共に用いられる遅延時間算出に必要な情報及び素子データ処理部２２における素子データ処理に必要な情報が、操作者によって操作部３２を介して入力された際に、かつ／又は格納部３４から読み出された際に、操作部３２から入力された、かつ／又は格納部３４から読み出された上述の種々の情報を、必要に応じて、送信部１４、受信部１６、素子データ保持部２０、素子データ処理部２２、音速補正部２４、画像

生成部２６及び表示制御部２７等の各部に供給する。

[0037] 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、特に上述の遅延時間算出に用いられるプローブ１２の探触子３６の複数の超音波素子、被検体の検査対象領域、その計算領域（計算座標Ｘ1～Ｘend）、音速補正（最適環境音速決定）のための音速探索範囲（初期音速値Ｖst、最終音速値Ｖend、音速値変更幅（音速間隔）ΔＶ）、超音波ビームの焦点位置、探触子３６の送信開口及び受信開口等に関する情報、並びに重ね合わせ素子データ数及び重ね合わせ処理方法等の素子データのマルチライン処理に関する情報等を入力操作するための入力装置を備えている。

[0038] 格納部３４は、操作部３２から入力された各種の情報、特に、上述のプローブ１２、計算領域、音速探索範囲、焦点位置、送信開口及び受信開口等に関する情報、重ね合わせ素子データ数及び重ね合わせ処理方法等の素子データのマルチライン処理に関する情報等、及び送信部１４、受信部１６、素子データ保持部２０、素子データ処理部２２、音速補正部２４、画像生成部２６及び表示制御部２７等の制御部３０で制御される各部の処理や動作に必要な情報、並びに、各部の処理や動作を実行させるための動作プログラムや処理プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、ＭＯ、ＭＴ、ＲＡＭ、ＣＤ－ＲＯＭ、ＤＶＤ－ＲＯＭ等の記録媒体を用いることができる。

なお、素子データ処理部２２、音速補正部２４、画像生成部２６の整相加算部３８、検波処理部４０、ＤＳＣ４２並びに画像作成部４４、及び表示制御部２７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が、それらをデジタル回路で構成してもよい。

[0039] 次に、図１に示す素子データ処理部２２を備える音速補正部２４について説明する。

図２は、図１に示す本発明の超音波検査装置の音速補正部の一例の詳細含

む超音波検査装置の要部を処理フローに沿って示すブロック図である。

音速補正部２４は、設定音速Ｖを検査対象領域内の音速として推定される所定音速範囲全域を所定音速値変更幅（音速間隔）で変化させて、例えば、人体等の生体を対象とする場合、具体的には、１４００ｍ／ｓから１６５０ｍ／ｓ又は１７００ｍ／ｓまで、１ｍ／ｓ～５０ｍ／ｓの所定刻み（ステップ）、例えば、１０ｍ／ｓ刻みで変化させて、検査対象領域内の画像の輝度値、鮮鋭度等の画質指標（画質評価指標）や音速の収束度合い等に基づいて網羅的に最適音速を求めるものである。

[0040] このような音速補正部２４による音速補正方法は、例えば、特開２０１１－９２６８６号公報に開示の音速補正方法を用いることができる。なお、この公報に開示の音速補正方法では、着目領域毎に送信フォーカスを結ぶ必要がある。しかしながら、本発明では、音速補正部２４内の素子データ処理部２２の重ね合わせ処理部の重ね合わせ処理によって擬似的に如何なる深さにおいても送信フォーカスを結ぶことができている処理済素子データが得られているので、計算領域や着目領域毎に送信フォーカスを設定する必要はない。ただし、本発明においても、この公報に開示の音速補正方法の通りに、計算領域や着目領域毎に送信フォーカスを設定するようにしても良いのは勿論である。

[0041] 図２に示す実施形態においては、音速補正部２４は、計算領域設定部７０と、初期計算座標設定部７２と、最適音速決定部２３と、最終計算座標判定部８８と、計算座標更新部９０とを有し、最適音速決定部２３は、音速探索範囲設定部７４と、初期音速値設定部７６と、整相加算部３８ａと、検波処理部４０ａと、画像作成部４４ａと、画質指標算出部７８と、最終音速値判定部８０と、音速値更新部８２と、最適音速判定部８４と、音速設定部８６と、を有する。

[0042] 音速補正部２４では、図２に示すように、検査対象領域内の計算座標Ｘ1～Ｘendにおける設定音速Ｖを変化させ、それぞれの設定速度Ｖにおいて設定速度Ｖに基づいて、素子データ保持部２０から供給された未処理素子データを

素子データ処理部２２でマルチライン処理した処理済素子データを用いて整相加算部３８ａにおいて受信フォーカス処理をして整相加算を行い音線信号を生成し、この音線信号から画像作成部４４ａにおいて超音波画像を形成し、それぞれの設定音速Ｖでの検査対象領域内の超音波画像の輝度値、鮮鋭度等の画質指標を算出する。

音速補正部２４では、各設定音速Ｖでの超音波画像の輝度値、鮮鋭度等の画質指標を最適音速判定部８４において比較して、例えば、得られた輝度値、鮮鋭度等の画質指標の値が最も高い設定音速Ｖを判定し、判定された設定音速Ｖを音速設定部８６において最適な音速値（最適音速値）として設定する。

[0043] なお、音速補正部２４においては、音速値の変更及び最適音速の設定は、図２に示すように網羅的に行っても良いし、探索的に行っても良い。

また、音速補正部２４における音速値の変更及び最適音速の設定の際に、音速値を設定する領域や計算座標は、特に制限的ではなく、被写体全体や検査対象領域全体を同一の音速値として設定してもよいが、被写体や検査対象領域を微小領域ごとに区切って、微小領域ごとに音速値を設定してもよく、画素単位で１点ずつ音速値を設定しても良い。

[0044] まず、図２に示す音速補正部２４の素子データ処理部２２について、図３に基づいて詳細に説明する。

同図に示すように、素子データ処理部２２は、マルチライン処理を行うためのもので、遅延時間算出部４８と、重ね合わせ処理部５０とを有する。

なお、ここでは、素子データ処理部２２でマルチライン処理を行う被検体の検査対象領域内の計算座標は、予め、初期計算座標設定部７２によって初期計算座標Ｘ1に、又は計算座標更新部９０によって更新された計算座標Ｘｉ（ｉ＝２～end：以下、計算座標Ｘｉ（ｉ＝１～end)で代表する）に設定されているものとし、その音速値は、初期音速値設定部７６によって初期音速値Ｖstに、又は音速値更新部８２によって更新された音速値Ｖ（以下、音速値Ｘで代表する）に予め設定されているものとする。また、素子データ処理部

２２におけるマルチライン処理に必要である、計算座標Ｘｉに関わる未処理素子データは、素子データ保持部２０から読み出されて、供給されているものとする。

[0045] 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の探触子３６の複数の超音波素子、超音波ビームの焦点位置、探触子３６の送信開口及び受信開口等に関する情報を事前に取得しておき、被検体の検査対象領域内の計算座標Ｘｉの音速は、初期音速値設定部７６又は音速値更新部８２によって予め設定された音速値Ｖ（Ｖst）を用いて、超音波ビームを形成し送信する、送信開口の超音波素子（送信素子）と、被検体からの、超音波ビームによる超音波エコーを受信する、受信開口の超音波素子との幾何学的配置に基づいて、受信開口の各超音波素子で受信される素子データの遅延時間を算出する。

[0046] 重ね合わせ処理部５０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及び重ね合わせ処理方法等の素子データのマルチライン処理に関する情報に基づいて、素子データ保持部２０によって記憶保持された２以上の対象領域毎に生成された２以上の未処理素子データを読み出し、遅延時間算出部４８でそれぞれ算出された遅延時間に基づいて、２以上の未処理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。

[0047] 次に、素子データ処理部２２で行う素子データのマルチライン処理について詳細に説明する。

まず、超音波プローブ１２の探触子３６の送信用超音波素子（以下、単に送信素子という）から超音波ビーム（以下、送信ビームという）を被検体に送信し、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探触子３６の受信用超音波素子（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、送信素子からの送信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。

[0048] 図４（ａ）及び（ｃ）に示すように、それぞれ７つの超音波素子（以下、単に、素子ともいう）５２ａ～５２ｇ及び５２ｂ～５２ｈを受信素子として超音波エコーを受信して素子データを取得する時、反射点５４を含む検査対象領域に送信する送信ビーム５６が理想的に素子間隔以下に絞れている理想的な場合には、図４（ａ）のように、検査対象領域内の反射点５４の真上にある、素子５２ａ～５２ｇの中心の素子５２ｄを送信素子として送信ビーム５６を送信し、受信素子５２ａ～５２ｇで超音波エコーを受信して素子データを取得する場合、送信ビーム５６の焦点５８は、素子５４ｄと反射点５４とを結ぶ一直線上にあり、送信ビーム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５２ａ～５２ｇに受信され、受信素子５２ａ～５２ｇによって、図４（ｂ）に示すような素子データ６２が得られることになる。

[0049] これに対し、図４（ｃ）に示すように、送信素子の中心を、反射点５４に対して１素子分、素子の方向（図中右方向）にシフトさせ、反射点５４の真上にある素子５２ｄに隣接する素子５２ｅを送信素子として送信ビーム５６を送信し、受信素子５２ｂ～５２ｈで超音波エコーを受信する場合には、送信ビーム５６の送信方向、即ち、送信素子５２ｅと焦点５８とを結ぶ直線上に反射点５４が存在しないため、送信ビーム５６は、反射点５４に送信されない。このため、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５２ｂ～５２ｈでは、超音波エコーを受信しないので、図４（ｄ）に示すように、素子データが得られないことになる。

[0050] しかしながら、図５（ａ）及び（ｃ）に示すように、実際の送信ビーム６４は、素子間隔より幅が広い。

ここで、図５（ａ）のように、反射点５４の真上にある素子５２ｄを送信素子として送信ビーム６４を送信した場合には、図４（ａ）の場合と同様に、送信ビーム６４が幅広であっても、その焦点５８は、素子５４ｄと反射点

５４とを結ぶ一直線上にあり、送信ビーム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、所定角度に拡がる受信経路６０を通って受信素子５２ａ～５２ｇに受信され、受信素子５２ａ～５２ｇによって、図５（ｂ）に示すような真の素子データ６６が得られることになる。

[0051] 一方、図５（ｃ）に示すように、図４（ｃ）の場合と同様に、送信素子の中心を、反射点５４に対して１素子分、素子の方向（図中右方向）にシフトさせ、反射点５４の真上にある素子５２ｄに隣接する素子５２ｅを送信素子として送信ビーム６４を送信し、受信素子５２ｂ～５２ｈで超音波エコーを受信する場合、送信ビーム６４は幅広であるため、その送信方向、即ち、送信素子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、送信ビーム６４は、反射点５４に送信されることになる。このため、反射点５４から本来存在しない超音波エコー、所謂ゴーストの反射信号が発生し、反射点５４からのゴーストの反射信号は、所定角度に拡がる受信経路６０を通って受信素子５２ｂ～５２ｈに受信され、受信素子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。

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。

[0052] ここで、図５（ｃ）に示す送信ビーム６４が送信素子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信号が反射点５４から各受信素子５２ｂ～５２ｈに至る受信経路との和（伝播距離）は、それぞれ図５（ａ）に示す送信ビーム６４が送信素子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反射超音波エコーが反射点５４から各受信素子５２ａ～５２ｇに至る受信経路との和（伝播距離）より長くなるため、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。

[0053] 本発明の素子データ処理部２２の遅延時間算出部４８においては、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、送信素子、超音波ビームの焦点、被検体の反射点、及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、超音波プローブ１２の形状（素子間隔、リニア、コンベックスなど）、焦点位置、送信開口、受信開口などの情報と、被検体の検査対象領域の音速値とが必要であり、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と、音速値更新部８２等で予め設定された音速値Ｖを取得して遅延時間の計算を行う。遅延時間は、音速値Ｖを用いて、例えば送信素子、超音波ビームの焦点、被検体の反射点、及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送信ビームの送信経路及び反射点から受信素子に至る真の反射超音波エコー又はゴーストの反射信号の受信経路の合計長さ（伝播距離）とその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。

[0054] 本発明では、例えば、図６（ａ）及び図６（ｂ）に示すようにして、真の反射超音波エコーとゴーストの反射信号の場合の送信ビームの送信経路及び受信経路の長さを求めることができる。

真の反射超音波エコーの場合、図６（ａ）に示すように、送信素子５２ｄと受信素子５２ｄ（受信素子５２ａ～５２ｇの中心）とが一致し、その真下に、焦点５８及び反射点５４が配置されており、反射点５４の真上の素子５２ｄの位置をｘｙ２次元座標上の座標（ｘ０、０）とし、素子間隔をＬｅ、焦点５８の位置を座標（ｘ０、ｄｆ）、反射点５４の位置を座標（ｘ０、ｚ）とする時、送信素子５２ｄの位置も反射点５４の真上の素子５２ｄと同じく座標（ｘ０、０）となり、送信素子５２ｄから焦点５８を経て反射点５４に至る送信ビームの送信経路６１の長さ（送信経路距離）Ｌtaは、及び、反射点５４から受信素子５２dに至る真の反射超音波エコーの受信経路６０の長さ（受信経路距離）Ｌraは、Ｌta＝Ｌra＝ｚによって算出することができる。

したがって、真の反射超音波エコーの場合の超音波の伝播距離Ｌuaは、Ｌu

a＝Ｌta＋Ｌra＝２ｚとなる。

[0055] ゴーストの反射信号の場合、図６（ｂ）に示すように、図６（ａ）の場合と比べて、送信素子５２ｅの位置が反射点５４に対して１素子分横（ｘ方向：図中右方向）にずれて、焦点５８は送信素子５２ｅの真下に配置されるが、反射点５４は受信素子５２ｄの真下に配置されており、反射点５４の真上の受信素子５２ｄの位置を、図６（ａ）の場合と同じくｘｙ２次元座標上の座標（ｘ０、０）とし、素子間隔をＬｅ、反射点５４の位置を座標（ｘ０、ｚ）とすると、送信素子５２ｅの位置は座標（ｘ０＋Ｌｅ、０）、焦点５８の位置は座標（ｘ０＋Ｌｅ、ｄｆ）となるので、送信素子５２ｅから焦点５８を経て反射点５４に至る送信ビームの送信経路６１の長さ（送信経路距離）Ｌtbは、$Ltb=df+\sqrt{\{(z-df)^2+Le^2\}}$によって算出することができ、反射点５４から受信素子５２ｄに至るゴーストの反射信号の受信経路６０の長さ（受信経路距離）Ｌrbは、Ｌrb＝ｚによって算出することができる。

したがって、ゴーストの反射信号の場合の超音波の伝播距離Ｌubは、$Lub=Ltb+Lrb=df+\sqrt{\{(z-df)^2+Le^2\}}+z$となる。

[0056] こうして、図６（ａ）に示す幾何学配置で求めた送信経路６１の距離Ｌtaと受信経路６０の距離Ｌraを合計した超音波の伝播距離Ｌuaを音速で割った値が真の反射超音波エコーの伝播時間となり、図６（ｂ）に示す幾何学配置で求めた送信経路６１の距離Ｌtbと受信経路６０の距離Ｌrbを合計した超音波の伝播距離Ｌubを音速で割った値がゴーストの反射信号の伝播時間となる。遅延時間の算出は、反射点５４と送信素子５２（５２ｄ）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５４と送信素子５２（５２ｅ）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信号の伝播時間の差から遅延時間を求める。

なお、図６（ａ）及び図６（ｂ）の幾何学モデルでは、送信経路６１が焦点５８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５８を経由せずに直接反射点５４に至る経路であっても良い。

[0057] また、図６（ａ）及び図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。

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（図示せず）を用い、送信素子と反射点との位置関係から真の超音波エコーの素子データ及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。

[0058] 図６（ｃ）に、中央に真の信号の素子データ６６及び真の信号の周辺のゴーストの素子データ６８を示し、図６（ｄ）に、上述の幾何学計算から得られた素子データ６６に対するゴーストの素子データ６８の遅延時間の一例を示す。真の信号の素子データ６６を中心にゴーストの信号の素子データ６８は、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２２の遅延時間算出部４８において算出された遅延時間を整相加算部３８における遅延補正に用いることもできる。

[0059] 次に、本発明の素子データ処理部２２の重ね合わせ処理部５０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真の超音波エコーの素子データ及びその周辺のゴーストの素子データの重ね合わせ処理を行う。

重ね合わせ処理部５０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。

なお、重ね合わせ処理部５０において重ね合わせる時の重ね合わせ素子データの範囲は、計算領域設定部７０で設定される音速補正計算の対象とする領域内にとどまる範囲にある素子データであることが望ましいが、計算領域設定部７０で設定される領域によって制限されるものではない。例えば、重ね合わせる素子データが隣接する領域同士でオーバーラップするような範囲で重ね合わせてもよい。

[0060] 図７（ａ）～（ｈ）に、重ね合わせ処理部５０で行われる、素子データ数が５つ、重ね合わせ素子データ数が３つの場合の重ね合わせ処理の一具体例を示す。

図７（ａ）は、５つの素子データを横に並べて表示しており、素子データ毎に、超音波ビームを送信し、反射信号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信時における中心の素子を中心にして表示している。縦軸は、受信時間を表す。

５つの素子データのうち、真中の素子データでは、素子データの中心の素子（受信素子の中心の素子）、即ち、送信時における中心の素子（送信素子）の真下に反射点が存在しており、反射点からの反射信号が受信されている。つまり、この反射信号は真の信号であり、真中の素子データは、真の信号を表す。

[0061] 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、送信時における中心の素子の真下には反射点は存在していないが、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で生じた反射信号、即ちゴーストが写り込んでいる。ゴーストは、真の信号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、真の信号よりも受信時間が遅くなる。また、反射点からの反射信号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であるが、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の素子を中心にし

ているため、素子データ毎にこの中心の素子を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はじめに受信される受信素子は真中の素子であるが、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。更に、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。

[0062] 図７（ｂ）に、図７（ａ）に示す５つの素子データのうち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５０では、図７（ｂ）に示す遅延時間を用いて、真中の素子データを注目素子の素子データとした場合に、注目素子の素子データを中心に、重ね合わせ素子データ数分、図示例では３素子データ分だけ遅延時間補正を行うと共に、各素子データを注目素子との素子位置の差（中心素子の位置の差）に応じて、図示例では両側に１素子分だけ横方向にシフトさせて、即ち位相を合わせて３素子データ分の未処理素子データを重ね合わせ、注目素子の素子データの１つの重ね合わせ処理済素子データとして求める。

[0063] こうして得られた注目素子の素子データの重ね合わせ処理済素子データを図７（ｃ）に示す。

図７（ａ）に示す注目素子の素子データは、真の信号の素子データであることから、注目素子の素子データの両側の隣接素子データの未処理素子データに遅延時間補正及び横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、隣接素子データの未処理素子データと、注目素子の未処理素子データとは、位相が合うので高輝度位置で重なり合う。したがって、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。

[0064] 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、つまりゴーストを注目素子の素子データとした場合の一例を示す。

図７（ｅ）は、図７（ｂ）と同じものであり、図７（ａ）に示す５つの素子データのうち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つ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も同じである。

重ね合わせ処理部５０では、図７（ｅ）（即ち、図７（ｂ）と同じ）に示す遅延時間を用いて、注目素子の素子データを中心に、重ね合わせ素子データ数分、図示例では３素子データ分だけ遅延時間補正を行うと共に、各素子データを注目素子との素子位置の差（中心素子の位置の差）に応じて、図示例では両側に１素子分だけ横方向にシフトさせて、３素子データ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。

[0065] こうして得られた注目素子の素子データ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ことから、注目素子の素子データの両側の隣接素子データの未処理素子データに遅延時間補正及び横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、隣接素子データの各未処理素子データと注目素子の未処理素子データとは、それぞれ位相が合わないので重なり合わない。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、加算値は大きくならず、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。

[0066] 他の素子データに関しても、注目素子の素子データとして同様の遅延時間

補正及び横方向のシフトを行った結果、図示例の５素子データそれぞれについての隣接する３つ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）に示す送信素子と反射点との座標が一致している時の注目素子の素子データでは、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、その両側の各２素子データの全４素子データでは、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、又は平均するので、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、真の信号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、又は、その影響を無視できる程、小さくすることができる。

そのため、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。

なお、本発明においては、この処理済素子データの生成を、マルチライン処理と言う。

[0067] 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有ると仮定して、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。

[0068] なお、重ね合わせ処理部５０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（重み付して）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。或いは、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。

[0069] 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。

また、重ね合わせる素子データ数は、超音波ビームのビーム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素子データ数を変更してもよい。或いは、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。

重ね合わせた結果、上述したように、真の信号の素子データでは信号の位相が合うが、ゴーストでは信号の位相が合わないため、加算などの重ね合わせ処理の結果、様々な位相の信号がお互いに打ち消し合い、信号が弱くなる。結果的に、真の信号は、有効な値を持つ、例えば高輝度の素子データとして残り、ゴーストの信号は、減弱した値を持つ、例えば低輝度の素子データとして得ることができる。

本発明に用いられる素子データ処理部は、基本的に以上のように構成され

る。

[0070] 再び、図２に戻って、音速値の変更及び最適音速の設定を網羅的に行う音速補正部２４の各部についての説明を続ける。

図２に示す音速補正部２４において、計算領域設定部７０は、操作者による操作部３２（図１参照）からの入力等に応じて、検査対象領域内の音速補正計算の対象とする領域、例えば、着目領域ＲＯＩを設定し、設定された領域のｘｙ座標上の計算対象とする全ての点を抽出し、計算座標Ｘ1～Ｘendとして設定する。ここで、計算座標Ｘ1～Ｘendのそれぞれで表される各領域は、環境音速が同一であると考えられる領域であれば、特に制限的ではなく、被写体全体や検査対象領域全体であってもよいが、被写体や検査対象領域を区切った微小領域であってもよく、画素単位で１点ずつであっても良い。

初期計算座標設定部７２は、計算座標Ｘｉを、計算領域設定部７０で設定された計算座標Ｘ1～Ｘendの中の初期計算座標Ｘ1に設定する。初期計算座標設定部７２で設定された計算座標Ｘ1のデータは、最適音速決定部２３に送られる。

[0071] なお、計算領域設定部７０は、操作部３２からの入力に応じて計算領域を設定する構成に限定はされず、画像生成部２６（図１参照）の画像作成部４４で生成された超音波画像（Ｂモード画像信号）を解析して、例えば着目領域ＲＯＩを設定し、計算領域とする構成としてもよい。

例えば、計算領域設定部７０は、画像作成部４４で生成された超音波画像において、隣接する画素同士の輝度値の差が所定の値以上となる位置（画素）を構造領域（組織や病変）の辺縁部（エッジ）と判定して、エッジに囲まれた領域、あるいは、エッジを多く含む領域を構造領域、即ち、対象部位Ｐと判定して抽出し、対象部位を含み、かつ、所定の形状、大きさとなる領域を、例えば着目領域ＲＯＩに設定し、計算領域に設定してもよい。

なお、超音波画像を解析して計算領域を設定する場合には、構造領域を１種類の領域とみなしても良く、あるいは、エッジの連続性や、輝度値のレベル等に応じて２種以上の領域とみなして、各領域を対象部位と判定して抽出

し、対象部位毎に着目領域ＲＯＩを設定し、計算領域としても良い。

[0072] 最適音速決定部２３は、初期計算座標設定部７２で設定された初期計算座標Ｘ1、又は計算座標更新部９０で更新された計算座標Ｘｉにおける最適な環境音速値（以下、最適音速値という）を算出して設定する部位である。

ここで、最適音速値とは、設定音速（設定環境音速）Ｖを種々変更し、それぞれの設定音速Ｖに基づいて、受信フォーカス処理をして超音波画像を形成した場合に、画像のコントラストおよび／またはシャープネスが最も高くなる設定音速Ｖの値であり、例えば、特開平８－３１７９２６号公報に記載のように、画像のコントラスト、スキャン方向の空間周波数、分散等に基づいて最適音速値の判定を行うことができる。

[0073] 最適音速決定部２３は、素子データ保持部２０から読み出された、計算座標Ｘｉに関わる未処理素子データを入力値として用いて最適な環境音速値（以下、最適音速値ともいう）を出力値として網羅的に求めて設定するためのものである。

最適音速決定部２３としては、上述したように、所定の音速探索範囲を網羅的に探索して最適音速値を設定するものを挙げることができ、音速探索範囲設定部７４と、初期音速値設定部７６と、素子データ処理部２２と、整相加算部３８ａと、検波処理部４０ａと、画像作成部４４ａと、画質指標算出部７８と、最終音速値判定部８０と、最適音速判定部８４と、音速値更新部８２と、音速設定部８６と、を有する。

[0074] 音速探索範囲設定部７４は、計算座標Ｘｉにおける環境音速の探索範囲（初期音速値及び最終音速値）及び音速値変更幅（音速間隔）を設定するためのものである。音速探索範囲設定部７４は、例えば、音速の探索開始の初期音速値Ｖst、音速の探索終了の最終音速値Ｖend、設定音速Ｖを変更するステップ幅（音速変更幅：音速間隔）ΔＶを設定する。一例として、生体等の場合、音速探索範囲設定部７４は、初期音速値Ｖstを１４００ｍ／ｓに、最終音速値Ｖendを１７００ｍ／ｓに、音速変更幅ΔＶを１０ｍ／ｓに設定することができる。

[0075] なお、音速探索範囲設定部７４が設定する初期音速値Ｖst、最終音速値Ｖend及び音速変更幅ΔＶは、上述の値に限定されず、被検体やその検査対象領域やその計算座標Ｘi等に応じて決定されるものであればよい。また、これらの初期音速値Ｖst、最終音速値Ｖend及び音速変更幅ΔＶは、音速探索範囲設定部７４に、被検体やその検査対象領域やその計算座標Ｘi等に応じて、操作者によって操作部３２を介して入力されるものであっても良いし、予め、格納部３４に格納されているものの中から読み出されるものであっても良い。

初期音速値設定部７６は、設定音速Ｖを音速探索範囲設定部７４が設定した初期音速値Ｖstに設定するものである。上述の生体の場合、初期音速値設定部７６は、設定音速Ｖを初期音速値Ｖstとして、１４００ｍ／ｓに設定する。初期音速値設定部７６で設定された初期音速値Ｖstのデータは、後段の素子データ処理部２２に送られる。

[0076] 整相加算部３８ａは、整相加算部３８と全く同様の構成及び機能を有し、設定音速Ｖを用いて素子データ処理部２２で求められた計算座標Ｘiに関わる処理済素子データに対して、音速補正部２４で設定された最適音速に基づいて遅延を与えて加算する受信フォーカス処理を行って音線信号を生成する。

検波処理部４０ａは、検波処理部４０ａと全く同様の構成及び機能を有し、整相加算部３８ａで生成された音線信号に対して、包絡線検波処理等の処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報であるＢモード画像データを生成する。

画像作成部４４ａは、画像作成部４４と全く同様の構成及び機能を有し、検波処理部４０ａで生成されたＢモード画像データに画像処理を施して超音波画像を作成する。

[0077] 画質指標算出部７８は、画像作成部４４ａで作成された超音波画像から設定音速Ｖにおける画質指標、即ち画像の輝度値や鮮鋭度等の画質指標、例えば、各設定音速Ｖでの計算座標Ｘi（例えば、着目領域ＲＯＩ）の画像の鮮鋭度（シャープネス）等を算出する。算出された画質指標は、設定音速Ｖに対応付けられて画質指標算出部７８内に保持される、例えば、画質指標算出部

７８内のメモリ等に保持される。

最終音速値判定部８０は、設定音速Ｖを最終音速値Ｖendと比較して、両者が等しいか否かの判定を行い、設定音速Ｖが最終音速値Ｖendに等しくない（Ｖ≠Ｖend）場合には、音速値更新部８２に移行させ、設定音速Ｖが最終音速値Ｖendに等しい（Ｖ＝Ｖend）場合には、最適音速判定部８４に移行させる。

音速値更新部８２は、現在の設定音速Ｖに音速変更幅ΔＶを加算して新しい設定音速Ｖ（Ｖ＝Ｖ＋ΔＶ）を設定する。音速値更新部８２で更新設定された設定音速Ｖ（Ｖ＝Ｖ＋ΔＶ）のデータは、前段の素子データ処理部２２に送られる。

[0078] 最適音速判定部８４は、画質指標算出部７８に保持されている各音速値Ｖ（Ｖst～Ｖend）毎に求められた画質指標を読み出し、各設定音速Ｖでの画質指標、例えば、超音波画像の鮮鋭度（シャープネス値）を比較し、最も画質がよい時、例えば、超音波画像の鮮鋭度（シャープネス値）が最も高い時の設定音速Ｖを判定するものである。

音速設定部８６は、最適音速判定部８４において生成された超音波画像の画質が最もよいと判定された設定音速Ｖを最適音速値として設定するものである。

なお、図２に示す最適音速決定部２３では、設定音速Ｖの変更を繰り返して処理しているが、本発明はこれに限定されず、ＧＰＵなどのマルチスレッドを用いて、全探索音速値を並列計算し、一度に全ての音速値における画質指標を求めることも可能である。

最適音速決定部２３は、音速設定部８６において計算座標Ｘｉに対応する最適音速値を設定した後、最終計算座標判定部８８に移行する。

最適音速決定部２３は、基本的に以上のように構成され、計算座標Ｘｉに係る最適音速値を算出する。

[0079] 最終計算座標判定部８８は、計算座標Ｘｉを最終計算座標Ｘendと比較して、両者が等しいか否かの判定を行い、計算座標Ｘｉが最終計算座標Ｘendに等

しくない（Ｘ≠Ｘend）場合には、計算座標更新部９０に移行させ、計算座標Ｘｉが最終計算座標Ｘendに等しい（Ｘ＝Ｘend）場合には、画像生成部２６の整相加算部３８に移行させ、計算座標Ｘ1～Ｘendの各々において算出された最適音速値及び最適音速値を用いて素子データ処理部２２で処理された処理済素子データを計算座標Ｘ1～Ｘendの各々の座標データと共に整相加算部３８に供給する。

計算座標更新部９０は、現在の計算座標Ｘｉを新しい次の計算座標Ｘｉ+1に更新する。計算座標更新部９０で更新された新しい次の計算座標Ｘｉ+1のデータは、前段の最適音速決定部２３の音速探索範囲設定部７４に送られる。

[0080] 音速補正部２４は、基本的に以上のように構成され、全ての計算座標Ｘｉ（ｉ＝１～end）各々に係る最適音速値及び処理済素子データを算出する。

なお、上述したように、本実施形態の超音波検査装置１０の音速補正部２４による音速補正における最適音速を探索するループの中にマルチライン処理を行う素子データ処理部２２を組み込み、マルチライン処理時の遅延時間補正を計算する際の音速値に、音速補正部２４で探索する音速値を用いることで、反射点（サンプリング点、観測点）から超音波プローブ１２の探触子３６の受信素子までの音速だけでなく、各々の仮想的な点音源を形成する探触子３６の送信素子から反射点までの音速も含めて最適な環境音速値を求めることができる。

[0081] 本発明の超音波検査装置は、基本的に以上のように構成されるが、以下に、図１及び図２を参照して、本発明の超音波検査装置の動作、作用及び本発明の超音波検査方法について説明する。

操作者が、図１に示す超音波プローブ１２を被検体の表面（検査対象領域）に当接させて、測定を開始すると、送信部１４から供給される駆動信号に従って探触子３６の複数の素子から超音波ビームが送信され、被検体からの超音波エコーを、探触子３６の複数の素子が受信し、受信信号としてアナログ素子信号を出力する。

受信部１６は、アナログ素子信号を増幅してＡ／Ｄ変換部１８に供給し、

Ａ／Ｄ変換部１８は、アナログ素子信号をデジタル素子データに変換して素子データ保持部２０に供給して、未処理素子データとして記憶保持させる。

[0082] 次に、図２に示す音速補正部２４において、操作者による操作部３２（図１参照）からの入力等に応じて、計算領域設定部７０によって計算座標Ｘ1～Ｘendが設定された後、初期計算座標設定部７２によって計算座標Ｘｉが、初期計算座標Ｘ1に設定され、設定された計算座標Ｘ1のデータが、最適音速決定部２３に送られる。

[0083] 最適音速決定部２３では、まず、音速探索範囲設定部７４が、被検体やその検査対象領域やその計算座標Ｘｉ等に応じて、操作者によって操作部３２を介して入力された、又は予め、格納部３４に格納されている音速探索範囲の情報の中から読み出された初期音速値Ｖst、最終音速値Ｖend及び音速変更幅ΔＶを設定し、例えば、上述したように、生体では、初期音速値Ｖstを１４００ｍ／ｓに、音速値Ｖendを１７００ｍ／ｓに、音速変更幅ΔＶを１０ｍ／ｓに設定する。

続いて、初期音速値設定部７６が、設定音速Ｖを初期音速値Ｖst（例えば、１４００ｍ／ｓ）に設定して、素子データ処理部２２に移行する。

[0084] 次に、素子データ処理部２２は、遅延時間算出部４８（図３参照）において、真の信号の未処理素子データに対する周辺のゴーストの信号の未処理素子データの遅延時間（例えば、図７（ｂ）、図７（ｅ）、どちらも同じものである）を、送信素子、焦点、反射点、及び受信素子の幾何学的配置、及び予め初期音速値設定部７６で設定された設定音速Ｖ等から算出する（例えば、図６の幾何学モデルを用いて算出する）。

[0085] 次に、素子データ処理部２２は、素子データ保持部２０から計算座標Ｘ1に関わる未処理素子データを素子データ保持部２０から読み出し、処理を行う素子データを注目素子データとし、重ね合わせ処理部５０（図３参照）において、遅延時間算出部４８で算出された遅延時間を用いて、注目素子データとその周辺の未処理素子データとを位相合わせて重ね合わせてマルチライン処理を行い、処理済素子データを求める。これにより、真の信号を含む未処

理素子データであれば、強調された処理済素子データが求まると共に、ゴーストの未処理素子データであれば減弱した処理済素子データが求まる。

素子データ処理部２２は、こうして求めた処理済素子データを整相加算部３８ａに供給する。

[0086] 次に、整相加算部３８ａは、初期音速値値Ｖstである設定音速Ｖに基づいて、素子データ処理部２２から供給された計算座標Ｘ1に対応する処理済素子データを用いて受信フォーカス処理をして整相加算を行い音線信号を生成する。次いで、検波処理部４０ａは、生成された音線信号に対して検波処理を行ってＢモード画像信号を生成する。そして、画像作成部４４ａは、生成されたＢモード画像信号から超音波画像を作成する。

[0087] その後、画質指標算出部７８は、作成された超音波画像から設定音速Ｖにおける超音波画像の輝度値や鮮鋭度等の画質指標、例えば、各設定音速ＶでのＸｉ（Ｘ1）の画像の鮮鋭度等を算出する。算出された画質指標は、設定音速値Ｖに対応付けられて画質指標算出部７８内に保持される。

次に、最終音速値判定部８０は、設定音速Ｖを最終音速値Ｖendと比較して、両者が等しいか否かの判定を行う。最終音速値判定部８０の判定において、設定音速Ｖが最終音速値Ｖendに等しい（Ｖ＝Ｖend）場合には、最適音速判定部８４に移行し、設定音速Ｖが最終音速値Ｖendに等しくない（Ｖ≠Ｖend）場合には、音速値更新部８２に移行する。

[0088] 音速値更新部８２に移行した場合には、音速値更新部８２が、現在の設定音速Ｖに音速変更幅ΔＶを加算して新しい設定音速Ｖ（Ｖ＝Ｖ＋ΔＶ）を設定する。

この後、素子データ処理部２２に戻り、新しい設定音速に基づいて素子データ処理部２２によるマルチライン処理、整相加算部３８ａによる整相加算、検波処理部４０ａによる検波処理、画像作成部４４ａによる画像作成、画質指標算出部７８による画質指標の算出及び保持、並びに最終音速値判定部８０による判定が行われる。

最終音速値判定部８０による判定結果がＶ≠Ｖend場合には、上述したよう

に、音速値更新部８２に移行し、音速値更新部８２による新しい設定音速Ｖの設定、新しい設定音速Ｖに基づく素子データ処理部２２によるマルチライン処理、整相加算部３８ａによる整相加算、検波処理部４０ａによる検波処理、画像作成部４４ａによる画像作成、画質指標算出部７８による画質指標の算出及び保持、並びに最終音速値判定部８０による判定が、Ｖ＝Ｖendになるまで繰り返される。即ち、これらの処理を、音速範囲の終了の最終音速値Ｖendになるまで設定音速の値をΔＶずつ変更しながら、例えば、設定音速Ｖを、１４００ｍ／ｓから１７００ｍ／ｓまで、１０ｍ／ｓ刻みで変化させながら繰り返し行う。

[0089] 一方、判定部８０による判定結果がＶ＝Ｖendである場合には、音速の探索範囲内の全ての設定音速Ｖに関して画質指標が求められたことになるので、上述したように、最適音速判定部８４に移行し、最適音速判定部８４は、画質指標算出部７８に保持されている各音速値毎に求められた画質指標を読み出し、最適音速判定部８４は、各設定音速Ｖでの画質指標、例えば、超音波画像の鮮鋭度（シャープネス値）を比較し、最も画質がよい時、例えば、超音波画像の鮮鋭度（シャープネス値）が最も高い時の設定音速Ｖを判定し、音速設定部８６は、最適音速判定部８４にて判定された設定音速Ｖを最適音速値として採用し、設定する。

こうして、最適音速決定部２３は、計算座標Ｘｉ（Ｘ1）に対応する最適音速値を算出する。

[0090] 次に、最適音速決定部２３による計算座標Ｘｉ（Ｘ1）に対応する最適音速値の算出が終了すると、最終計算座標判定部８８に移行する。

最終計算座標判定部８８では、計算座標Ｘｉを最終計算座標Ｘendと比較して、両者が等しいか否かの判定を行う。その判定の結果、計算座標Ｘｉが最終計算座標Ｘendに等しくない（Ｘ≠Ｘend）場合には、計算座標更新部９０に移行する。

この後、計算座標更新部９０では、現在の計算座標Ｘｉを新しい次の計算座標Ｘｉ+1に更新し、前段の最適音速決定部２３に移行する。

この後、最適音速決定部２３では、上述した設定音速Ｖの網羅的な探索を行い、計算座標Ｘi+1に対応する最適音速値を算出し、再び、最終計算座標判定部８８に移行して、最終計算座標Ｘendの判定が行われる。

最終計算座標判定部８８による判定結果がＸｉ≠Ｘend場合には、上述したように、計算座標更新部９０に移行し、計算座標更新部９０による新しい計算座標Ｘｉの設定、最適音速決定部２３における設定音速Ｖの網羅的な探索による計算座標Ｘｉに対応する最適音速値の算出、最終計算座標判定部８８の判定が、Ｘｉ＝Ｘendになるまで繰り返される。

[0091] 一方、最終計算座標判定部８８における判定の結果、計算座標Ｘｉが最終計算座標Ｘendに等しい（Ｘ＝Ｘend）場合には、音速補正部２４による最適音速値の設定が終了し、全ての計算座標Ｘｉ（ｉ＝１～end）各々に対応する最適音速値及び処理済素子データが算出され、画像生成部２６の整相加算部３８に移行する。こうして、計算座標Ｘ1～Ｘendの各々において算出された最適音速値及び最適音速値を用いて素子データ処理部２２で処理された処理済素子データは、計算座標Ｘ1～Ｘendの各々の座標データと共に整相加算部３８に供給される。

[0092] 次に、画像生成部２６の整相加算部３８では、素子データに受信フォーカス処理を施して受信データ（音線信号）を生成し、検波処理部４０に供給する。検波処理部４０では、音線信号を処理してＢモード画像信号を生成する。Ｂモード画像信号を、ＤＳＣ４２がラスター変換し、画像作成部４４が画像処理を施し、超音波画像が生成される。生成された超音波画像は、画像メモリ４６に格納されると共に、表示制御部２７により超音波画像が表示部２８に表示される。

このように、本発明の超音波検査装置は、素子データ処理部でマルチライン処理され、ゴーストの信号が弱減され、真の信号が強調された処理済素子データを用いて作成した超音波画像を評価する画質指標を用いて最適な環境音速を求め、求められた最適な環境音速を用いてマルチライン処理された処理済素子データを用いて超音波画像を作成するので、生体組織内の音速ムラ

の影響を軽減させた高画質な超音波画像を得ることができ、また、幅広ビーム送信専用超音波プローブを使うことなく、かつ、従来と変わらないフレームレートのまま、送信ビームの幅に依存しない高解像度で、ＳＮ比が高く、最適な空間分解能を持つシャープな超音波画像を得ることができる。

[0093] 次に、図９及び図１０に基づいて、本発明の実施例２の超音波検査装置について説明する。

図９は、本発明の実施例２に係る超音波検査装置の構成を概念的に示すブロック図であり、図１０は、図９に示す超音波検査装置の要部の一例を処理フローに沿って概念的に示すブロック図である。

なお、図９及び図１０に示す超音波検査装置１００は、図１及び図２に示す超音波検査装置１０と、第２の音速補正部１０２を備えている点で異なる以外は、全く同様の構成を有するものであるので、同一の構成要素には、同一の参照符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0094] 図９に示すように、超音波検査装置１００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及び受信部１６と、Ａ／Ｄ変換部１８と、素子データ保持部２０と、第２の音速補正部１０２と、素子データ処理部２２を備える音速補正部２４と、画像生成部２６と、表示制御部２７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。

[0095] 超音波検査装置１００では、音速補正部２４による音速補正を行う前に、第２の音速補正部１０２にて、未処理素子データ（第１の素子データ）を用いて音速補正を行って暫定的な音速値を求め、この音速値を、音速補正部２４で音速補正を行う際の初期値として利用して最適音速値を求めるものである。

[0096] 第２の音速補正部１０２は、素子データ保持部２０と音速補正部２４との間に接続されており、素子データ保持部２０に保存された未処理素子データ（第１の素子データ）を用いて、音速補正を行い算出した音速値を音速補正部２４に供給する。

第２の音速補正部１０２が行う音速補正には、特に限定はないが、例えば

、特開２０１１－９２６８６号に記載の方法が利用できる。この方法は、複数の設定音速毎に未処理素子データに対して受信フォーカス処理を行って設定音速毎にフォーカス指標を算出し、このフォーカス指標に基づいて最適な音速値を決定するものである。すなわち、未処理素子データを最も適切に受信フォーカス処理できる設定音速を最適な音速値とする。

[0097] なお、第２の音速補正部１０２での音速補正は、音速補正部２４における音速補正の際の音速探索の初期値として大まかに求めればよいので、必ずしも計算領域や着目領域毎に送信フォーカスを設定する必要はない。また、計算領域や着目領域毎に行うものに限定はされず、画面全体を１つの着目領域として音速値を求めてもよい。

図１０に示すように、第２の音速補正部１０２は、求めた音速値を音速補正部２４の最適音速決定部２３の音速探索範囲設定部７４に供給する。

[0098] 最適音速決定部２３の音速探索範囲設定部７４は、第２の音速補正部１０２から供給された音速値を初期音速値Ｖｓｔとして音速値を設定する。

音速値更新部８２は、初期音速値Ｖｓｔ及びこの前後の音速値（Ｖｓｔ±ΔＶ）を順次設定して、画質指標算出部７８で画質指標を算出し、３つの音速値での結果に基づいて、次の設定音速Ｖを設定する。例えば、設定音速ＶがＶｓｔ＋ΔＶの場合が最も良い結果であれば、音速値更新部８２は、次の設定音速ＶとしてＶｓｔ＋２×ΔＶを設定し、設定音速ＶがＶｓｔの場合が最も良い結果であれば、Ｖｓｔを最適音速値として採用する。すなわち、最適音速決定部２３は、第２の音速補正部１０２から供給された音速値を初期音速値として探索的に最適音速を求める。

第２の音速補正部１０２が未処理素子データを用いて音速補正を行い、音速補正部２４での音速補正の初期値として用いる構成とすることにより、最適音速値の測定・演算にかかる時間を短縮することができる。

[0099] 以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施例に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

例えば、図１及び図２に示す各構成要素をハードウエアとして構成いても良いし、コンピュータ等で実行されるソフトウエアとして構成しても良い。

更に、本発明の各実施形態について説明した超音波検査装置の各機能に対応して、例えば、上述した音速補正部に含まれる素子データ処理部を始めとする各構成要素、及び画像生成部として機能するようにコンピュータを動作させる超音波検査ためのプログラムも、また、上記超音波検査方法の各ステップ、例えば、上述したマルチライン処理の各ステップを含む音速補正の各ステップ、及び画像生成の各ステップを手順としてコンピュータに実行させる超音波検査のためのプログラムも、本発明の実施の形態の１つである。また、そのようなプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体も、本発明の実施の形態の１つである。

符号の説明

[0100] １０、１００　超音波検査装置

１２　超音波プローブ

１４　送信部

１６　受信部

１８　Ａ／Ｄ変換部

２０　素子データ保持部

２２　素子データ処理部

２３　最適音速決定部

２４　音速補正部

２６　画像生成部

２７　表示制御部

２８　表示部

３０　制御部

３２　操作部

３４　格納部

３６　探触子

３８、３８ａ　整相加算部

４０、４０ａ　検波処理部

４２　ＤＳＣ

４４、４４ａ　画像作成部

４６　画像メモリ

４８　遅延時間算出部

５０　重ね合わせ処理部

７０　計算領域設定部

７２　初期計算座標設定部

７４　音速探索範囲設定部

７６　初期音速値設定部

７８　画質指標算出部

８０　最終音速値判定部

８２　音速値更新部

８４　最適音速判定部

８６　音速設定部

８８　最終計算座標判定部

９０　計算座標更新部

１０２　第２の音速補正部

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検査装置であって、

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、行わせる送信部と、

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部と、

前記受信部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変換部と、

前記検査対象物内の音速値を決定する音速決定部と、

前記検査対象物内の音速値を用いて２つ以上の前記第１の素子データから、前記２つ以上の第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素子データ処理部と、を有し、

前記音速決定部は、前記素子データ処理部において前記２つ以上の第１の素子データから前記第２の素子データを作成する時に用いる前記音速値を最適化して最適な音速値として求めることを特徴とする超音波検査装置。

[請求項2] 前記音速決定部は、前記素子データ処理部を有し、前記素子データ処理部における前記２つ以上の第１の素子データの遅延時間補正計算に用いる前記音速値を最適化して最適な音速として求める請求項１に記載の超音波検査装置。

[請求項3] 前記音速決定部は、前記検査対象物内を複数の領域に分割したときの各領域における音速値を決定する請求項１又は２に記載の超音波検査装置。

[請求項4] 更に、前記２つ以上の第１の素子データを含む一部の第１の素子データ、あるいは全ての第１の素子データを保持する素子データ保持部を有する請求項１～３のいずれか１項に記載の超音波検査装置。

[請求項5] 前記素子データ保持部は、前記送信部により、前記検査対象物内における少なくとも２つ以上の重なり合う対象領域毎において、前記超音波ビームを送信し、前記受信部により、前記超音波ビームによって前記検査対象物内における少なくとも２つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した前記超音波エコー信号を受信して生成された、素子データ毎に受信した各素子における受信時間毎の受信データを含む前記２以上の第１の素子データを保持し、

前記素子データ処理部は、前記素子データ毎の前記超音波ビームを送信したときの素子の幾何学的な配置及び前記素子データ毎の前記受信データの各素子の幾何学的な配置に基づいて、前記２以上の第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４に記載の超音波検査装置。

[請求項6] 前記送信部は、前記超音波ビームの送信を、中心となる素子を変更して、複数回、行う請求項５に記載の超音波診断装置。

[請求項7] 前記素子データ処理部は、前記検査対象物内の音速値を用いて前記２つ以上の第１の素子データの各遅延時間を算出する遅延時間算出部と、前記２つ以上の第１の素子データを算出された各遅延時間及び受信された前記探触子の素子の位置に基づいて重ね合わせ、前記第２の素子データを生成する重ね合わせ処理部とを有する請求項１～６のいずれか１項に記載の超音波検査装置。

[請求項8] 更に、前記素子データ処理部で生成された前記第２の素子データに基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、を有し、

前記素子データ処理部は、前記画像生成部で生成されるべき超音波画像上の１ラインの前記第２の素子データを作成する請求項１～７のいずれか１項に記載の超音波検査装置。

[請求項9] 前記音速決定部は、

前記素子データ処理部と、

前記素子データ処理部における前記遅延時間算出に用いられる前記検査対象物の音速値を変更する音速変更部と、

前記音速変更部で変更された音速値を用いて前記第２の素子データを作成する前記素子データ処理部と、

前記素子データ処理部により作成された前記第２の素子データを、前記音速変更部で変更された音速値を用いて整相加算して音線信号を生成する整相加算部と、

前記整相加算部で生成された前記音線信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部で生成された前記超音波画像の画質指標を算出する画質指標算出部と、

前記画質指標算出部で算出された前記超音波画像の画質指標を判定する判定部と、

前記判定部による前記画質指標の判定結果に応じて前記最適な音速値を設定する音速設定部と、を有する請求項１～８のいずれか１項に記載の超音波検査装置。

[請求項10] 前記音速決定部は、

前記音速変更部が、前記音速値を初期音速値から最終音速値まで所定音速間隔で変更する度毎に、前記素子データ処理部が変更された当該音速値を用いて前記第２の素子データを作成し、前記整相加算部が同じ当該音速値を用いて前記第２の素子データを整相加算して前記音線信号を生成し、前記画像生成部が前記音線信号に基づいて前記超音波画像を生成し、前記画質指標算出部が前記超音波画像の前記画質指標を算出することを繰り返して、前記音速変更部によって変更された全ての複数の前記音速値にそれぞれ対応する複数の前記画質指標を算出しておき、

前記判定部が、前記画質指標算出部で全ての複数の前記音速値毎に算出された複数の前記画質指標の中から最適な画質指標を判定し、前記音速設定部が、前記判定部で判定された前記最適な画質指標に対応する音速値を前記最適な音速値として設定する請求項９に記載の超音波検査装置。

［請求項11］ さらに、前記音速決定部よりも前段に、前記第１の素子データを用いて最適な音速値を算出する第２の音速決定部を有し、

前記音速決定部は、前記第２の音速決定部で算出した音速値を初期値として用いる請求項１～１０のいずれか１項に記載の超音波検査装置。

［請求項12］ 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を用いて検査対象物を検査する超音波検査方法であって、

前記探触子によって、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、行い、かつ、個々の前記超音波ビームの送信に対応して、複数の前記素子がアナログ素子信号を出力し、

この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、

前記検査対象物内の音速値を用いて、２つ以上の前記第１の素子データから、前記第１の素子データのいずれかに対応する第２の素子データを作成する時に用いる前記音速値を最適化して最適な音速値として決定することを特徴とする超音波検査方法。

［請求項13］ 前記最適な音速を決定するステップは、

前記音速値を初期音速値から最終音速値まで所定音速間隔で変更する毎に、変更された当該音速値を用いて前記第２の素子データを作成し、同じ当該音速値を用いて前記第２の素子データを整相加算して前

記音線信号を生成し、生成された前記音線信号に基づいて前記超音波画像を生成し、前記画質指標算出部が前記超音波画像の前記画質指標を算出することを繰り返して、変更された全ての複数の前記音速値毎にそれぞれ対応する複数の前記画質指標を算出しておき、

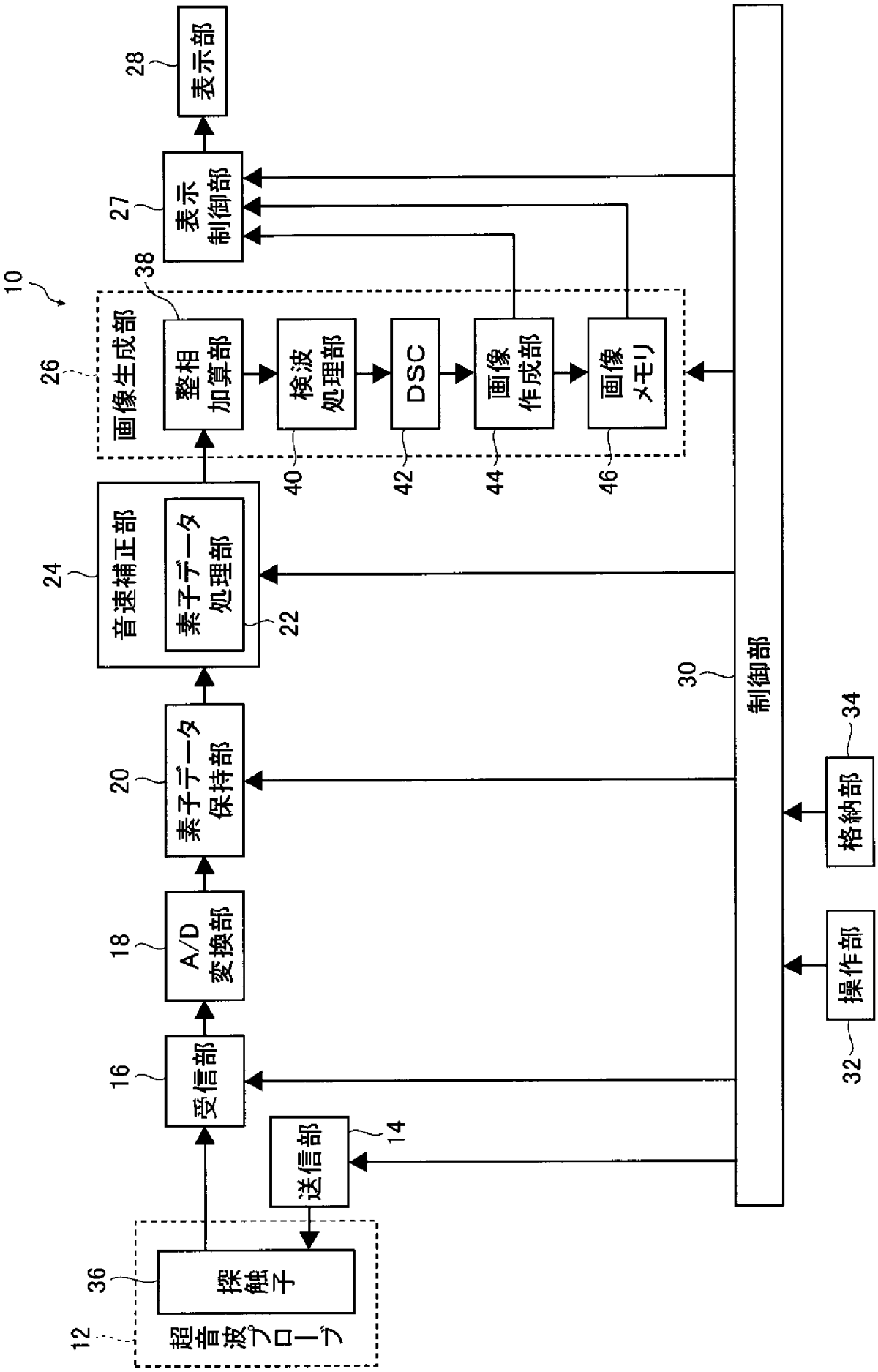
全ての複数の前記音速値毎に算出された複数の前記画質指標の中から最適な画質指標を判定し、判定された前記最適な画質指標に対応する音速値を前記最適な音速値として設定する請求項１２に記載の超音波検査方法。

［請求項14］ 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検査対象物を検査するために、複数の素子が配列された探触子によって、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、行い、かつ、個々の超音波ビームの送信に対応して、複数の前記素子がアナログ素子信号を出力し、この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の素子データを複数、取得するステップと、

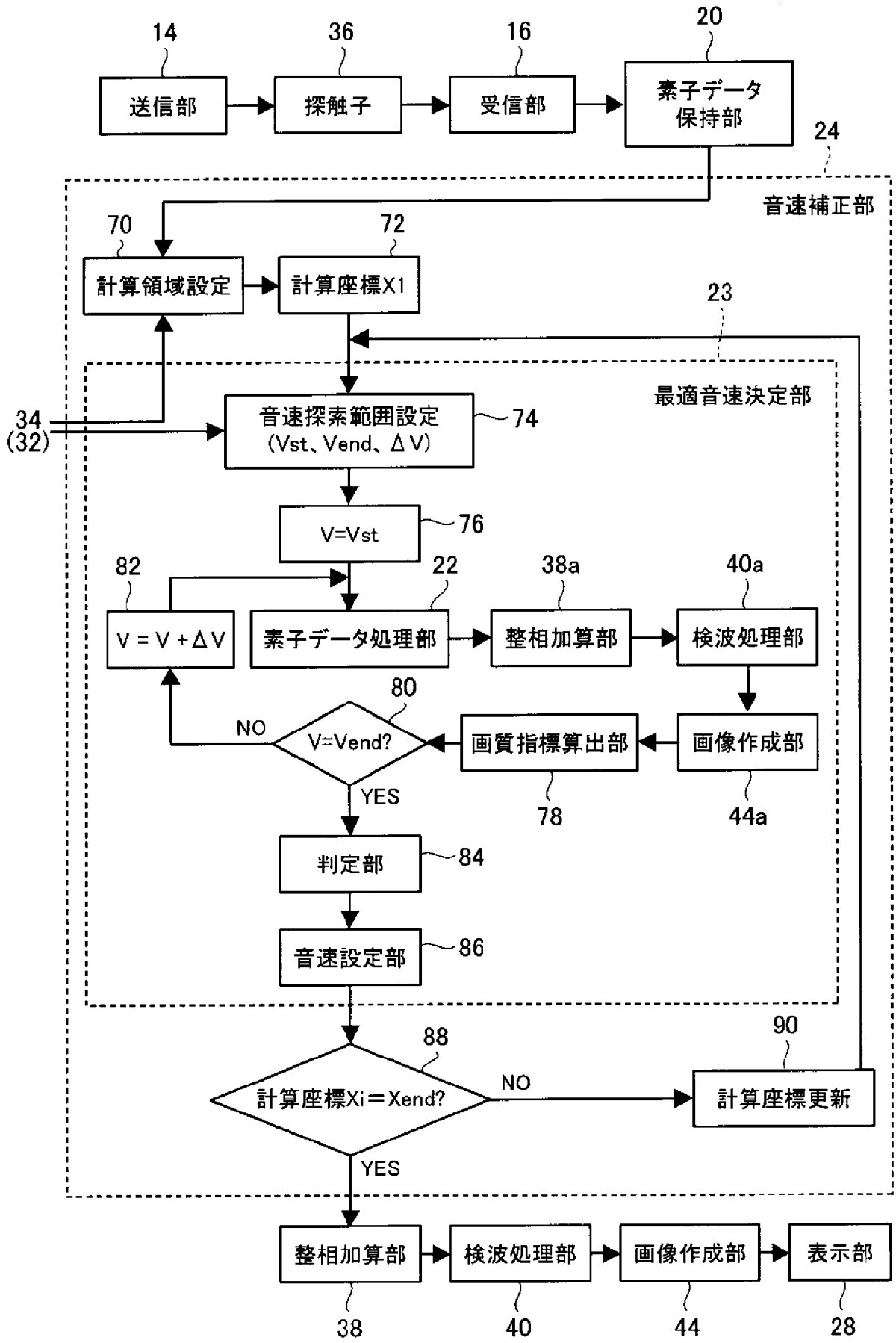
前記検査対象物内の音速値を用いて、得られた２つ以上の前記第１の素子データから前記第１の素子データのいずれかに対応する第２の素子データを作成する時に用いる前記音速値を最適化して最適な音速値として決定するステップとを手順としてコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

［請求項15］ 請求項１４に記載のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

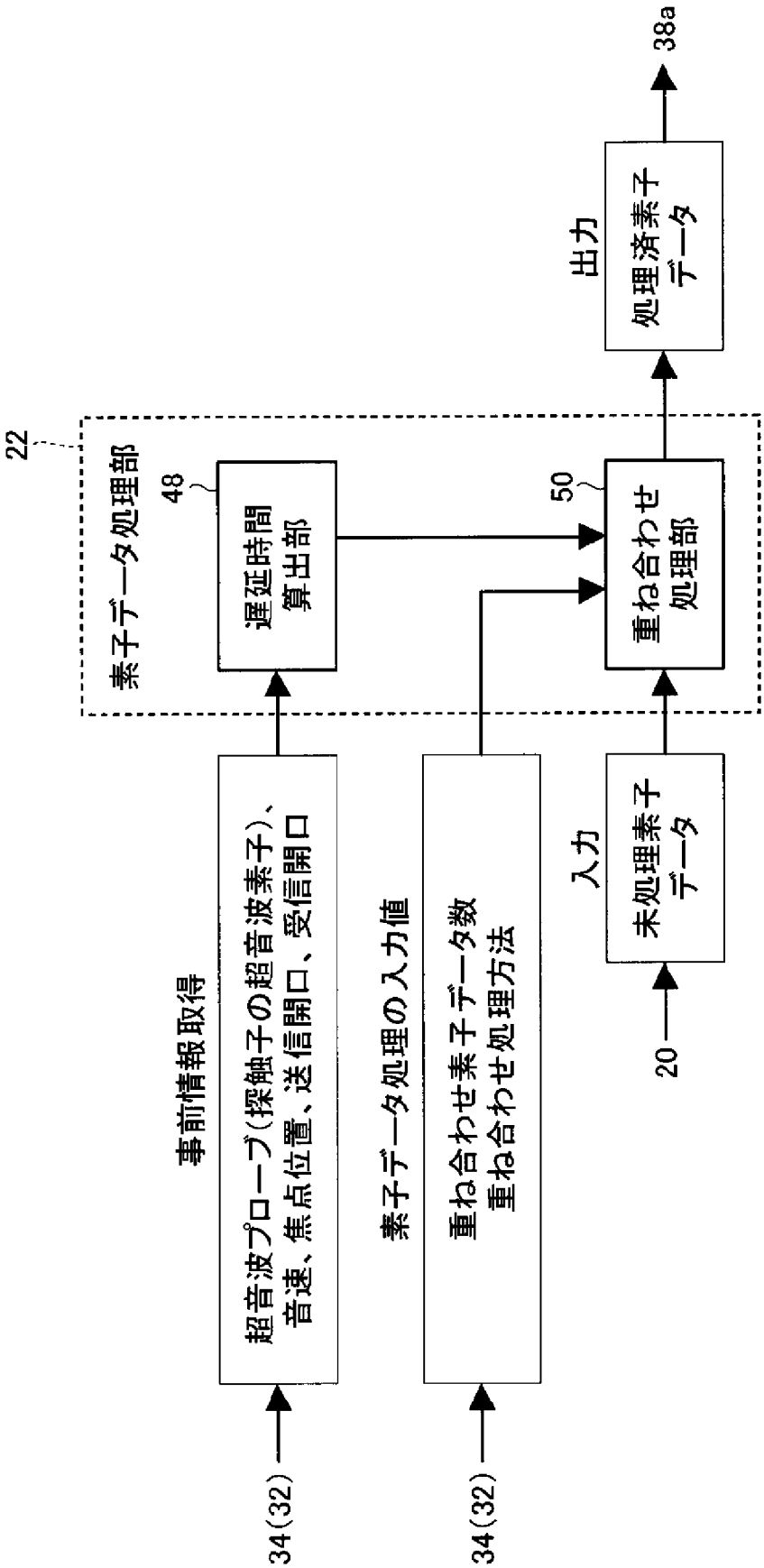
[図1]


超音波プローブ
12
探触子
36
送信部
14
受信部
16
A/D変換部
18
素子データ保持部
20
音速補正部
24
素子データ処理部
22
画像生成部
26
整相加算部
38
検波処理部
40
DSC
42
画像作成部
44
画像メモリ
46
表示制御部
27
表示部
28
10
制御部
30
操作部
32
格納部
34

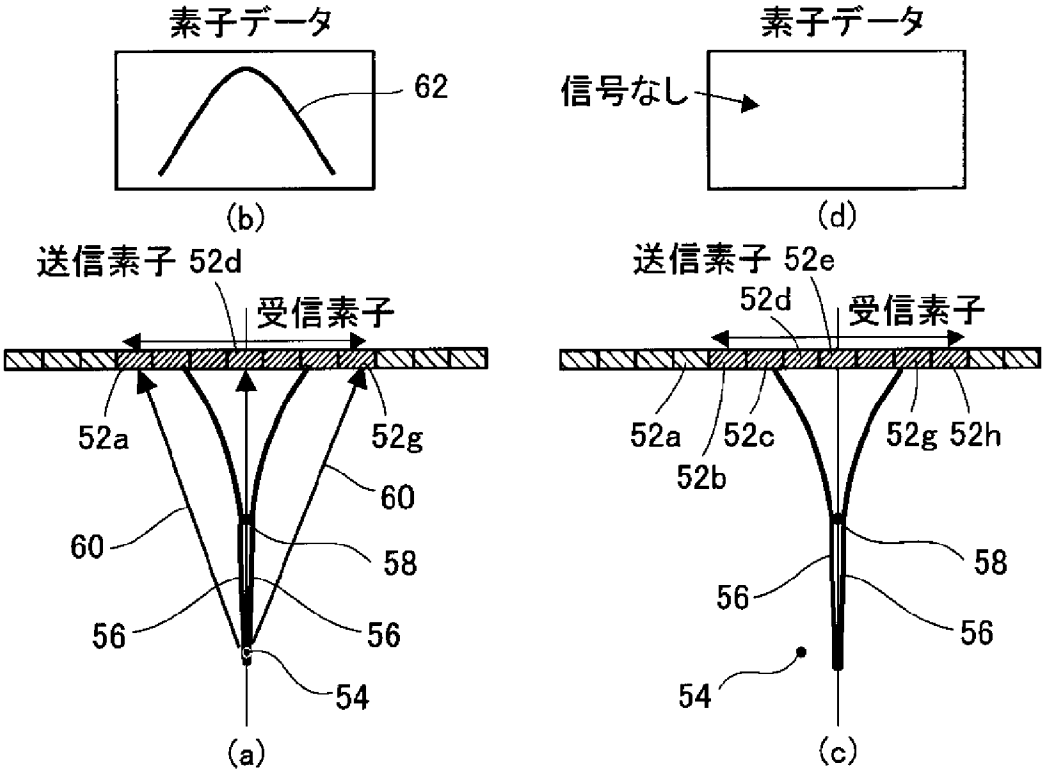
[図2]


14
送信部
36
探触子
16
受信部
20
素子データ保持部
24
音速補正部
70
計算領域設定
72
計算座標X1
23
最適音速決定部
34
(32)
音速探索範囲設定
(Vst、Vend、ΔV)
74
V=Vst
76
82
V = V +ΔV
22
素子データ処理部
38a
整相加算部
40a
検波処理部
80
NO
V=Vend?
画質指標算出部
画像作成部
78
44a
YES
判定部
84
音速設定部
86
88
計算座標Xi＝Xend?
NO
90
計算座標更新
YES
整相加算部
検波処理部
画像作成部
表示部
38
40
44
28

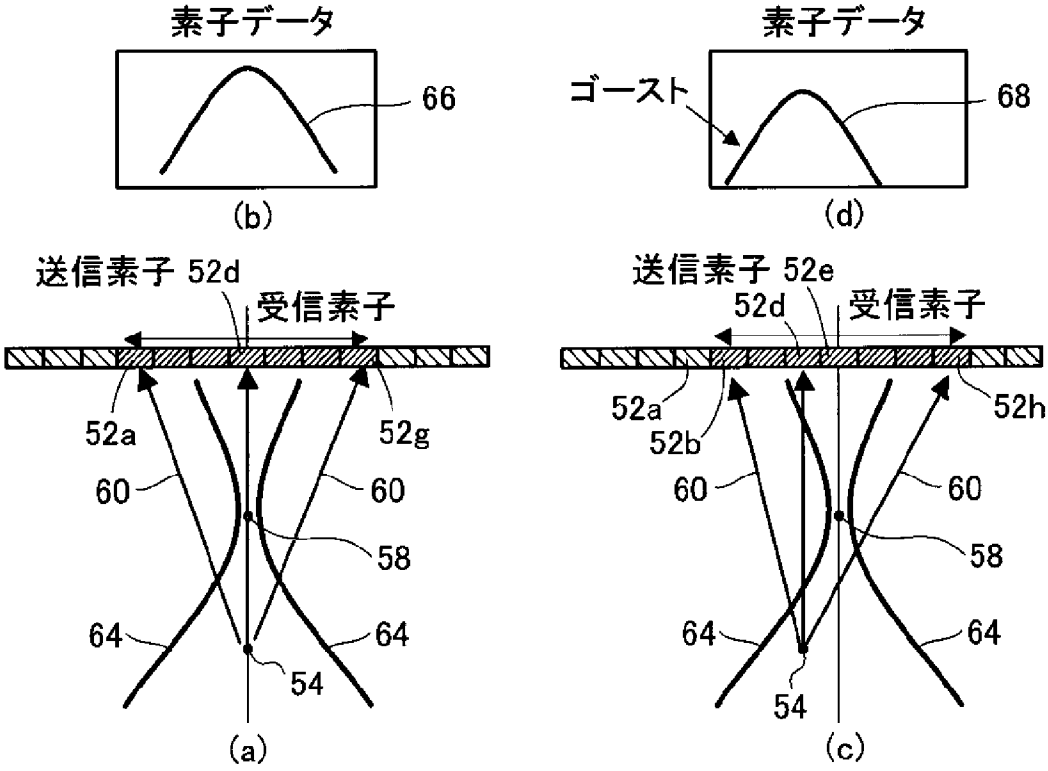
[図3]


事前情報取得
超音波プローブ(探触子の超音波素子)、
音速、焦点位置、送信開口、受信開口
34(32)
素子データ処理の入力値
重ね合わせ素子データ数
重ね合わせ処理方法
34(32)
入力
未処理素子
データ
20
22
素子データ処理部
48
遅延時間
算出部
50
重ね合わせ
処理部
出力
処理済素子
データ
38a

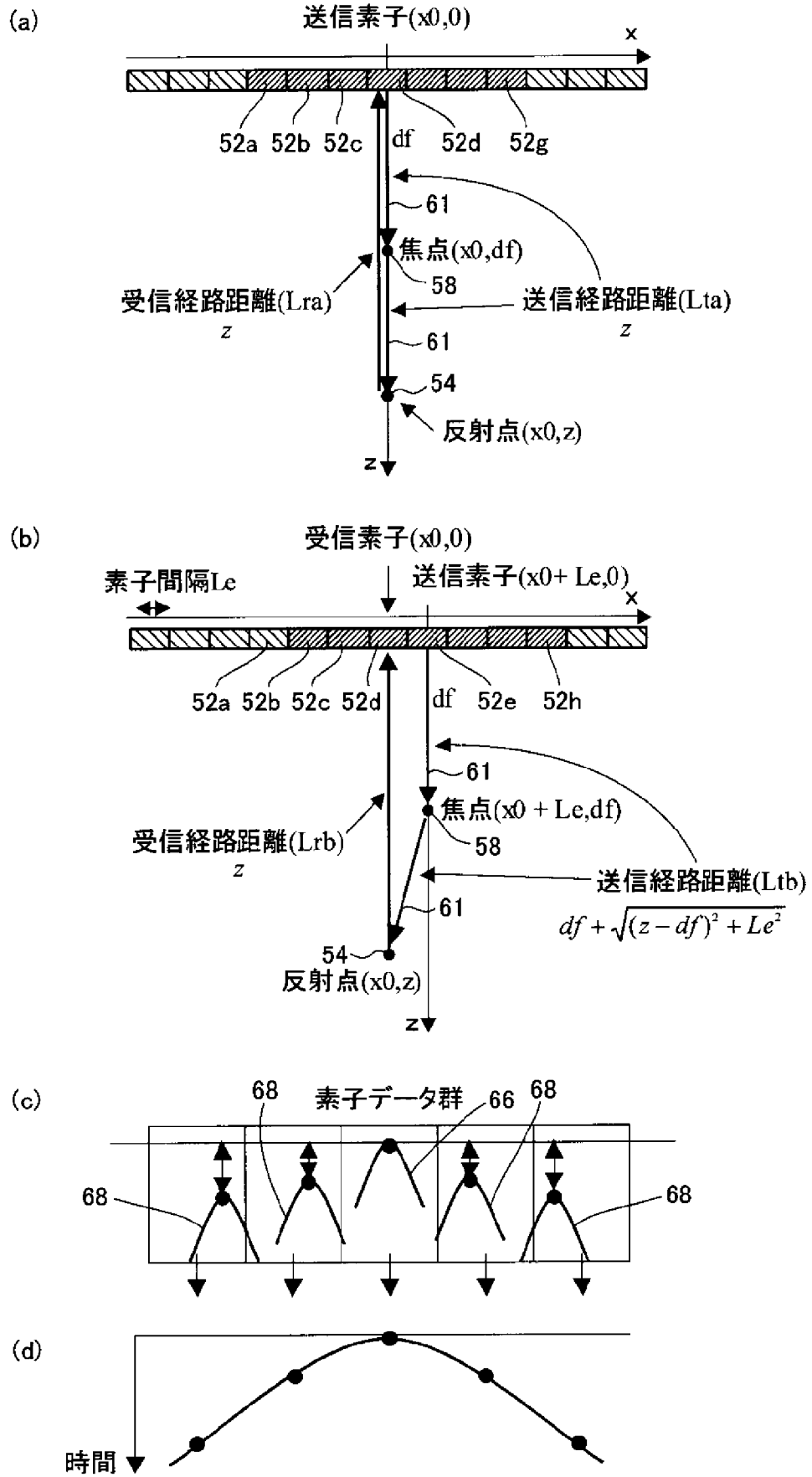
[図4]


素子データ
62
(b)
信号なし
(d)
送信素子 52d
受信素子
52a
52g
60
60
58
56
56
54
(a)
送信素子 52e
52d
受信素子
52a
52b
52c
52g
52h
58
56
56
54
(c)

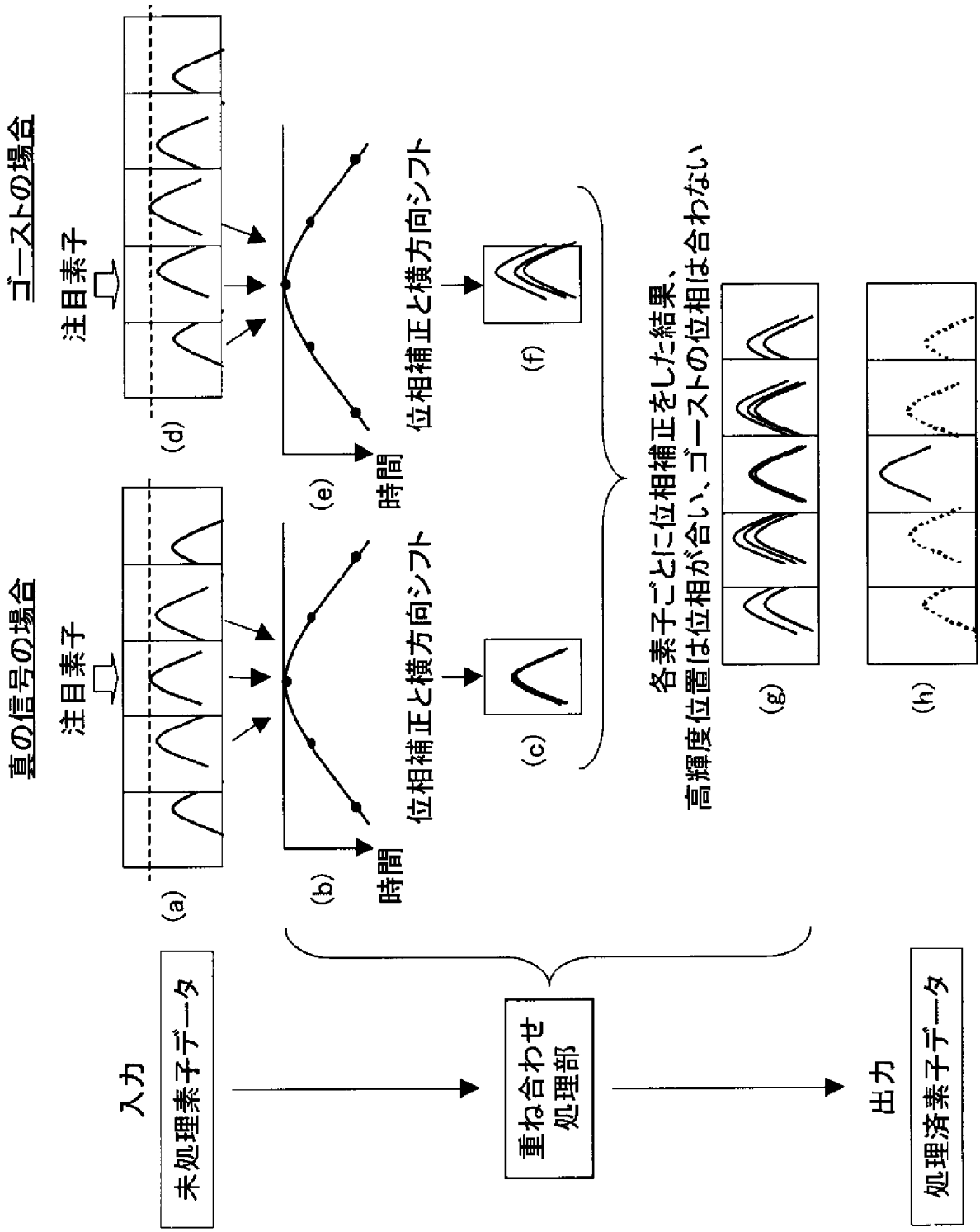
[図5]


素子データ
66
(b)
ゴースト
68
(d)
送信素子 52d
受信素子
52a
52g
60
60
58
64
64
54
(a)
送信素子 52e
52d
受信素子
52a
52b
52h
60
60
58
64
64
54
(c)

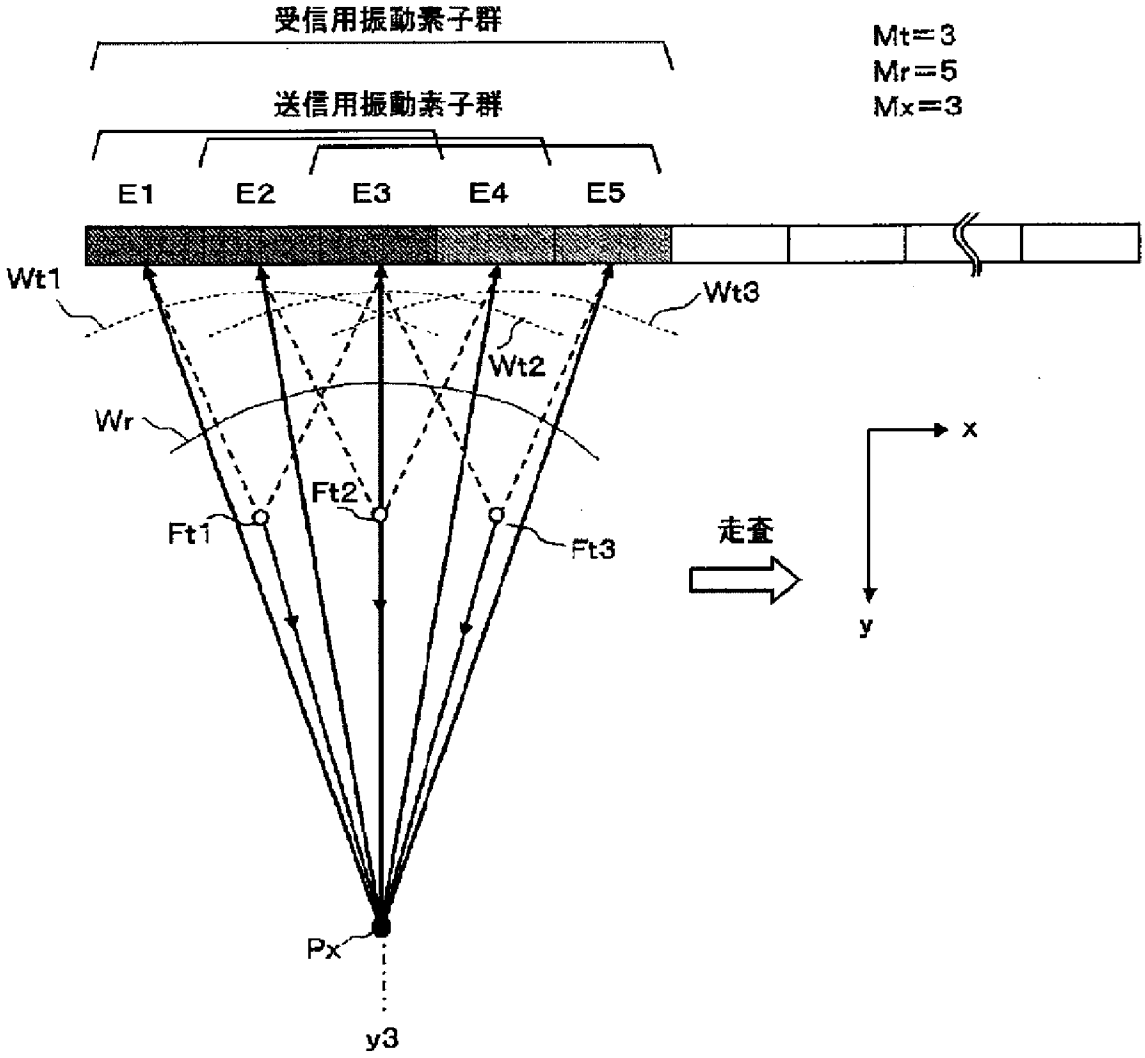
[図6]


(a)
送信素子(x0,0)
x
52a 52b 52c
df
52d 52g
61
焦点(x0,df)
58
受信経路距離(Lra)
z
送信経路距離(Lta)
z
61
54
反射点(x0,z)
z
(b)
受信素子(x0,0)
素子間隔Le
送信素子(x0+ Le,0)
x
52a 52b 52c 52d
df
52e 52h
61
焦点(x0 + Le,df)
58
受信経路距離(Lrb)
z
送信経路距離(Ltb)
$df + \sqrt{(z-df)^2 + Le^2}$
61
54
反射点(x0,z)
z
(c)
68
素子データ群
66
68
68
68
(d)
時間

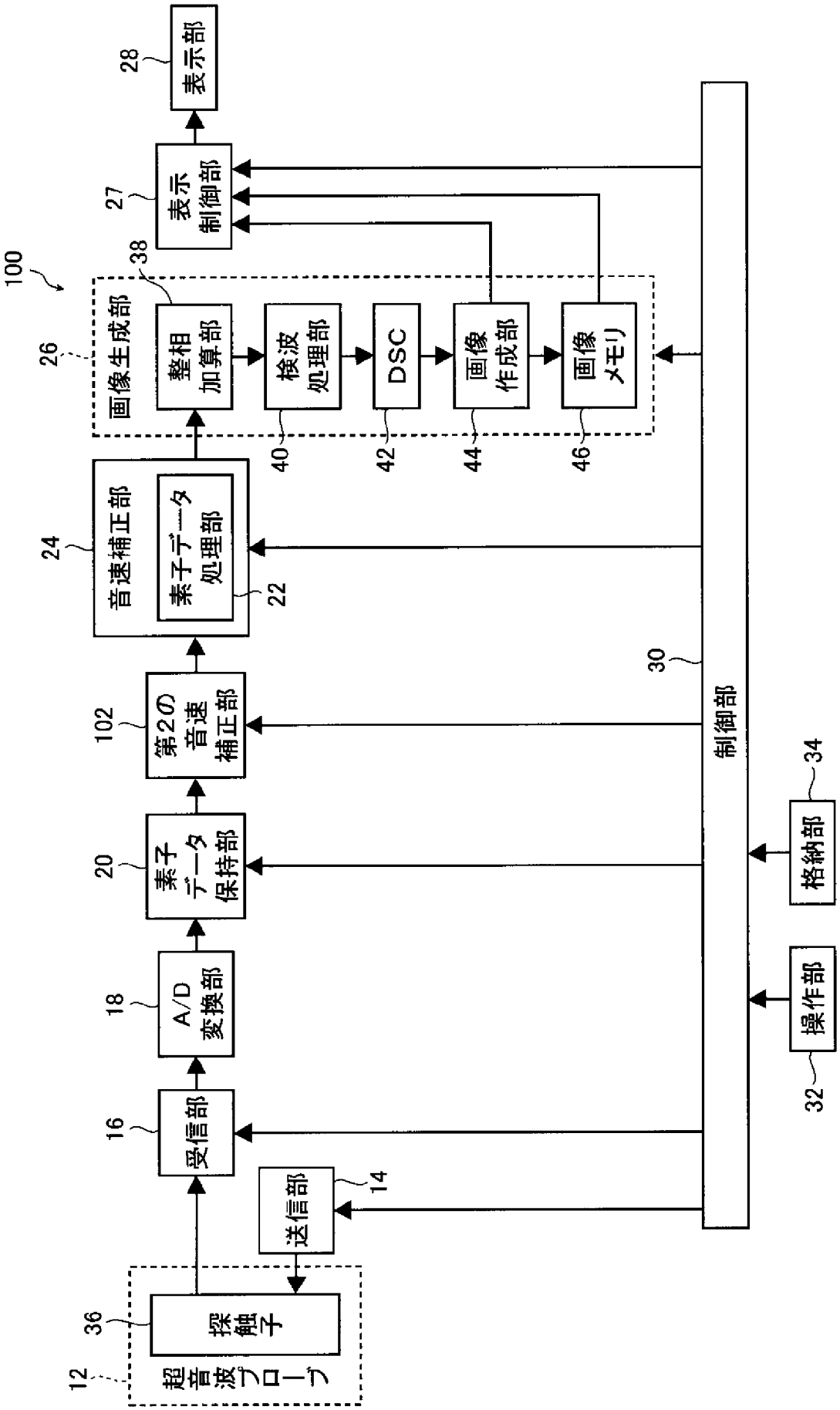
[図7]


真の信号の場合
注目素子
ゴーストの場合
注目素子
(a)
(b)
(c)
(d)
(e)
(f)
(g)
(h)
時間
時間
位相補正と横方向シフト
位相補正と横方向シフト
各素子ごとに位相補正をした結果、
高輝度位置は位相が合い、ゴーストの位相は合わない
入力
未処理素子データ
重ね合わせ処理部
出力
処理済素子データ

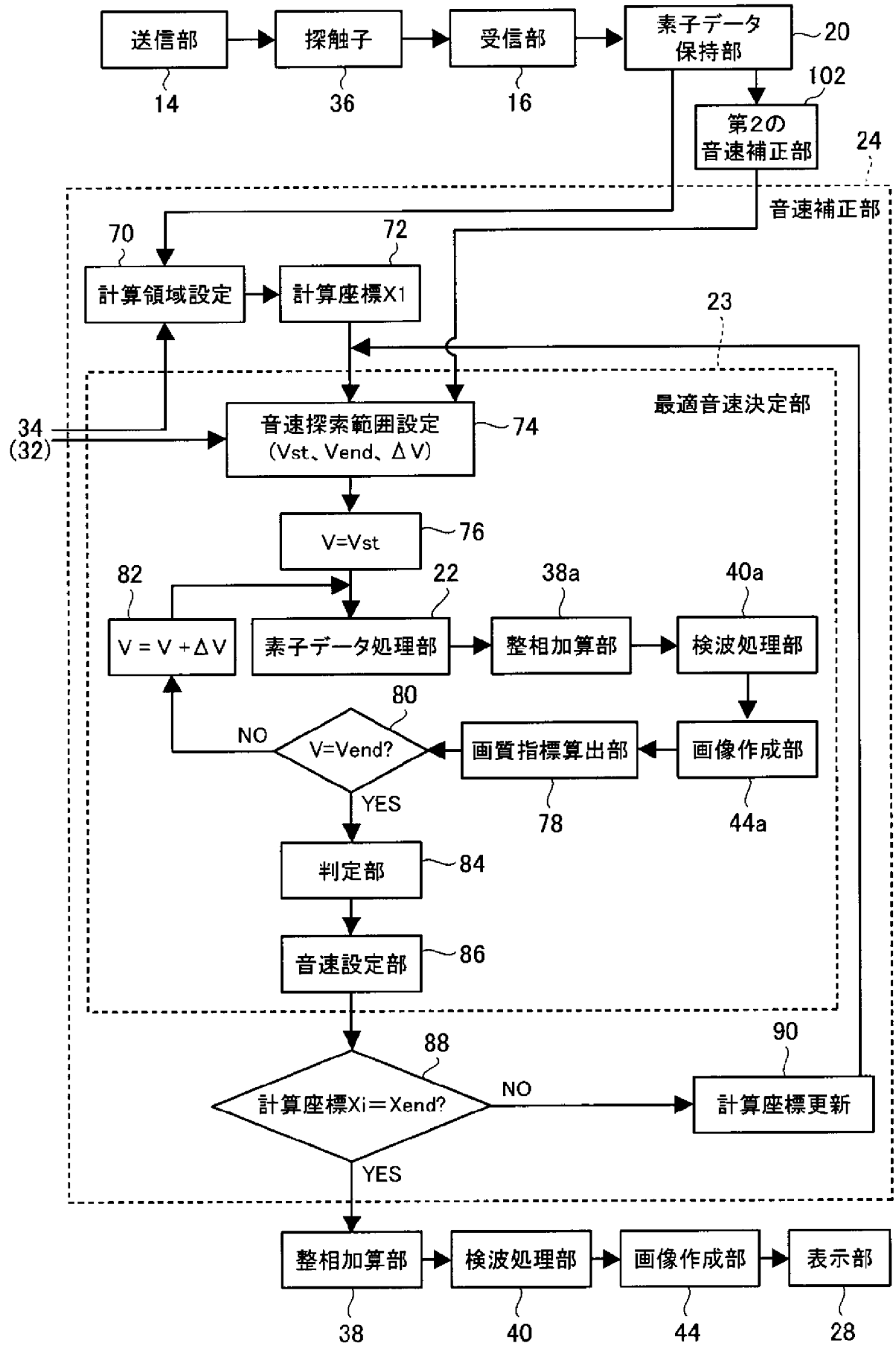
[図8]


受信用振動素子群
送信用振動素子群
Mt=3
Mr=5
Mx=3
E1
E2
E3
E4
E5
Wt1
Wt2
Wt3
Wr
Ft1
Ft2
Ft3
走査
x
y
Px
y3

[図9]


100
12
超音波プローブ
36
探触子
14
送信部
16
受信部
18
A/D変換部
20
素子データ保持部
102
第2の音速補正部
24
音速補正部
22
素子データ処理部
26
画像生成部
38
整相加算部
40
検波処理部
42
DSC
44
画像作成部
46
画像メモリ
27
表示制御部
28
表示部
30
制御部
32
操作部
34
格納部

[図10]


送信部
14
探触子
36
受信部
16
素子データ保持部
20
102
第2の音速補正部
24
音速補正部
70
計算領域設定
72
計算座標X1
23
最適音速決定部
34
(32)
音速探索範囲設定
(Vst、Vend、ΔV)
74
V=Vst
76
82
V = V +ΔV
22
素子データ処理部
38a
整相加算部
40a
検波処理部
80
NO
V=Vend?
画質指標算出部
78
画像作成部
44a
YES
判定部
84
音速設定部
86
88
計算座標Xi＝Xend?
NO
90
計算座標更新
YES
整相加算部
38
検波処理部
40
画像作成部
44
表示部
28

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/075666

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B8/00(2006.01)i

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)
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	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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/A	JP 2010-82190 A (Fujifilm Corp.), 15 April 2010 (15.04.2010), (Family: none)	1-4,6,8-10, 12-15/5,7/11
Y/A	JP 2009-90102 A (Fujifilm Corp.), 30 April 2009 (30.04.2009), & JP 2009-90103 A & JP 2009-90104 A	5,7/1-4,6, 8-15
A	JP 2004-522515 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 29 July 2004 (29.07.2004), & US 2001/0014773 A1 & US 6210328 B1 & EP 1358507 A1 & WO 2002/059644 A1 & DE 60219138 D & DE 60219138 T & AT 358282 T	1-15

☐ 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 21 October, 2013 (21.10.13)	Date of mailing of the international search report 29 October, 2013 (29.10.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１３／０７５６６６

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B8/00(2006.01)i

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.　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	１９７１－２０１３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１３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	関連する請求項の番号
X / Y/ A	JP 2010-82190 A (富士フイルム株式会社) 2010.04.15, (ファミリーなし)	1-4,6,8-10, 12-15/ 5,7/ 11
Y/ A	JP 2009-90102 A (富士フイルム株式会社) 2009.04.30, & JP 2009-90103 A & JP 2009-90104 A	5,7/ 1-4,6,8-15

☑　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の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	国際調査報告の発送日
２１．１０．２０１３	２９．１０．２０１３

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　９４０７
宮澤　浩
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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	関連する請求項の番号
A	JP 2004-522515 A（コーニンクレッカ　フィリップス　エレクトロニクス　エヌ　ヴィ）2004.07.29, & US 2001/0014773 A1 & US 6210328 B1 & EP 1358507 A1 & WO 2002/059644 A1 & DE 60219138 D & DE 60219138 T & AT 358282 T	1-15