

(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
2013 年 11 月 28 日(28.11.2013)



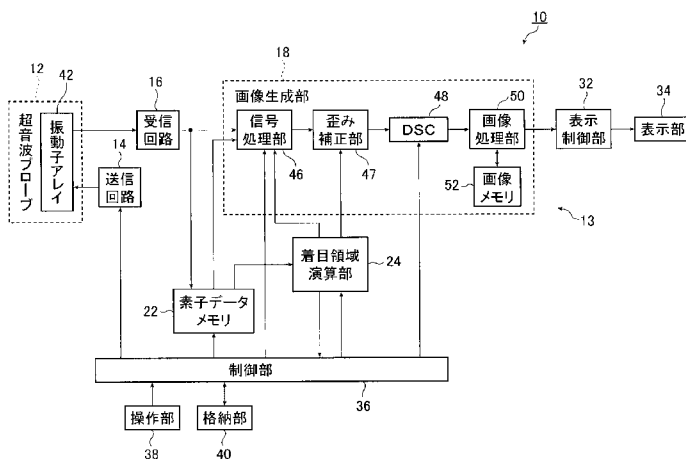
(10) 国際公開番号
WO 2013/176245 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/064458
- (22) 国際出願日: 2013 年 5 月 24 日(24.05.2013)
- (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 2012-120009 2012 年 5 月 25 日(25.05.2012) 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 2 6 番 3 0 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 7 9 8 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, KM, 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, 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, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: ULTRASOUND DIAGNOSTIC DEVICE, AND DATA PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 超音波診断装置およびデータ処理方法



(57) Abstract: Provided is an ultrasound diagnostic device wherein it is possible to output an appropriate ultrasound image that has no distortions regardless of the sound speed distribution within a subject. The aforementioned problem is solved by calculating the sound speed within a subject at two or more sites and by changing the coordinates of a generated ultrasound image in accordance with the calculated sound speed.

(57) 要約: 被検体内における音速の分布に関わらず、歪みの無い適正な超音波画像を出力できる超音波診断装置を提供する。被検体内における音速を2箇所以上で算出し、算出した音速に応じて生成した超音波画像の座標変換を行うことにより、この課題を解決する。

- 12 Ultrasound probe
- 14 Transmission circuit
- 16 Reception circuit
- 18 Image generation unit
- 22 Element data memory
- 24 Focus region computation unit
- 32 Display control unit
- 34 Display unit
- 36 Control unit
- 38 Operation unit
- 40 Storage unit
- 42 Oscillator array
- 46 Signal processing unit
- 47 Distortion correction unit
- 48 DSC
- 50 Image processing unit
- 52 Image memory

WO 2013/176245 A1



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：超音波診断装置およびデータ処理方法

技術分野

[0001] 本発明は、超音波診断装置および超音波エコーのデータ処理方法に関する。詳しくは、被検体の体内における音速の違いによらず、高画質な画像を得ることができる超音波診断装置およびデータ処理方法に関する。

背景技術

[0002] 医療分野において、超音波画像を利用した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、超音波プローブ（超音波探触子 以下、プローブとする）と、診断装置本体とを有して構成される。超音波診断装置では、プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーをプローブで受信して、その受信信号を診断装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が形成される。

[0003] 従来の超音波診断装置では、被検体の生体内における超音波の音速は一定であると仮定して、超音波の音速値は、ある値に固定されていた。

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。

[0004] そのため、超音波の音速を固定していた従来の超音波装置では、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た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。

[0005] このような問題に対し、特許文献 1 には、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、得られた受信信号に対して受信フォーカスを行って、各設定音速毎にフォーカス指標（例えば輝度など）を算出し、算出したフォーカス指標を用いて、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する超音波診断装置が記載されている。

特許文献 1 に記載される超音波診断装置においては、例えば、決定した音速に応じて遅延時間や遅延パターンを補正して、受信フォーカスを行って、超音波画像を生成することにより、被検体内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。

[0006] また、特許文献 2 には、受信信号（エコー強度）の強度が被検体の反射点の組織の硬さを反映したものであり、かつ、組織の硬さに応じて音速が異なるものであることを利用して、被検体内における音速の違いに起因する画質劣化を防止した超音波診断装置が記載されている。

この超音波診断装置では、受信信号強度が組織の硬さの指標となること、および、組織の硬さと音速との関係には、一定の相関があることを利用して、予め、受信信号の強度と音速比（設定音速に対する音速の変化量）との関係を示す比率テーブルを作成しておく。その上で、受信の強度から、この比率テーブルを用いて音速比を検出し、この音速比を用いて、超音波画像の画素位置を並び替えることにより、音速補正を行うことが記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開 2011-92686 号公報

特許文献2：特開 2009-100997 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、特許文献 1 に示されるように、被検体の音速を決定して、

この音速に応じて受信フォーカスを行うだけでは、被検体の音速の変化等に起因する超音波画像の画質劣化を、十分に防止することはできない。

また、受信信号の強度と組織の固さとの間には、必ずしも、一定の相関が有るとは限らない。そのため、特許文献2に記載される処理では、適正な音速補正を行うことができない場合も有り、歪んだ超音波画像になってしまう可能性も有る。

[0009] 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、被検体内における音速の違いに応じた画質劣化の無い、高画質な超音波画像を生成することができる超音波診断装置およびデータ処理方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0010] この目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波を送信し、被検体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受信信号を出力する超音波トランスデューサを、複数、有する超音波プローブと、

超音波トランスデューサが出力したアナログ受信信号をA/D変換して、デジタル受信信号とするA/D変換手段と、

デジタル受信信号を記憶する記憶手段と、

A/D変換手段が変換したデジタル受信信号、もしくは、記憶手段から読み出したデジタル受信信号を用いて、被検体内の複数点における音速を決定する音速決定手段と、

A/D変換手段が変換したデジタル受信信号、もしくは、記憶手段から読み出したデジタル受信信号に、少なくとも受信フォーカス処理を施して、被検体の輝度画像を生成する信号処理手段と、

信号処理手段が生成した輝度画像に対して、音速決定手段が決定した音速に基づいて座標変換を行う座標変換手段とを有することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

[0011] このような本発明の超音波診断装置において、座標変換手段が行う座標変

換が、時間－距離変換であるのが好ましい。

また、座標変換手段は、座標変換を行った輝度画像の画素を補間することにより、座標変換前の輝度画像に対応する画素位置を有する補正画像を生成するのが好ましい。

また、少なくとも1つの着目領域を設定する着目領域設定手段と、超音波プローブに、設定された着目領域に対応する超音波の送受信を行わせる送受信制御手段とを有し、かつ、音速決定手段は、着目領域のデジタル受信信号を受信フォーカスするための設定音速を、複数、設定するための設定音速指定手段、および、設定音速毎に着目領域のデジタル受信信号を受信フォーカスして、着目領域における輝度画像のフォーカス指標を算出するフォーカス指標算出手段を有し、このフォーカス指標を用いて、着目領域の音速を決定するものであるのが好ましい。

また、信号処理手段は、音速決定手段が算出した音速を用いて受信フォーカス処理を行うのが好ましい。

また、着目領域設定手段は、深度方向の2箇所以上、および、方位方向の2箇所以上の少なくとも一方で、着目領域を設定するのが好ましい。

また、着目領域設定手段は、2以上の着目領域を設定するものであり、音速決定手段は、着目領域設定手段が設定した2以上の着目領域において、着目領域毎に音速を決定するのが好ましい。

さらに、音速決定手段は、信号処理手段が生成する輝度画像の全画素に対応して、音速を決定するのが好ましい。

- [0012] また、本発明のデータ処理方法は、被検体に超音波を送信し、被検体によって反射された超音波エコーに応じたアナログ受信信号を得るステップ、
このアナログ受信信号をA/D変換してデジタル受信信号とするステップ、
デジタル受信信号を記憶するステップ、
A/D変換したデジタル受信信号、もしくは、記憶したデジタル受信信号を用いて、被検体内の複数点における音速を決定するステップ、

A/D変換したデジタル受信信号、もしくは、記憶したデジタル受信信号に対して、少なくとも受信フォーカス処理を施して被検体の輝度画像を生成するステップ、

および、生成した輝度画像に対して、決定した音速に基づいて座標変換を行うステップを有することを特徴とするデータ処理方法を提供する。

[0013] このような本発明のデータ処理方法において、座標変換が、時間－距離変換であるのが好ましい。

また、座標変換を行った輝度画像の画素を補間することにより、座標変換前の輝度画像に対応する画素位置を有する補正画像を生成するステップを有するのが好ましい。

少なくとも1つの着目領域を設定して、かつ、設定した着目領域に対応する超音波の送受信を行うステップを有し、かつ、音速を決定するステップでは、着目領域のデジタル受信信号を受信フォーカスするための設定音速を、複数、設定し、各設定音速毎に着目領域のデジタル受信信号を受信フォーカスして、着目領域における輝度画像のフォーカス指標を算出し、このフォーカス指標を用いて、着目領域の音速を決定するのが好ましい。

また、被検体の輝度画像を生成するステップでは、決定した音速を用いて受信フォーカス処理を施すのが好ましい。

また、着目領域の設定を行うステップでは、深度方向の2箇所以上、および、方位方向の2箇所以上の少なくとも一方で、着目領域を設定するのが好ましい。

また、着目領域の設定を行うステップでは、2以上の着目領域を設定するものであり、音速を決定するステップでは、設定した着目領域の2以上において音速を決定するのが好ましい。

さらに、超音波を設定するステップでは、生成した輝度画像の全画素に対応して、音速を決定するのが好ましい。

発明の効果

[0014] このような本発明によれば、被検体内の2点以上で音速を決定し、この音

速を用いて、受信信号から生成した超音波画像（輝度画像）の座標変換を行うので、被検体内における音速の違い（音速分布）に起因する画像の歪みを補正した、高画質な超音波画像を生成することができる。

また、受信フォーカス（位相整合加算）を行う前の、超音波プローブ（超音波トランスデューサ）が出力したアナログの受信信号をA/D変換した受信信号を記憶しているので、この受信信号を用いて、音速を高精度に決定できる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]本発明のデータ処理方法を実施する、本発明の超音波診断装置の一実施形態の構成を表すブロック図である。

[図2]環境音速に基づいて、受信データの遅延時間を補正する方法を説明するための概念図である。

[図3]図1に示す着目領域演算部の構成を概念的に示すブロック図である。

[図4]図4に示す着目領域演算部の処理の流れを示すフローチャートである。

[図5]点反射からの受信データに対して受信フォーカスを実施した様子を表す図である。

[図6]スペックル領域の無数の散乱点の様子を表す図である。

[図7]スペックル領域の無数の散乱点に対して送信フォーカスを掛けて擬似的な点反射を形成した様子を表す図である。

[図8]設定音速毎のフォーカス指標を表すグラフである。

[図9]図1に示す超音波診断装置のライブモード時の処理の流れを示すフローチャートである。

[図10] (A) ~ (C) は、図1に示す超音波診断装置における歪み補正を説明するための概念図である。

[図11] (A) ~ (C) は、通常の超音波診断装置におけるBモード画像の生成を説明するための概念図である。

発明を実施するための形態

[0016] 以下、本発明の超音波診断装置およびデータ処理方法について、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。

[0017] 図 1 に、本発明のデータ処理方法を実施する、本発明の超音波診断装置の一例を、ブロック図で概念的に示す。

[0018] 図 1 に示す超音波診断装置 10 は、通常の超音波診断装置と同様に、超音波プローブ 12 と、超音波プローブ 12 に接続される診断装置本体 13 とを有して構成される。

このような超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 12 が、被検体に超音波ビームを送信すると共に、被検体によって反射された超音波エコーに応じた受信信号を診断装置本体 13 に出力し、診断装置本体 13 が、この受信信号を処理して、超音波画像を生成して表示する装置である。

[0019] 超音波プローブ 12 は、被検体に当接させて使用するものであり、通常の超音波診断装置に用いられる振動子アレイ 42 を有する。

振動子アレイ 42 は、1 次元または 2 次元に配列された複数の超音波トランスデューサ（超音波送受信素子）を有する。超音波トランスデューサは、超音波画像の撮像の際に、それぞれ送信回路 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、被検体によって反射された超音波エコーに応じた受信信号を出力する。

[0020] 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によって構成される。

[0021] 振動子の電極に、パルス状または連続波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が発生する。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、この伸縮の大きさ応じた電気信号を発生する。この電気信号はアナログ受信信号として、装置本体 13 の受信回路 16 に出力される。

[0022] 一方、診断装置本体 13（以下、装置本体 13 とする）は、送信回路 14 および受信回路 16 と、画像生成部 18 と、素子データメモリ 22 と、着目領域演算部 24 と、表示制御部 32 と、表示部 34 と、制御部 36 と、操作部 38 と、格納部 40 とを有する。

[0023] 送信回路 14 は、例えば、複数のパルスを有し、超音波プローブ 12 の振動子アレイ 42 の超音波トランスデューサに、駆動信号を供給する（駆動電圧を印加する）。

送信回路 14 は、制御部 36 が選択した送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサが送信する超音波が、目的とする超音波ビームを形成するように、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。これにより、超音波プローブ 12（振動子アレイ 42）から被検体に、目的とする超音波ビームが送信される。

[0024] 受信回路 16 は、振動子アレイ 42 の各超音波トランスデューサが出力したアナログの受信信号（アナログの電気信号）を増幅し、さらに、A/D（アナログ／デジタル）変換して、デジタルの受信信号（RF データ）を生成する。以下、受信回路 16 が生成した、このデジタルの受信信号を、素子データとも言う。

受信回路 16 は、生成した素子データを、画像生成部 18 および素子データメモリ 22 に供給する。

[0025] ここで、前述のように、超音波の送信は、送信遅延パターンに応じて行われる。また、後述する信号処理部 46 での素子データ（受信信号）の処理すなわち超音波画像の形成は、後述する環境音速が決定されていない状態では、受信遅延パターンに応じて行われる。

送信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサから送信される超音波によって所望の方向に超音波ビームを形成するために駆動信号に与えら

れる遅延時間のパターンデータである。他方、受信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサによって受信される超音波によって所望の方向からの超音波エコーを抽出するために素子データに与えられる遅延時間のパターンデータである。

複数の送信遅延パターンおよび受信遅延パターンは予め格納部40に格納されている。制御部36は、格納部40に格納されている複数の送信遅延パターンおよび受信遅延パターンの中から1つの送信遅延パターンおよび受信遅延パターンを選択し、選択した送信遅延パターンおよび受信遅延パターンに従って、送信回路14および信号処理部46に制御信号を出力して、超音波の送受信制御を行う。

[0026] 画像生成部18は、受信回路16から供給された素子データ（受信信号）から、超音波画像を生成するものである。

図1に示すように、画像生成部18は、信号処理部46、歪み補正部47、DSC48、画像処理部50、および、画像メモリ52を有する。

[0027] 被検体内の超音波反射源と超音波トランスデューサとの間の距離は、各超音波トランスデューサで、それぞれ異なる。そのため、同じ超音波反射源であっても、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は、異なる。

信号処理部46は、制御部36から供給された受信遅延パターンに応じた制御信号、あるいは、後述する着目領域演算部24から供給される環境音速に基づいて、輝度画像の受信データにおける超音波エコーの到達時刻の差（遅延時間）を補正して受信フォーカス処理を行い、さらに所定の処理を行って、超音波画像（Bモード画像信号）を生成する。

本実施形態の場合、信号処理部46は、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、各受信データを遅延し、遅延時間を与えた受信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う。

[0028] 一例として、超音波診断装置10には、受信遅延パターンに応じた受信フ

フォーカス処理と、環境音速に応じた受信フォーカス処理とが、例えばモード等によって選択可能（切り替え可能）に構成されている。

超音波診断装置 10 では、モードの選択等によって、環境音速に応じた受信フォーカス処理が選択された場合には、素子データメモリ 22 に素子データが記憶されたら、素子データメモリ 22 から素子データを読み出して環境音速を決定して（リアルタイムで環境音速を決定して）、この環境音速を用いて、後述する図 2 に示す方法によって遅延時間の補正を行って、受信フォーカス処理を行う。環境音速の決定に関しては、後に詳述する。また、超音波診断装置 10 は、環境音速に応じた受信フォーカス処理が選択された場合には、後述する環境音速を用いる座標変換による歪み補正も行う（歪み補正モード）。なお、本発明においては、環境音速に応じた受信フォーカス処理が選択された場合に、歪み補正を行うか否かも、モード等によって選択可能にしてもよい。

[0029] 他方、モードの選択等によって、受信遅延パターンに応じた受信フォーカス処理が選択された場合には、信号処理部 46 は、公知の超音波診断装置と同様に、受信遅延パターンに応じて受信フォーカス処理を行う。

[0030] ただし、本発明において、受信フォーカスは、これに限定はされず、各種の態様が利用可能である。

例えば、操作者が関心領域（ROI (Region of Interest)）を設定するまでは、公知の超音波診断装置と同様に、受信遅延パターンに応じて受信フォーカス処理を行い、ROI が設定されたら、環境音速を決定して、以降は、後述する図 2 に示す方法によって遅延時間の補正を行って、受信フォーカス処理を行うようにしてもよい。

[0031] また、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ない。

例えば、制御部 36 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信号処理部 46 に供給してもよい。あるいは、制御部 36 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信号処理部46に供給してもよい。あるいは、信号処理部46が、環境音速に応じて、制御部36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。

[0032] 超音波反射源と異なる位置に別の超音波反射源がある場合には、別の超音波反射源からの受信信号は到達時刻が異なるので、信号処理部46で加算することにより、別の超音波反射源からの受信信号の位相が打ち消し合う。これにより、超音波反射源からの受信信号が最も大きくなり、フォーカスが合う。受信フォーカス処理によって、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。

[0033] 前述のように、受信遅延パターンを用いた受信フォーカス処理は、公知の超音波診断装置を同様に行えばよい。

他方、環境音速に応じた受信フォーカス処理は、環境音速に応じて素子データ（受信信号）の遅延時間を補正して、行う。以下、信号処理部46による素子受信データの遅延時間の補正について説明する。

[0034] 図2は、環境音速に基づいて、素子データの遅延時間を補正する様子を表す概念図である。本例では、同図に示すように、超音波プローブ12が有する複数の超音波トランスデューサ（超音波送受信素子）が、同図中左右方向に一直列に配列されている場合を考える。

[0035] ここで、超音波トランスデューサの配列方向（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。従って、配列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の位置に有るとする。この場合に、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を用いて、超音波が反射点からn番目の超音波トランス

スデューサで受信されるまでの時間 t_n は、式 (2) により算出される。

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

[0036] このように、各々の超音波トランスデューサと反射点との間の距離はそれぞれ異なる。そのため、この例の場合、同図上部のグラフに示すように、配列方向の端部側の超音波トランスデューサになればなるほど、時間 t_n は長くなる。

[0037] つまり、 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。信号処理部 46 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補正する。この遅れた遅延時間 Δt を受信遅延パターンと呼ぶ。以上のように、各々の受信データの遅延時間 Δt は、反射点と超音波トランスデューサの幾何学的な配置から求めた距離と環境音速から算出される。

[0038] なお、上記の例は、超音波プローブ 12 がリニアプローブの場合であるが、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ある。

[0039] また、信号処理部 46 は、受信フォーカス処理を行った素子データに対し、所定のデータ処理を施す。

本実施形態の場合、信号処理部 46 は、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 (B モード画像信号) を生成する。B モード画像 (B モード画像信号) とは、周知のように、超音波エコーの振幅を点の明るさ (輝度) により表した輝度画像の画像 (画像信号) である。

[0040] 歪み補正部 47 は、着目領域演算部 24 から供給された環境音速に応じて、信号処理部 46 が生成した B モード画像の歪み補正を行う部位である。

前述のように、信号処理部 46 は、環境音速を決定した後は、環境音速に

応じた受信フォーカス処理を行って、Bモード画像を生成する。しかしながら、環境音速は、被検体の内部でも、場所によって異なる場合が多い（被検体内には、音速分布が有る）。すなわち、反射点から超音波トランスデューサまでの超音波エコーの到達時間は、被検体の位置毎の環境音速によって、変動する。

そのため、環境音速に応じた受信フォーカス処理を行っても、Bモード画像の各画素の位置は、被検体内の実際の位置とは異なる。すなわち、被検体内の音速分布によって、画像が歪んでしまう。

[0041] これに対し、本発明においては、歪み補正部47において、この被検体内の環境音速に応じて、座標変換を行うことにより、歪みの無いBモード画像の生成を可能にしている。

歪み補正部47は、まず、着目領域演算部24が決定した被検体内の2点以上における環境音速（本実施形態においては、後述する着目領域の内の2つ以上の着目領域における環境音速）に応じて、信号処理部46が生成したBモード画像の座標変換（Bモード画像の画素の並び替え）を行う。次いで、歪み補正部47は、補間によって所定の画素位置の画素信号を生成し、歪み補正を行ったBモード画像を生成して、DSCに48供給する。

歪み補正部47に関しては、後に詳述する。

[0042] なお、後に詳述するが、本実施形態においては、環境音速は、後述する着目領域が設定された後に、決定される。

従って、信号処理部46は、前述のように、着目領域の設定前すなわち環境音速の決定前は、環境音速を用いず、受信遅延パターンに応じた制御信号に基づいて、受信フォーカス処理を行う。また、後述する歪み補正部47は、着目領域の設定前すなわち環境音速の決定前は、Bモード画像（超音波画像）の歪み補正を行わない。

[0043] 信号処理部46によって生成され、歪み補正部47によって歪み補正を行われたBモード画像は、通常のテレビジョン信号の走査方式とは異なる走査方式によって得られたものである。

このため、DSC (digital scan converter) 48は、制御部36の制御の下で、信号処理部46で生成されたBモード画像信号を通常の画像信号に変換する。一例として、DSC 48は、Bモード画像信号を、テレビジョン信号の走査方式（例えば、NTSC方式）に従う画像信号に変換（ラスタ変換）する。

[0044] 画像処理部50は、DSC 48から入力されるBモード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、画像処理後のBモード画像信号を画像メモリ52に格納すると共に、表示制御部32に出力する。

[0045] 表示制御部32は、画像処理部50によって画像処理が施されたBモード画像信号に基づいて、表示部34に超音波診断画像を表示させる。

表示部34は、例えば、LCD等のディスプレイ装置であり、表示制御部32の制御の下で、超音波診断画像（動画／静止画）および各種の設定画面等を表示する。

[0046] 素子データメモリ22は、受信回路16から供給される素子データ（デジタルの受信信号）を、順次、格納する。また、素子データメモリ22は、制御部36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、上記の素子データに関連付けて格納する。

素子データメモリ22に格納された素子データおよびフレームレートに関する情報は、信号処理部46および着目領域演算部24に供給される。

[0047] 着目領域演算部24は、素子データを解析して、被検体内の2点以上（好ましくは後述する着目領域の2つ以上）において、環境音速を算出する。

後述するが、本実施形態では、着目領域演算部24は、少なくとも1つの着目領域を設定して、素子データメモリ22から、設定した着目領域の素子データ（デジタルの受信信号）を読み出す。さらに、着目領域演算部24は、この素子データを受信フォーカス処理してフォーカス指標を算出し、このフォーカス指標を用いて、着目領域の環境音速を決定する。

着目領域演算部24は、算出した環境音速を信号処理部46および歪み補

正部 4 7 に出力する。

なお、本発明においては、着目領域演算部 2 4 が設定した着目領域ではなく、予め設定された複数の位置（領域）や、操作者が任意に入力した複数の位置等を着目領域として、後述する着目領域の処理と同様な処理を行ってもよい。

[0048] ここで、着目領域演算部 2 4 は、2 以上の着目領域を設定するのが好ましく、深度方向（超音波の送受信方向）に 2 以上、および／または、方位方向（アジマス方向）に 2 以上で、着目領域を設定するのが、より好ましい。

また、着目領域演算部 2 4 は、設定した着目領域の内の少なくとも 2 つの着目領域で音速を決定するのが好ましく、深度方向に 2 つ以上、および／または、方位方向に 2 つ以上の着目領域で音速を決定するのが、より好ましく、全ての着目領域で音速を決定するのが、さらに好ましい。中でも、B モード画像の全画素に対応して着目領域を設定し、環境音速の決定を、B モード画像の全画素に対応して行うのが、特に好ましい。

[0049] 制御部 3 6 は、医師などの操作者により操作部 3 8 から入力された指示に基づいて超音波診断装置 1 0 各部の制御を行う。また、制御部 3 6 は、前述のように、格納部 4 0 に記憶されている送信遅延パターンおよび受信遅延パターンの選択を行い、選択したパターンに応じた制御信号を、送信回路 1 4 および信号処理部 4 6 に制御信号を出力して、超音波の送受信制御を行う。

操作部 3 8 は、操作者からの指示入力を受け付ける入力デバイスであり、例えば、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネルを用いることができる。

[0050] 格納部 4 0 は、制御部 3 6 が超音波診断装置 1 0 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、信号処理部 4 6、DSC 4 8、画像処理部 5 0、表示制御部 3 2 および着目領域演算部 2 4 は、CPU（コンピュータ）と、CPUに各種の処

理を実行させるための動作プログラムとから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。

[0051] 次に、着目領域演算部 24 の詳細について説明する。

図 3 は、図 1 に示す着目領域演算部の構成を表すブロック図である。

図 3 に示すように、着目領域演算部 24 は、着目領域設定部 60、送信フォーカス制御部 62、設定音速指定部 64、フォーカス指標算出部 66 および環境音速決定部 68 を有する。

[0052] 着目領域設定部 60 は、制御部 36 からの指示に応じて、B モード画像上（超音波画像上）において着目領域を設定するものである。

本実施形態において、着目領域設定部 60 は、B モード画像の画面全体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。また、分割数がデフォルト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。

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、前述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。

[0053] 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。この場合も着目領域は 1 つに限らず、複数設定するのが好ましい。

いずれにしても、2 以上の着目領域を設定するのが好ましく、深度方向に

2以上および／または方位方向に2以上、着目領域を設定するのがより好ましいのは、前述のとおりである。

[0054] 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。

[0055] 送信フォーカス制御部62は、設定された着目領域に対して送信回路14が送信フォーカスを実行するように制御部36に送信フォーカス指示を行うものである。

[0056] 設定音速指定部64は、制御部36の制御に基づき、環境音速の決定を行う際に、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。

[0057] フォーカス指標算出部66は、素子データメモリ22から着目領域の受信データを読み出し、設定音速指定部64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い、受信データのフォーカス指標を算出するものである。

[0058] 環境音速決定部68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。

ここで、前述のように、本発明においては、設定した着目領域の内の少なくとも2つの着目領域で音速を決定するのが好ましく、深度方向に2つ以上および／または方位方向に2つ以上の着目領域で音速を決定するのが、より好ましい。本実施形態においては、特に好ましい態様として、設定した全ての着目領域において、環境音速を決定する。

[0059] 次に、図4のフローチャートを参照して、着目領域演算部24の動作を説明する。図4は、図3に示す着目領域演算部24の処理の流れを示すフローチャートである。

[0060] 図4に示すように、着目領域演算部24では、制御部36からの指示に応じて、着目領域設定部60が、着目領域を設定する（ステップS10）。

この着目領域の設定に応じて、送信フォーカス制御部 62 は、設定された着目領域に対して送信回路 14 が送信フォーカスを実行するように、制御部 36 に送信フォーカス指示を行う。

[0061] 次に、着目領域演算部 24 では、設定音速指定部 64 にて、設定音速 V の開始音速 V_{st} と終了音速 V_{end} を設定（ステップ S20）し、設定音速 V に開始音速 V_{st} をセットする（ステップ S30）。

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/sec が、終了音速 V_{end} として 1570 m/sec が設定され、それに応じて、所定の刻み幅として、 40 m/sec の間隔で各設定音速が設定されたとする。

[0062] 図 5 に示すように、点反射からの受信データに対しては、受信フォーカスを実施した際に強度やシャープネスを解析することのできる受信データを取得できる。しかしながら、図 6 に示すように、スペックル領域の無数の散乱点に対してはピーク値と方位方向の空間周波数が干渉によって崩れてしまい、受信フォーカスを実施した際に強度やシャープネスを解析することのできる受信データを取得することが困難となる。

[0063] そこで、着目領域演算部 24 は、図 7 に示すように、スペックル領域の無数の散乱点に対して送信フォーカスを掛けることによって擬似的な点反射を形成し、取得した超音波トランスデューサ位置の受信データに対して受信フォーカスを実施し、強度やシャープネスを解析する点反射と同様な方法によって、スペックル領域においても環境音速を求める。

[0064] すなわち、着目領域演算部 24 では、着目領域設定部 60 が設定した設定した着目領域に送信回路 14 が送信フォーカスを実行するように、送信フォーカス制御部 62 から制御部 36 に送信フォーカス指示を行い、送信フォーカス位置を擬似的な点反射とする（ステップ S40）。

[0065] そして、着目領域演算部 24 は、フォーカス指標算出部 66 にて、素子データメモリ 22 から環境音速を決定する位置（着目領域）に対応する素子データを読み出し、設定音速指定部 64 が指定した複数の設定音速毎に素子データに対して受信フォーカスして、素子データのフォーカス指標を算出する（ステップ S50）。

なお、このフォーカス指標の算出は、少なくとも一部の素子データを、受信回路 16 から、直接、取得して行ってもよい。

[0066] ここで、図 5 の点反射の素子データの場合には、図 8 に示すように、ピーク値と方位方向（横位置）の空間周波数に設定音速による変化傾向が見られるが、図 6 に示すように、送信フォーカスを掛けることによって擬似的な点反射を形成した時の素子データの場合も、図 8 に示す傾向が見られる。

そのため、着目領域演算部 24 は、フォーカス指標算出部 66 にて積分値、2 乗積分値、ピーク値、コントラスト、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（図 8 の場合、設定音速 = $Amp\ 1490\ m/sec$ のときのフォーカス指標が最大となる）。

[0067] 次に着目領域演算部 24 は、設定音速指定部 64 にて、設定音速 V が終了音速 V_{end} に達したかどうか判定し（ステップ S60）、設定音速 V が終了音速 V_{end} 未満ならば（ステップ S60 で “No”）、所定ステップ音速量 ΔV 、すなわち本例では $40\ m/sec$ を設定音速 V に加算して（ステップ 70）、ステップ S40 に戻る。

このルーチンを繰り返し、設定音速 V が終了音速 V_{end} に達したと判定すると（ステップ S60 で “Yes”）、ステップ S80 に進む。

[0068] そして、着目領域演算部 24 は、ステップ S80 において、環境音速決定

部 6 8 にて、複数の設定音速毎のフォーカス指標に基づき、例えば、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し、決定した環境音速を信号処理部 4 6 および歪み補正部 4 7 に出力する（図 8 の場合、最も高いフォーカス指標の設定音速 = $Amp\ 1490\ m/sec$ が環境音速となる）。

すなわち、環境音速とは、超音波プローブ 1 2（振動子アレイ 4 2（超音波トランスデューサ））から、或る注目点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 1 2 と注目点との間の領域の平均的な音速である。

前述のように、着目領域演算部 2 4 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。

[0069] このように、超音波診断装置 1 0 では、スペックル領域の無数の散乱点に対して送信フォーカスを掛けて擬似的な点反射とし、複数の設定音速毎のフォーカス指標を生成し、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。そのため、スペックル領域を含む着目領域の環境音速を点反射レベルにて適正に決定することが可能となり、高精度の超音波画像を構築することができる。

なお、環境音速の決定方法は、上記方法に限定はされず、公知の各種の方法が利用可能である。

[0070] 次に、超音波診断装置 1 0 の動作を説明することにより、歪み補正部 4 7 ならびに本発明の超音波診断装置およびデータ処理方法に関して、詳細に説明する。

[0071] 超音波診断装置 1 0 は、ライブモードと素子データメモリ再生モードという 2 つの動作モードを有する。

[0072] まず、図 9 に示すフローチャートを参照して、ライブモード時における超音波診断装置 1 0 の動作を説明する。図 9 は、図 1 に示す超音波診断装置のライブモード時の処理の流れを示すフローチャートである。

ライブモードは、被検体に超音波プローブ 1 2 を当接させて超音波の送受信を行うことによって得られた超音波画像（動画）の表示を行うモードであ

る。

[0073] ライブモードでは、超音波プローブ 12 が被検体に当接され、操作者による操作部 38 からの指示入力により超音波診断が開始される。

[0074] 超音波診断が開始されると、制御部 36 は、操作者による操作部 38 からの指示入力に応じて、送信条件等の設定を行う。すなわち、超音波トランスデューサ毎の超音波ビームの送信方向と超音波エコーの受信方向の設定、超音波ビームの送信方向に応じて送信遅延パターンの選択、超音波エコーの受信方向に応じて受信遅延パターンの選択等を行う（ステップ S 100）。

また、制御部 36 は、環境音速に応じた受信フォーカス処理（歪み補正モード）と、受信遅延パターンに応じた受信フォーカス処理が選択されたかの確認を行う（ステップ S 200）。環境音速に応じた受信フォーカス処理が選択（ステップ S 200 で “Y e s”）された場合には、制御部 36 は、設定した送信条件を着目領域演算部 24 の着目領域設定部 60 に送る。着目領域設定部 60 は、この送信条件（超音波ビームの送信間隔や送信を行う超音波トランスデューサの数など）に応じて、前述のように、生成する B モード画像全体を格子状に分割して着目領域を設定する（ステップ S 110）。着目領域設定部 60 は、さらに、着目領域の送信フォーカスを行うように送信フォーカス制御部 62 に指示を出す。

送信フォーカス制御部 62 は、これに応じて、制御部 36 に、設定された着目領域に対して送信回路 14 が送信フォーカスを実行するように送信フォーカス指示を行う。

制御部 36 は、選択した送信遅延パターンおよび受信遅延パターン、ならびに、設定された着目領域に従って、送信回路 14 および信号処理部 46 に制御信号を出力して超音波の送受信制御を行う。

[0075] なお、受信遅延パターンに応じた受信フォーカス処理が選択（ステップ S 200 で “N o”）された場合には、制御部 36 は、通常の B モード画像の生成と同様に、選択した送信遅延パターンに応じた送信フォーカス処理および受信遅延パターンに応じた受信フォーカス処理を行って、B モード画像を

生成する。従って、この際には、環境音速の決定および歪み補正部47での歪み補正は行わない（ステップS210）。

[0076] 着目領域への送信フォーカスの指示に応じて、送信回路14は、選択された送信遅延パターンおよび着目領域に基づいて、各超音波トランスデューサの駆動信号の送信フォーカスを行って、複数の超音波トランスデューサから被検体へ超音波ビームを送信させる（ステップS120）。

そして、被検体（超音波反射源）からの超音波エコーが、複数の超音波トランスデューサに入射する。超音波トランスデューサは、入射した超音波エコーに応じたアナログの受信信号（電気信号）を、受信回路16に出力する。受信回路16は、各超音波トランスデューサから供給されたアナログの受信信号を増幅して、A/D変換して、素子データ（デジタルの受信信号）を生成する（ステップS130）。

素子データは、画像生成部18の信号処理部46および素子データメモリ22に供給される。

[0077] 素子データメモリ22は、供給された素子データと、制御部36から入力されるフレームレートに関する情報とを、関連付けして記憶する。

[0078] 他方、超音波ビームの送信開始と並行して、着目領域を設定した着目領域演算部24では、前述のように、制御部36からの指示に応じて、設定音速指定部64が、開始音速 V_{st} および終了音速 V_{end} を設定する。さらに、素子データが素子データメモリ22に記憶されると、フォーカス指標算出部66は、素子データメモリ22から着目領域の素子データを読み出してフォーカス指標を算出し、このフォーカス指標を用いて、環境音速決定部68が、環境音速を決定する（ステップS140）。

環境音速決定部68は、決定した環境音速を、信号処理部46および歪み補正部47に供給する。

[0079] ここで、本発明においては、設定した着目領域の内の少なくとも2つで音速を決定するのが好ましく、深度方向に2つ以上、方位方向に2つ以上の着目領域で音速を決定するのが、より好ましい。

前述のように、本実施形態においては、特に好ましい態様として、この環境音速の決定は、設定した着目領域の全てで行う。

本発明においては、素子データメモリ 22 に素子データを記憶することによって、実際の被検体からの超音波エコーの受信信号である素子データを用いて、このような多数点での環境音速の決定を、可能にしている。

[0080] なお、この環境音速の決定は、着目領域が設定（変更）されたら 1 回だけ行ってもよく、あるいは、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）に環境音速を更新してもよく、あるいは、適宜決定した所定フレーム数毎に、環境音速の更新を行うようにしてもよい。

[0081] 環境音速が決定され（ステップ S 140）、信号処理部 46 に供給されると、信号処理部 46 は、図 2 に示す、環境音速を用いた受信フォーカス処理を行い、環境音速補正を施した受信フォーカスを行った B モード画像を生成して、歪み補正部 47 に送る（ステップ S 150）。

[0082] 歪み補正部 47 は、供給された B モード画像に、供給された環境音速に応じた歪み補正を行う（ステップ S 160）。

[0083] 例えば、図 11（A）に概念的に示すような B モード画像において、深度方向の 1 つのライン l の素子データは、図 11（B）に概念的に示すように、時間 t_1 、 t_2 …に対応するデータである。

信号処理部 46 では、この時間 t_1 、 t_2 …に対応して、環境音速 V を考慮した受信フォーカス処理を施して、B モード画像を生成する。ここで、素子データの位置的な単位は時間であるため、信号処理部 46 では、環境音速 V を用いて、図 11（C）に概念的に示すように、 $V t_1 / 2$ 、 $V t_2 / 2$ …のように、距離（位置）に変換して、B モード画像を生成する。

[0084] ここで、被検体内（それぞれの着目領域）における環境音速は、場所によって異なる場合も多い。すなわち、被検体内には、環境音速の分布が有る。例えば、血管の観察を行う場合には、血管前壁よりも深度が浅い組織（超音波プローブ側）と、血管前壁内部と、血管内腔とでは、環境音速が異なる。

従って、反射点から超音波トランスデューサまでの超音波エコーの到達時

間は、被検体の位置毎の環境音速によって、変動する。

しかしながら、従来の超音波診断装置では、1つの環境音速 V のみを用いてBモード画像を生成しているので、実際の被検体に対して、歪んだ画像になってしまっている。

[0085] これに対して、本発明の超音波診断装置10は、画像生成部18が、歪み補正部47を有し、此处で、環境音速に応じた座標変換を行って、音速分布に起因するBモード画像の歪みを補正する。

すなわち、歪み補正部47では、まず、図10(A)に概念的に示す、信号処理部46が生成したBモード画像の各画素の時間 t_1 、 t_2 …に対応して、各画素（各サンプリング点）が位置する着目領域の環境音速 V_1 、 V_2 …を用いて座標変換を行う。例えば、図10(B)に概念的に示すように、 $V_1 t_1 / 2$ 、 $V_2 t_2 / 2$ …のように、時間 t を距離に変換して、輝度画像を生成する。

[0086] ここで、被検体内には、環境音速の分布が有るので、生成した輝度画像の各画素（サンプリング点）は、図10(B)に示すように、間隔が異なる。

これに応じて、歪み補正部47は、補間を行って、図10(C)に概念的に示すように、画素の間隔が一定の歪み補正済のBモード画像を生成する。

[0087] 従って、本発明によれば、被検体内の環境温度の分布に起因する歪みが無い、高画質な超音波画像を生成することができ、従って、超音波画像を用いた、より正確な診断を行うことが可能となる。

[0088] なお、歪み補正部47で行う補間の方法には、特に限定はなく、線型補間やスプライン補間などの公知の補間方法が、各種、利用可能である。

また、信号処理部46が生成したBモード画像の全ての画素に対応する環境音速が無い場合には、周辺画素（周辺の着目領域）の環境音速を補間することにより、画素（サンプリング点）の環境音速を決定すればよい。この補間による環境音速の決定は、着目領域演算部24で行っても、歪み補正部47で行ってもよい。

[0089] また、本発明の超音波診断装置は、このような歪み補正部47の機能を、Bモード画像を生成する信号処理部46が内蔵してもよい。

すなわち、信号処理部 4 6 に環境音速が供給された後は、信号処理部 4 6 での B モード画像の生成の際における時間－距離変換の際に、各画素（サンプリング点）が対応する環境音速を用いて距離を計算して輝度画像を生成し、B モード画像の画素に応じた補間を行って、B モード画像を生成するようにしてもよい。

[0090] 歪み補正部 4 7 は、環境音速に応じた歪み補正を行った B モード画像を、D S C 4 8 に供給する。

D S C 4 8 は、B モード画像を、例えばテレビジョン方式の画像信号に変換して画像処理部 5 0 に供給する。画像処理部 5 0 は、供給された B モード画像に所定の処理を施す。

画像処理部 5 0 が処理した B モード画像は、画像メモリ 5 2 に記憶され、また、表示制御部 3 2 による制御の下、表示部 3 4 に表示される。これにより、歪み補正を行われた B モード画像が、表示部 3 4 に表示される（ステップ S 1 7 0）。

[0091] また、このようなライブモードの B モード画像（動画）の表示中に、フリーズボタンが押下されると、フリーズボタン押下時に表示されている B モード画像が、表示部 3 4 に静止画として表示される。

これにより、操作者は、静止画によって B モード画像を詳細に観察することができる。

[0092] 次に、素子データメモリ再生モード時における超音波診断装置 1 0 の動作を説明する。

素子データメモリ再生モードは、素子データメモリ 2 2 に格納されている受信データに基づいて、超音波画像の表示を行うモードである。

[0093] 操作部 3 8 からの指示入力により、制御部 3 6 は、超音波診断装置 1 0 の動作モードを素子データメモリ再生モードに切り替える。

素子データメモリ再生モードの場合、制御部 3 6 は、素子データメモリ 2 2 から受信データを読み出して、画像生成部 1 8 の信号処理部 4 6 に送信する。これ以後の動作はライブモードの場合と同様である。これにより、素子

データメモリ 22 に格納された受信データに基づく超音波画像（動画または静止画）が表示部 34 に表示される。

[0094] 以上、本発明の超音波診断装置およびデータ処理方法につい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。

符号の説明

- [0095]
- 10 超音波診断装置
 - 12 超音波プローブ
 - 13 装置本体
 - 14 送信回路
 - 16 受信回路
 - 18 画像生成部
 - 22 素子データメモリ
 - 24 着目領域演算部
 - 32 表示制御部
 - 34 表示部
 - 36 制御部
 - 38 操作部
 - 40 格納部
 - 42 振動子アレイ
 - 46 信号処理部
 - 47 歪み補正部
 - 48 DSC
 - 50 画像処理部
 - 52 画像メモリ
 - 60 着目領域設定部
 - 62 送信フォーカス制御部
 - 64 設定音速指定部

6 6 フォーカス指標算出部

6 8 環境音速決定部

請求の範囲

- [請求項1] 超音波を送信し、被検体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受信信号を出力する超音波トランスデューサを、複数、有する超音波プローブと、
- 前記超音波トランスデューサが出力したアナログ受信信号をA/D変換して、デジタル受信信号とするA/D変換手段と、
- 前記デジタル受信信号を記憶する記憶手段と、
- 前記A/D変換手段が変換したデジタル受信信号、もしくは、前記記憶手段から読み出したデジタル受信信号を用いて、前記被検体内の複数点における音速を決定する音速決定手段と、
- 前記A/D変換手段が変換したデジタル受信信号、もしくは、前記記憶手段から読み出したデジタル受信信号に、少なくとも受信フォーカス処理を施して、前記被検体の輝度画像を生成する信号処理手段と、
- 前記信号処理手段が生成した輝度画像に対して、前記音速決定手段が決定した音速に基づいて座標変換を行う座標変換手段とを有することを特徴とする超音波診断装置。
- [請求項2] 前記座標変換手段が行う座標変換が、時間－距離変換である請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項3] 前記座標変換手段は、座標変換を行った輝度画像の画素を補間することにより、座標変換前の輝度画像に対応する画素位置を有する補正画像を生成する請求項1または2に記載の超音波診断装置。
- [請求項4] 少なくとも1つの着目領域を設定する着目領域設定手段と、前記超音波プローブに、前記設定された着目領域に対応する超音波の送受信を行わせる送受信制御手段とを有し、
- かつ、前記音速決定手段は、前記着目領域のデジタル受信信号を受信フォーカスするための設定音速を、複数、設定するための設定音速指定手段、および、前記設定音速毎に前記着目領域のデジタル受信信号を受信フォーカスして、前記着目領域における輝度画像のフォーカ

ス指標を算出するフォーカス指標算出手段を有し、このフォーカス指標を用いて、前記着目領域の音速を決定するものである請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

[請求項5] 前記信号処理手段は、前記音速決定手段が算出した音速を用いて前記受信フォーカス処理を行う請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

[請求項6] 前記着目領域設定手段は、深度方向の 2 箇所以上、および、方位方向の 2 箇所以上の少なくとも一方で、前記着目領域を設定する請求項 4 または 5 に記載の超音波診断装置。

[請求項7] 前記着目領域設定手段は、2 以上の着目領域を設定するものであり、
前記音速決定手段は、前記着目領域設定手段が設定した 2 以上の着目領域において、着目領域毎に音速を決定する請求項 4 ～ 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

[請求項8] 前記音速決定手段は、前記信号処理手段が生成する輝度画像の全画素に対応して、前記音速を決定する請求項 1 ～ 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

[請求項9] 被検体に超音波を送信し、被検体によって反射された超音波エコーに応じたアナログ受信信号を得るステップ、

このアナログ受信信号を A/D 変換してデジタル受信信号とするステップ、

前記デジタル受信信号を記憶するステップ、

前記 A/D 変換したデジタル受信信号、もしくは、前記記憶したデジタル受信信号を用いて、前記被検体内の複数点における音速を決定するステップ、

前記 A/D 変換したデジタル受信信号、もしくは、前記記憶したデジタル受信信号に対して、少なくとも受信フォーカス処理を施して前記被検体の輝度画像を生成するステップ、

および、前記生成した輝度画像に対して、前記決定した音速に基づいて座標変換を行うステップを有することを特徴とするデータ処理方法。

[請求項10] 前記座標変換が、時間－距離変換である請求項9に記載のデータ処理方法。

[請求項11] 前記座標変換を行った輝度画像の画素を補間することにより、座標変換前の輝度画像に対応する画素位置を有する補正画像を生成するステップを有する請求項9または10に記載のデータ処理方法。

[請求項12] 少なくとも1つの着目領域を設定して、かつ、設定した前記着目領域に対応する超音波の送受信を行うステップを有し、

かつ、前記音速を決定するステップでは、前記着目領域のデジタル受信信号を受信フォーカスするための設定音速を、複数、設定し、各設定音速毎に前記着目領域のデジタル受信信号を受信フォーカスして、前記着目領域における輝度画像のフォーカス指標を算出し、このフォーカス指標を用いて、前記着目領域の音速を決定する請求項9～11のいずれかに記載のデータ処理方法。

[請求項13] 前記被検体の輝度画像を生成するステップでは、前記決定した音速を用いて前記受信フォーカス処理を施す請求項9～12のいずれかに記載のデータ処理方法。

[請求項14] 前記着目領域の設定を行うステップでは、深度方向の2箇所以上、および、方位方向の2箇所以上の少なくとも一方で、前記着目領域を設定する請求項12または13に記載のデータ処理方法。

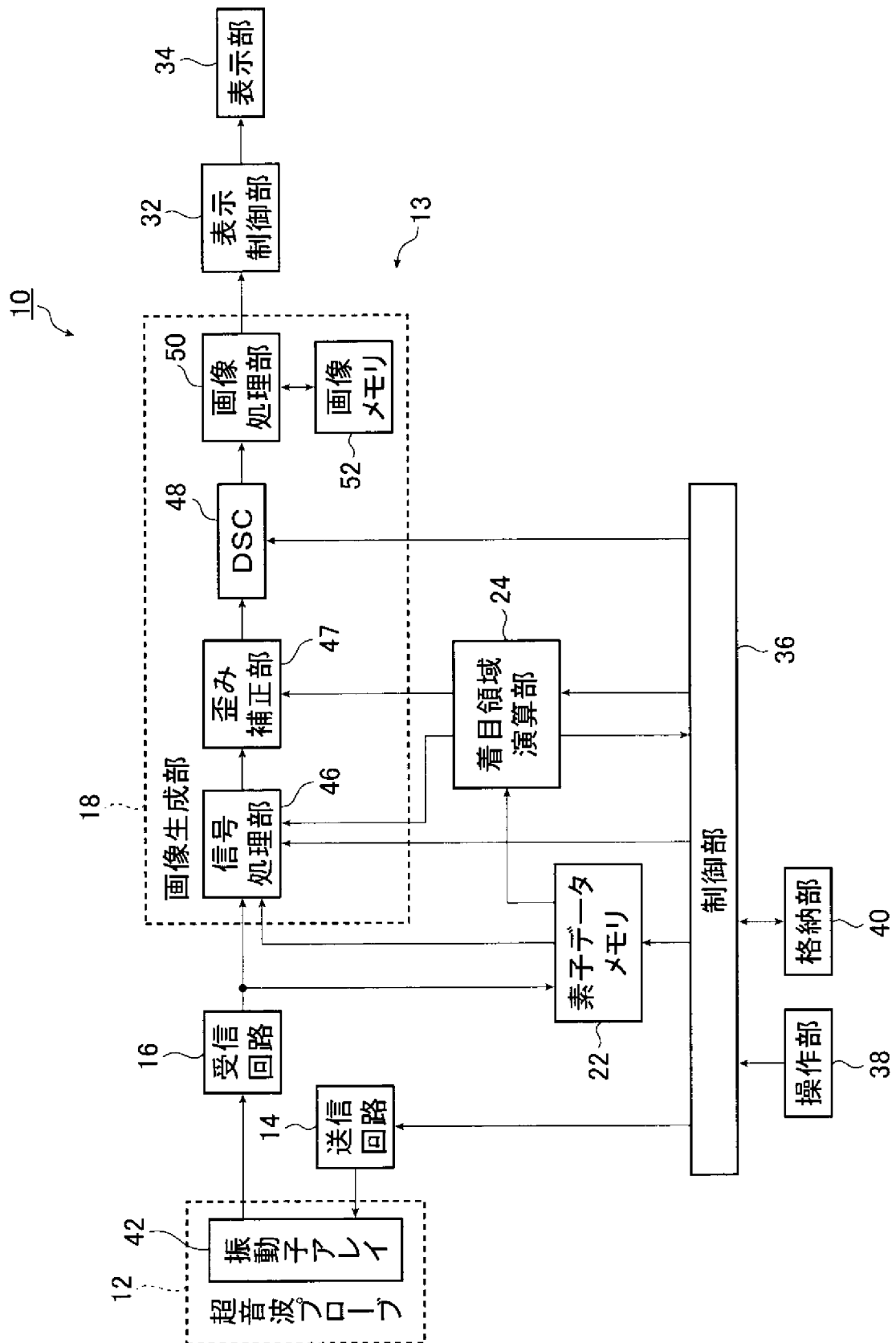
[請求項15] 前記着目領域の設定を行うステップでは、2以上の着目領域を設定するものであり、

前記音速を決定するステップでは、前記設定した着目領域の2以上において音速を決定する請求項12～14のいずれかに記載のデータ処理方法。

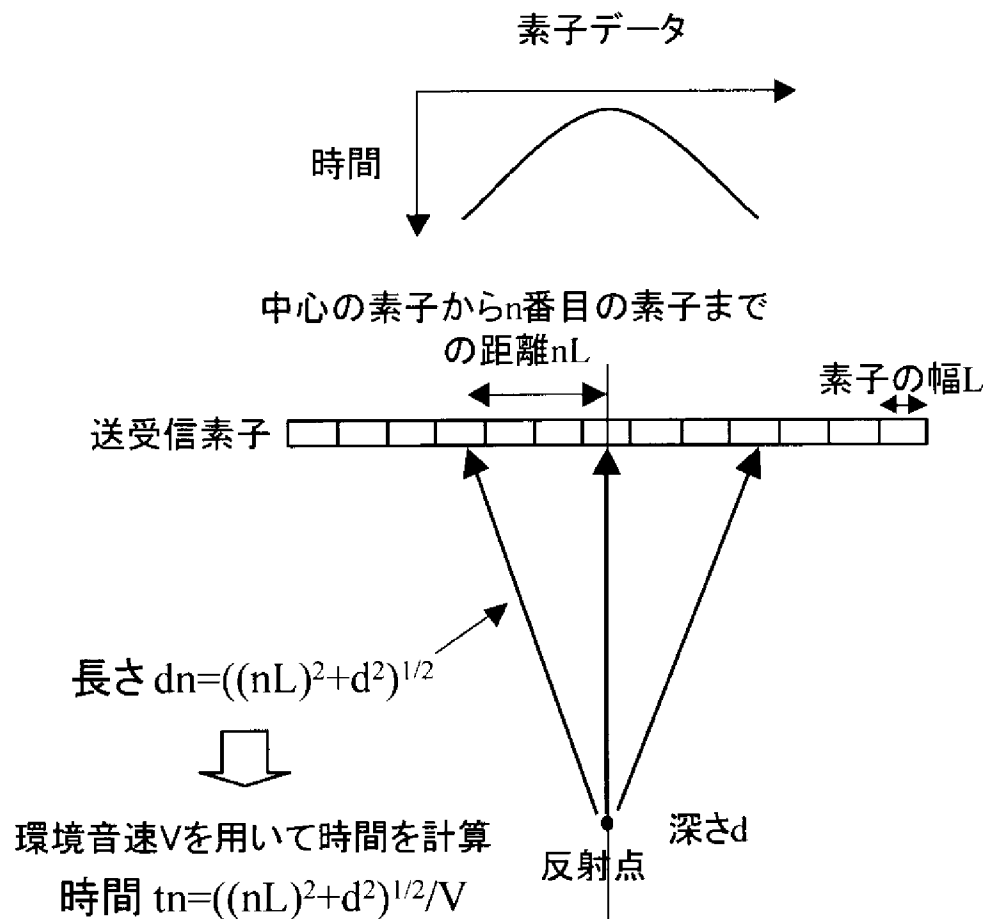
[請求項16] 前記超音波を設定するステップでは、前記生成した輝度画像の全画

素に対応して、前記音速を決定する請求項 9 ～ 1 5 のいずれかに記載
のデータ処理方法。

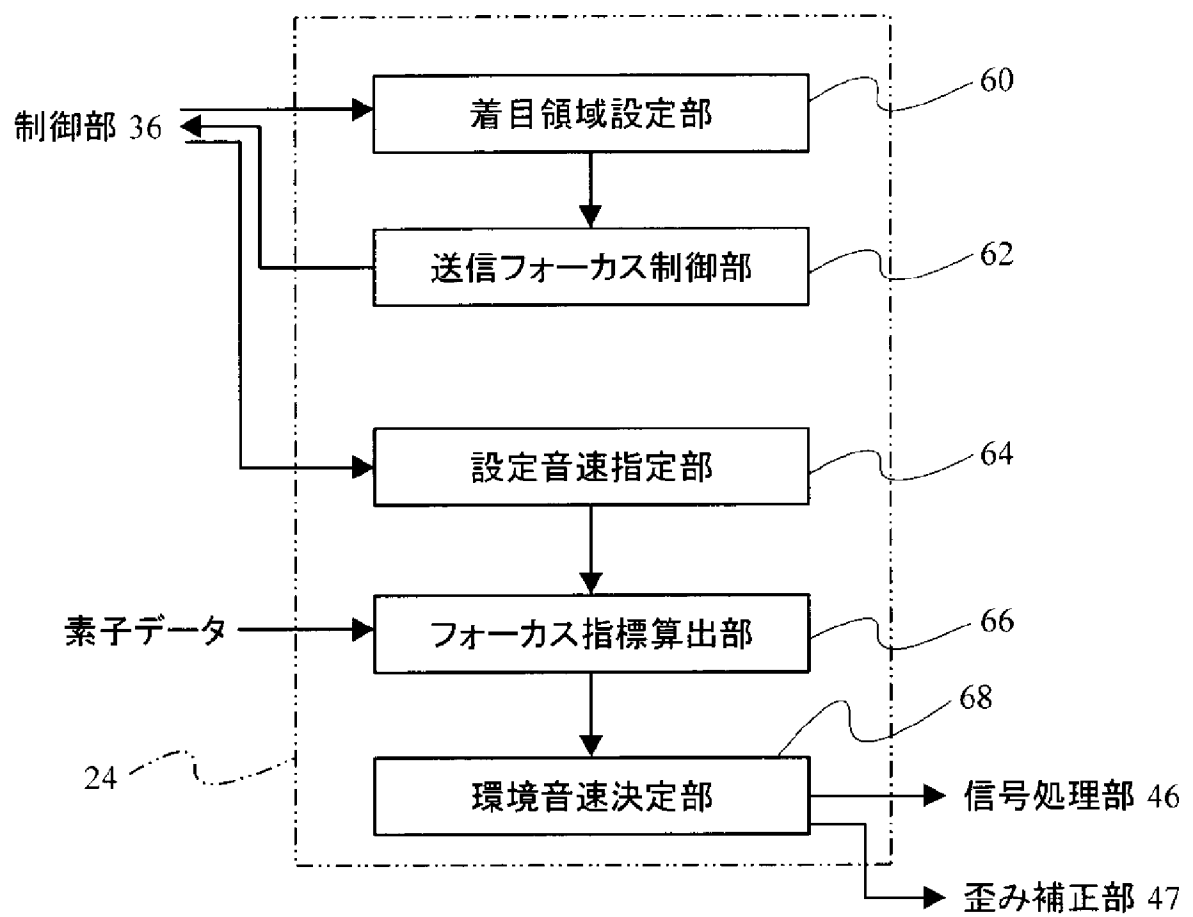
[図1]



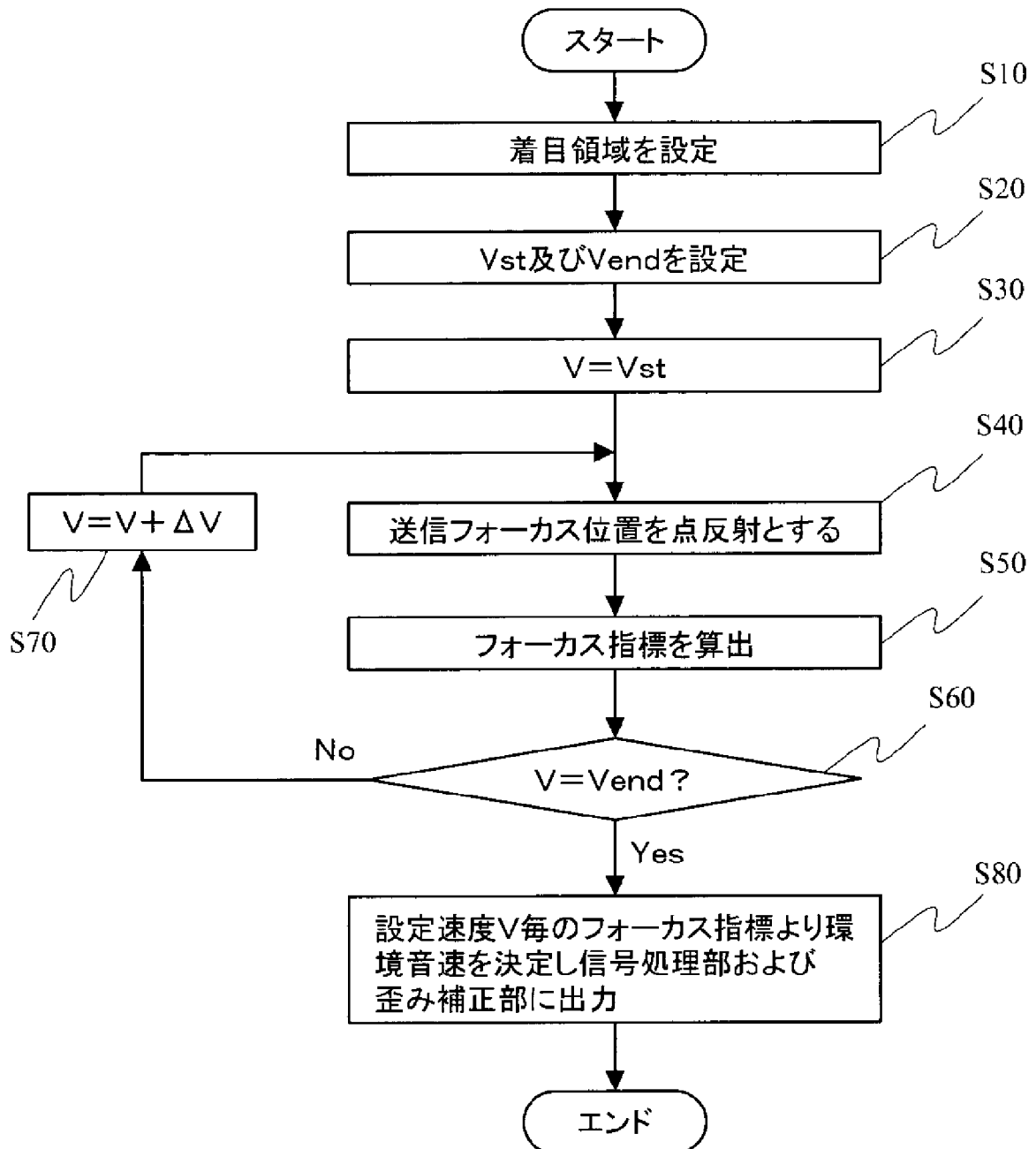
[図2]



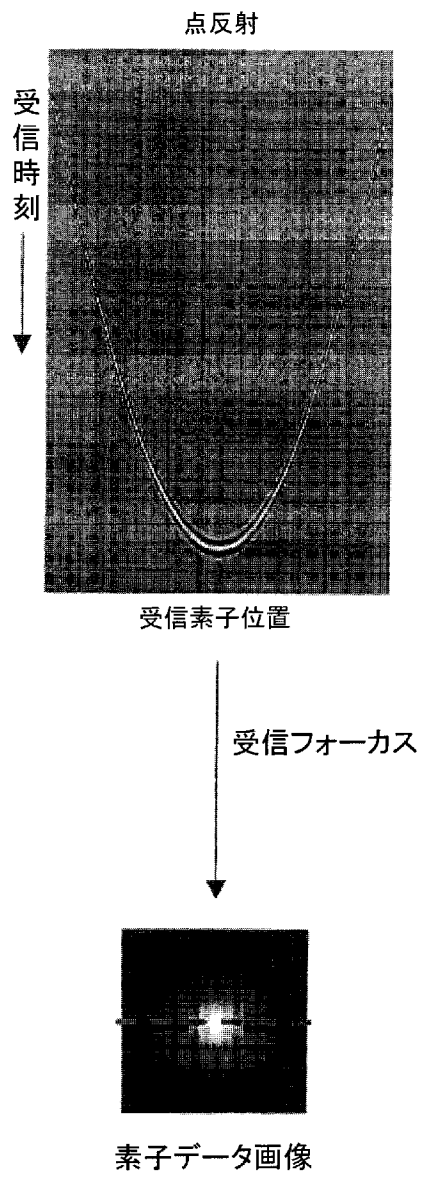
[図3]



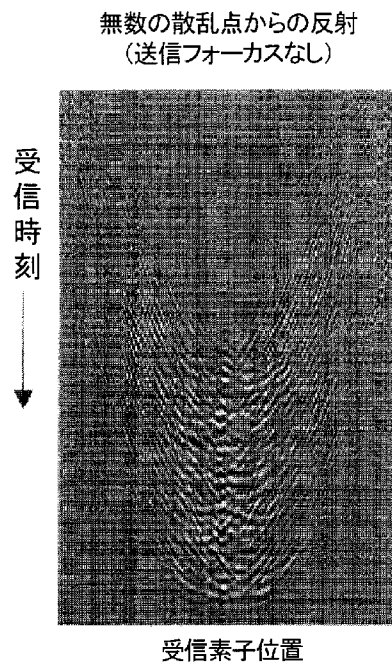
[図4]



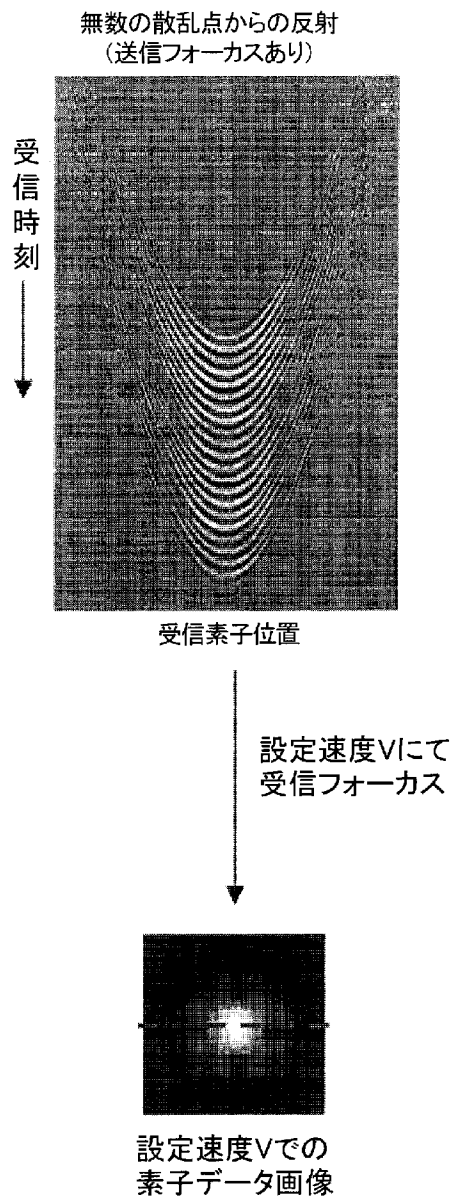
[図5]



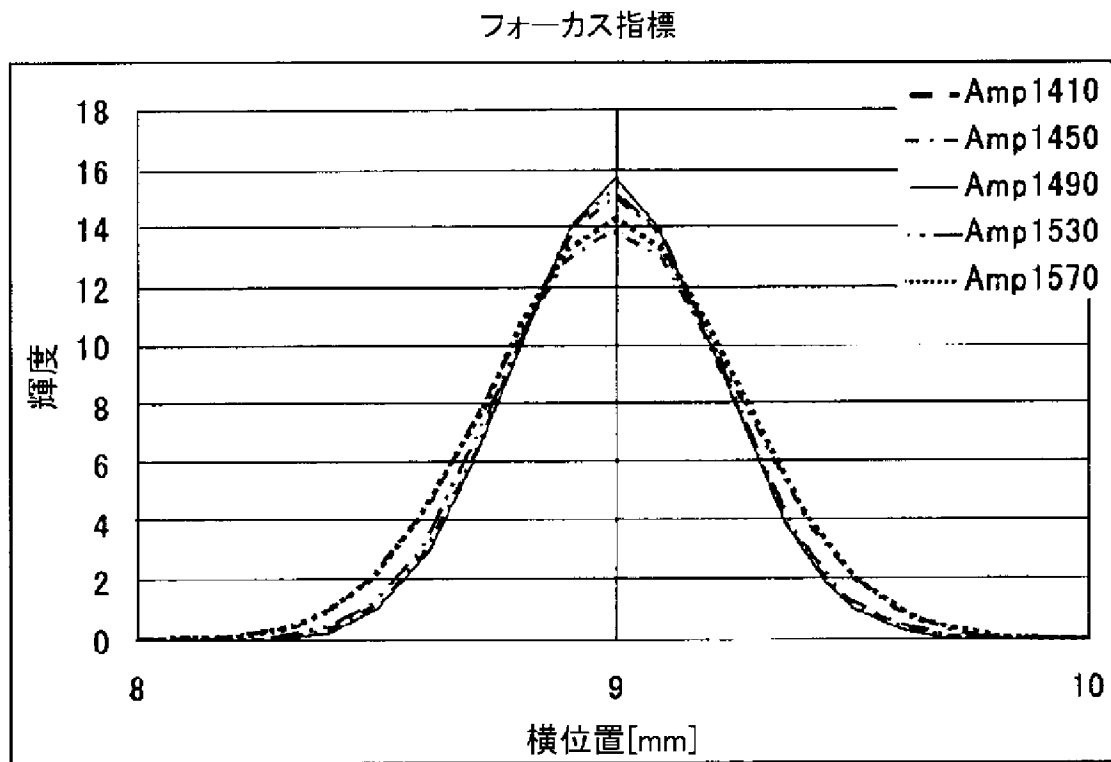
[図6]



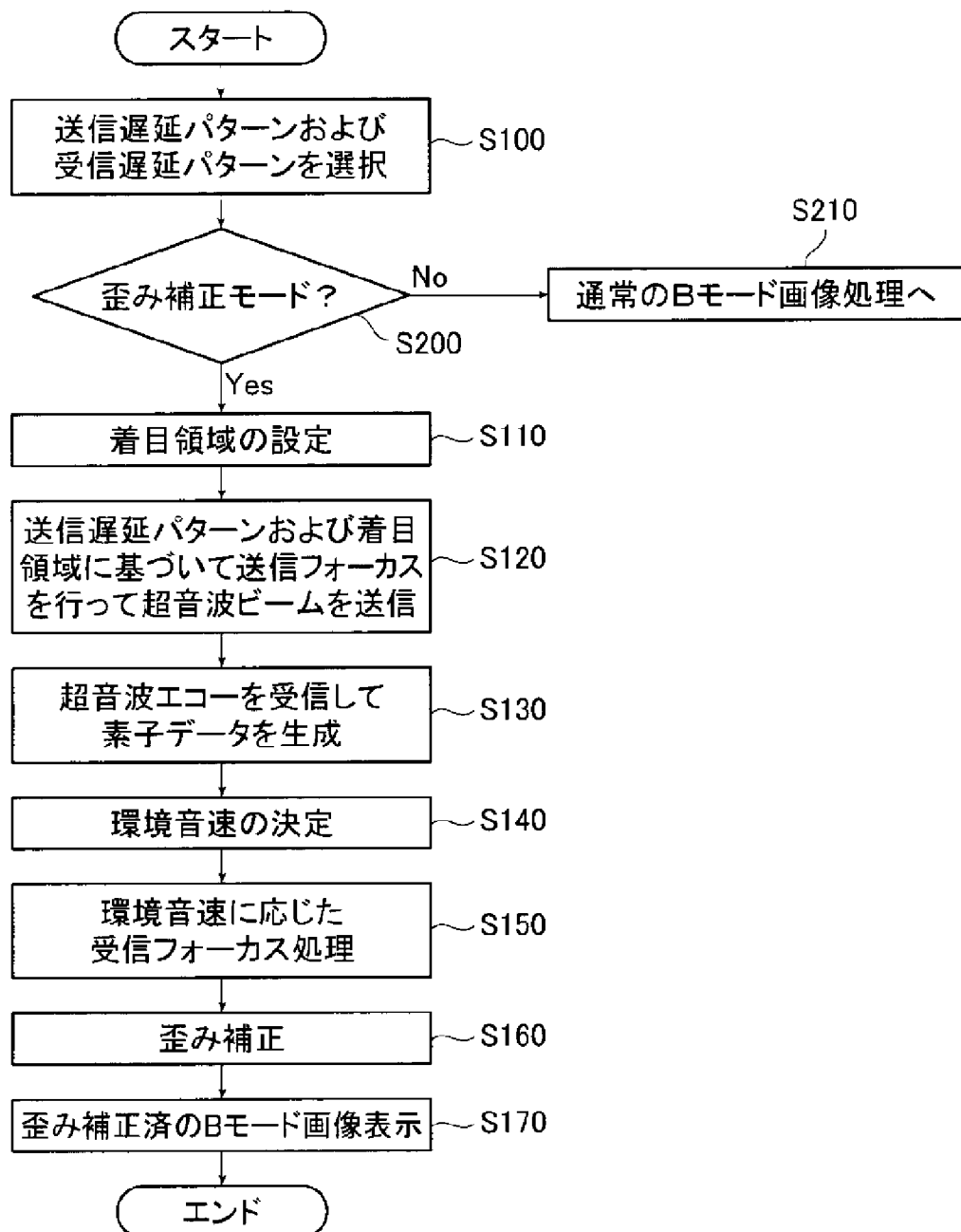
[図7]



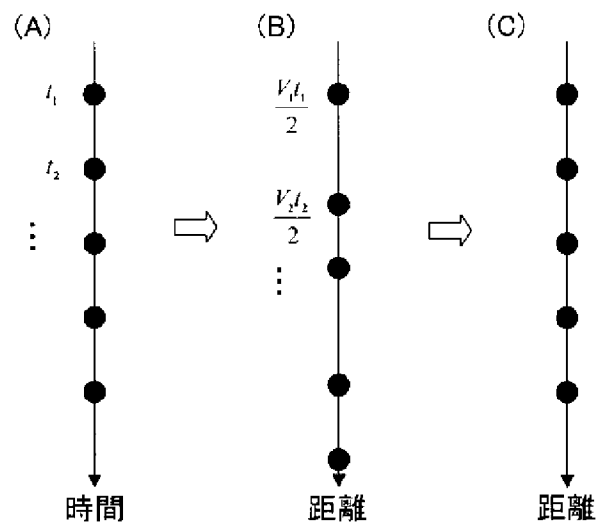
[図8]



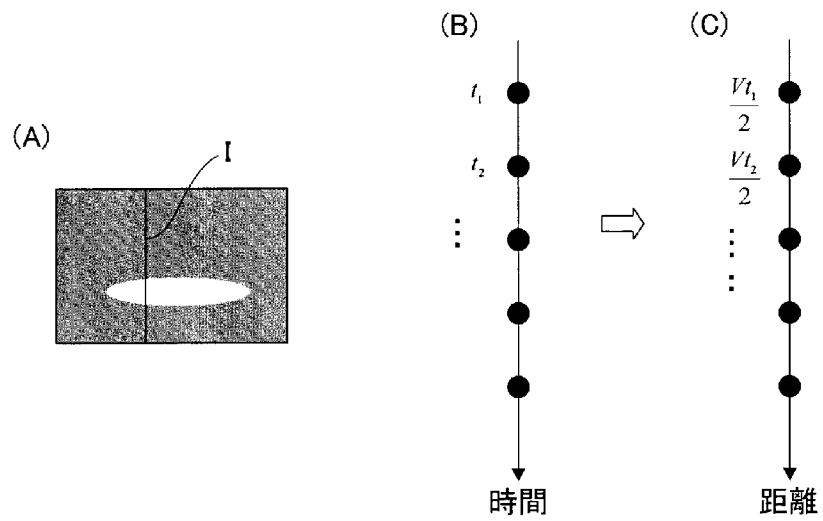
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/064458

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	JP 2009-61086 A (Fujifilm Corp.), 26 March 2009 (26.03.2009),	1, 2, 4, 6-10, 12, 14-16
Y	claims 1, 2; paragraphs [0017], [0022] to [0026], [0030], [0049], [0052]; fig. 1, 2 (Family: none)	3, 5, 11, 13
Y	JP 7-262359 A (Japan Radio Co., Ltd.), 13 October 1995 (13.10.1995), paragraph [0002] (Family: none)	3, 11
Y	JP 2009-279306 A (Fujifilm Corp.), 03 December 2009 (03.12.2009), claim 1; paragraphs [0023] to [0024], [0028] to [0030] & US 2009/0292207 A1	5, 13

☒ 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
14 August, 2013 (14.08.13)

Date of mailing of the international search report
27 August, 2013 (27.08.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/064458

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-92686 A (Fujifilm Corp.), 12 May 2011 (12.05.2011), claims 1, 10; paragraph [0049] & US 2011/0077519 A1 & EP 2306185 A2	5, 13
A	JP 2010-167257 A (Canon Inc.), 05 August 2010 (05.08.2010), claims 1, 3 to 5; paragraphs [0024] to [0029], [0034], [0035] & US 2011/0257530 A1 & EP 2381836 A & WO 2010/074103 A1 & CN 102256536 A	1-16
A	JP 2010-17530 A (Canon Inc.), 28 January 2010 (28.01.2010), claims 5 to 8; paragraphs [0048] to [0059]; fig. 1, 6 & US 2011/0082372 A1 & EP 2285289 A & WO 2009/151142 A1 & CN 102056548 A	1-16
A	JP 2012-75747 A (Toshiba Corp.), 19 April 2012 (19.04.2012), claim 4; paragraphs [0079] to [0082], [0107] to [0116] (Family: none)	1-16

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

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 (I P C))

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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	JP 2009-61086 A (富士フイルム株式会社) 2009.03.26, 【請求項1】、 【請求項2】、段落【0017】、【0022】 - 【0026】、【00	1, 2, 4, 6-10, 1
Y	30】、【0049】、【0052】、図1、2 (ファミリーなし)	2, 14-16 3, 5, 11, 13
Y	JP 7-262359 A (日本無線株式会社) 1995.10.13, 段落【0002】 (ファミリーなし)	3, 11

☒ 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

1 4 . 0 8 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

2 7 . 0 8 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
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)

樋熊 政一

2 Q

4 4 6 0

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

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
Y	JP 2009-279306 A (富士フイルム株式会社) 2009. 12. 03, 【請求項 1】、段落【0023】－【0024】、【0028】－【0030】 & US 2009/0292207 A1	5, 13
Y	JP 2011-92686 A (富士フイルム株式会社) 2011. 05. 12, 【請求項 1】、 【請求項 10】、段落【0049】 & US 2011/0077519 A1 & EP 2306185 A2	5, 13
A	JP 2010-167257 A (キヤノン株式会社) 2010. 08. 05, 【請求項 1】、 【請求項 3】－【請求項 5】、段落【0024】－【0029】、【0 034】、【0035】 & US 2011/0257530 A1 & EP 2381836 A & WO 2010/074103 A1 & CN 102256536 A	1-16
A	JP 2010-17530 A (キヤノン株式会社) 2010. 01. 28, 【請求項 5】－ 【請求項 8】、段落【0048】－【0059】、図 1、6 & US 2011/0082372 A1 & EP 2285289 A & WO 2009/151142 A1 & CN 102056548 A	1-16
A	JP 2012-75747 A (株式会社東芝) 2012. 04. 19, 【請求項 4】、段落 【0079】－【0082】、【0107】－【0116】 (ファミ リーなし)	1-16