

(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  
2015年3月5日(05.03.2015)



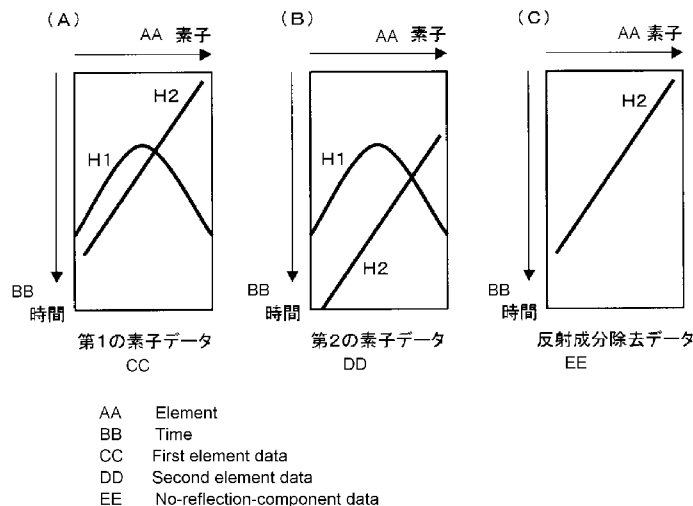
(10) 国際公開番号

WO 2015/029491 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/060963
- (22) 国際出願日: 2014年4月17日(17.04.2014)
- (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 2013-175711 2013年8月27日(27.08.2013) 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). 原昌司(HARA Shoji); 〒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, IR, 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, 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))

(54) Title: ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE AND ULTRASOUND-IMAGE GENERATION METHOD

(54) 発明の名称: 超音波診断装置および超音波画像生成方法



(57) Abstract: This ultrasonic diagnostic device has the following: a probe that has an array of elements; a transmission unit that performs transmission focusing in a first direction and transmits an ultrasound beam from the elements on the probe; a reception unit that generates element data by processing reception signals outputted from the elements on the probe, said elements having received ultrasound echoes produced by the ultrasound beam transmitted by the transmission unit; an element-data processing unit that generates no-reflection-component data by removing a reflection component coming from the first direction from the aforementioned element data; an image generation unit that performs reception focusing on the element data so as to generate an ultrasound image; and a control unit that controls the image formation unit so as to generate an image signal in a second direction, said second direction being different from the first direction, by performing reception focusing in said second direction on the no-reflection-component data generated by the element-data processing unit.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2015/029491 A1



超音波診断装置は、配列された複数の素子を有する探触子と、探触子の複数の素子から第1の方向に送信フォーカスを実施して超音波ビームを送信する送信部と、送信部から送信された超音波ビームにより生じる超音波エコーを受信した探触子の複数の素子から出力される受信信号を処理して素子データを生成する受信部と、素子データに対して第1の方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成する素子データ処理部と、素子データに対し受信フォーカスを行って超音波画像を生成する画像生成部と、素子データ処理部で生成された反射成分除去データに対し、第1の方向とは異なる第2の方向に受信フォーカスを行って第2の方向に沿った画像信号を生成するように画像生成部を制御する制御部とを備えている。

## 明 細 書

発明の名称：超音波診断装置および超音波画像生成方法

### 技術分野

[0001] この発明は、超音波診断装置および超音波画像生成方法に係り、特に、超音波ビームの送信方向とは異なる方向に受信フォーカスを行って超音波画像の生成を行う超音波診断装置および超音波画像生成方法に関する。

### 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、探触子から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探触子で受信して、その受信信号を電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

[0003] このような超音波診断装置においては、探触子の直下に位置する被検体内の断層画像をリアルタイムで観察することができる。このため、例えば、針を被検体内の目標箇所まで穿刺する場合に、探触子を目標箇所の直上に配置して被検体内の超音波画像を生成し、探触子の近傍から目標箇所に向けて斜めに穿刺することで、被検体内における針の位置を超音波画像上において確認しながら穿刺を進めることが行われている。

ただし、一般に、針の表面は滑らかであるため、探触子から被検体内を伝搬してきた超音波ビームは、針の表面で正反射を呈しやすく、また、針は目標箇所に向けて斜めに穿刺されるため、探触子の法線方向に送信された超音波ビームの針表面での正反射を探触子の受信開口に捉えて針を描出することが困難になるおそれがある。

[0004] そこで、探触子の法線方向ではなく、針に直交する方向に超音波ビームを送信し、また、受信フォーカスを実施することで針の描出を行うことが知られている。

例えば、特許文献1には、組織撮像を目的として探触子の素子面と垂直となる第1の方向に超音波ビームを送信、受信して第1の画像を生成し、針撮像

を目的として素子面と垂直な方向とは異なる複数の第2の方向に超音波ビームを送信、受信して第2の画像群を生成し、第2の画像群を解析して針が描出された画像を生成し、第1の画像と合成する超音波診断装置が開示されている。

特許文献1の装置によれば、第2の複数の方向に針に直交する方向が含まれることで、針が良好に描出された超音波画像を生成することができる。

## 先行技術文献

### 特許文献

[0005] 特許文献1：特開2012-213606号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、特許文献1の装置では、組織撮像を目的とした第1の方向への超音波ビームの送信と、針撮像を目的とした第2の方向への複数回の超音波ビームの送信を要するため、フレームレートが低下するという問題があった。

このため、例えば、探触子の法線方向に超音波ビームを送信することで得られた受信信号に対し、探触子の法線方向に受信フォーカスを実施して組織画像を生成する一方、針に直交する方向にも受信フォーカスを実施して針画像を生成する方法が、本出願人により考案されている。この方法によれば、1回の超音波ビームの送信で、組織画像と針画像の双方を生成することができる。

[0007] ただし、探触子の法線方向に超音波ビームを送信しているため、探触子の各素子から針の方向に送信される超音波の強度および針からの反射波を各素子が受信する信号の強度が、同時に探触子の法線方向に送信される超音波の強度および法線方向からの反射波を受信する信号の強度に比べて低くなる。その結果、画像のS/N比が低下し、針を明瞭に描出することが困難になるおそれがあった。

[0008] この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、超音波ビームの送信方向とは異なる方向に受信フォーカスを行っても明瞭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超音波画像生成方法を提供することを目的とする。

### 課題を解決するための手段

[0009] この発明に係る超音波診断装置は、配列された複数の素子を有する探触子と、探触子の複数の素子から第1の方向に送信フォーカスを実施して超音波ビームを送信する送信部と、送信部から送信された超音波ビームにより生じる超音波エコーを受信した探触子の複数の素子から出力される受信信号を処理して素子データを生成する受信部と、素子データに対して第1の方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成する素子データ処理部と、素子データに対し受信フォーカスを行って超音波画像を生成する画像生成部と、素子データ処理部で生成された反射成分除去データに対し、第1の方向とは異なる第2の方向に受信フォーカスを行って第2の方向に沿った画像信号を生成するように画像生成部を制御する制御部とを備えたものである。

[0010] 送信部が、第1の方向の互いに位置の異なる少なくとも2つの焦点を形成して複数の超音波ビームを順次送信し、素子データ処理部は、複数の超音波ビームにそれぞれ対応して受信部で生成された複数の素子データから反射成分除去データを生成するように構成することができる。

この場合、素子データ処理部は、複数の素子データの差分をとることにより反射成分除去データの生成を行う。

なお、素子データ処理部は、複数の素子データの差分をとる際に、複数の素子データのうちのいずれかの素子データ、あるいは、複数の素子データに対して重み付けした上で差分をとることもできる。

[0011] また、素子データ処理部は、連続する所定数の走査線にそれぞれ対応して受信部で生成された所定数の素子データを位相合わせして互いに重ね合わせることで第1の方向から生じる反射成分を強調した重ね合わせ処理済み

データを生成し、重ね合わせ処理済みデータを用いて反射成分除去データを生成するように構成することもできる。

この場合、素子データ処理部は、受信部で生成された複数の素子による素子データと重ね合わせ処理済みデータとの差分をとることにより反射成分除去データの生成を行う。

なお、素子データ処理部は、受信部で生成された複数の素子による素子データと重ね合わせ処理済みデータとの差分をとる際に、いずれか一方のデータ、あるいは、双方のデータに対して重み付けした上で差分をとることもできる。

[0012] さらに、素子データ処理部は、シミュレーションにより第1の方向から生じる反射波を表すシミュレーションデータを生成し、シミュレーションデータを用いて反射成分除去データを生成するように構成してもよい。

この場合、素子データ処理部は、受信部で生成された複数の素子による素子データとシミュレーションデータとの差分をとることにより反射成分除去データの生成を行う。

なお、素子データ処理部は、受信部で生成された複数の素子による素子データとシミュレーションデータとの差分をとる際に、いずれか一方のデータ、あるいは、双方のデータに対して重み付けした上で差分をとることもできる。

[0013] 画像生成部は、素子データに対し、第1の方向に受信フォーカスを行って第1の方向に沿った組織撮像用の画像信号を生成する組織画像生成部と、反射成分除去データに対し、第2の方向に受信フォーカスを行って第2の方向に沿った針撮像用の画像信号を生成する針画像生成部とを有することが好ましい。

組織画像生成部で生成された組織撮像用の画像信号と針画像生成部で得られた針撮像用の画像信号とを互いに合成する画像合成部をさらに備えることが好ましい。さらに、画像合成部で合成された画像信号を表示する表示部を備えることが好ましい。

また、画像生成部で生成された超音波画像を表示する表示部を備えることもできる。

[0014] この発明に係る超音波画像生成方法は、探触子の複数の素子から第1の方向に送信フォーカスを実施して超音波ビームを送信し、超音波ビームにより生じる超音波エコーを受信した探触子の複数の素子から出力される受信信号を処理して素子データを生成し、素子データに対して第1の方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成し、反射成分除去データに対し、第1の方向とは異なる第2の方向に受信フォーカスを行って第2の方向に沿った超音波画像を生成する方法である。

### 発明の効果

[0015] この発明によれば、第1の方向に送信フォーカスを実施して超音波ビームを送信することで素子データを生成し、素子データに対して第1の方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成し、反射成分除去データに対し第1の方向とは異なる第2の方向に受信フォーカスを行って第2の方向に沿った超音波画像を生成するので、超音波ビームの送信方向とは異なる方向に受信フォーカスを行っても明瞭な超音波画像を生成することが可能となる。

### 図面の簡単な説明

[0016] [図1]この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

[図2]実施の形態1における素子データ処理部の構成を示す図である。

[図3]実施の形態1における超音波の送信の様子を示す図である。

[図4]実施の形態1で得られる第1の素子データ、第2の素子データおよび反射成分除去データを模式的に示す図である。

[図5]実施の形態1の動作を示すフローチャートである。

[図6]実施の形態2における素子データ処理部の構成を示す図である。

[図7]実施の形態2における重ね合わせ処理を説明するための図である。

[図8]実施の形態2で得られる素子データ、重ね合わせ処理済みデータおよび

反射成分除去データを模式的に示す図である。

[図9]実施の形態2の動作を示すフローチャートである。

[図10]実施の形態3における素子データ処理部の構成を示す図である。

[図11]実施の形態3におけるシミュレーション処理の動作を示すフローチャートである。

[図12]実施の形態3で得られる素子データ、シミュレーションデータおよび反射成分除去データを模式的に示す図である。

[図13]実施の形態3の動作を示すフローチャートである。

### 発明を実施するための形態

[0017] 以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

#### 実施の形態1

図1に、この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、探触子1を有し、この探触子1に送信部2および受信部3が接続されている。受信部3には、組織画像生成部4と素子データメモリ5が並列に接続され、素子データメモリ5に素子データ処理部6を介して針画像生成部7が接続されている。組織画像生成部4および針画像生成部7に画像合成部8が接続され、さらに、画像合成部8に表示制御部9を介して表示部10が接続されている。

送信部2、受信部3、組織画像生成部4、素子データメモリ5、素子データ処理部6、針画像生成部7、画像合成部8および表示制御部9に制御部11が接続され、制御部11に操作部12と格納部13がそれぞれ接続されている。

[0018] 組織画像生成部4は、探触子1の直下に位置する被検体の組織画像を生成するためのもので、受信部3に接続された第1の受信フォーカス部21と、第1の受信フォーカス部21に順次接続された検波処理部22および画像メモリ23を含んでおり、検波処理部22および画像メモリ23が画像合成部8に接続されている。

一方、針画像生成部7は、被検体内に穿刺された針の超音波画像を生成す

るためのもので、組織画像生成部４と同様の構成を有している。すなわち、針画像生成部７は、素子データ処理部６に接続された第２の受信フォーカス部３１と、第２の受信フォーカス部３１に順次接続された検波処理部３２および画像メモリ３３を含んでおり、検波処理部３２および画像メモリ３３が画像合成部８に接続されている。

[0019] 探触子１は、１次元又は２次元に配列された複数の素子を有している。これらの素子は、それぞれ超音波トランスデューサからなり、送信部２から供給される駆動信号に従って超音波を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。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、所定の面積の超音波送受信面を有している。

[0020] そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波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。

[0021] 送信部２は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、制御部１１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、探触子１の複数の素子から発せられる超音波が第１の方向に送信される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複数の素子に供給する。ここでは、第１の方向は、探触子１の素子面の法線方向に設定されるものとする。

また、受信部３は、探触子１のそれぞれの素子から出力される受信信号を増幅してＡ／Ｄ変換し、デジタル化された素子データを生成する。

[0022] 組織画像生成部４の第１の受信フォーカス部２１は、受信部３で生成され

た素子データにそれぞれの遅延補正を施すことにより遅延補正データを生成し、これら遅延補正データを加算して、第1の方向すなわち探触子1の素子面の法線方向に受信フォーカスを実施する。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組織撮像用の音線信号が生成される。

[0023] 検波処理部22は、第1の受信フォーカス部21で生成された音線信号に対して、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、組織撮像用のBモード画像信号を生成し、画像合成部8に出力する、あるいは、画像メモリ23に格納する。

[0024] 素子データメモリ5は、受信部3で生成された素子データを格納し、素子データ処理部6に出力する。

素子データ処理部6は、受信部3で生成された素子データに対し、第1の方向である探触子1の素子面の法線方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成する。この実施の形態1においては、図2に示されるように、素子データ処理部6は、素子データメモリ5に接続された差分演算部41により構成されている。

[0025] 針画像生成部7の第2の受信フォーカス部31は、素子データ処理部6で生成された反射成分除去データにそれぞれの遅延補正を施すことにより遅延補正データを生成し、これら遅延補正データを加算して、第1の方向とは異なる第2の方向に受信フォーカスを実施する。ここで、第2の方向は、被検体の体内に穿刺された針に直交する方向に設定されるものとする。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針撮像用の音線信号が生成される。

[0026] 検波処理部32は、第2の受信フォーカス部31で生成された音線信号に対して、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、針撮像用のBモード画像信号を生成し、画像合成部8に出力する、あるいは、画像メモリ33に格納する。

[0027] 画像合成部8は、組織画像生成部4から出力された組織撮像用のBモード画像信号と針画像生成部5から出力された針撮像用のBモード画像信号を、

それぞれ通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換（ラスタ変換）し、階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、これら組織撮像用のBモード画像信号と針撮像用のBモード画像信号を互いに合成する。

表示制御部9は、画像合成部8で合成されたBモード画像信号に基づいて、表示部10に超音波画像を表示させる。

表示部10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9の制御の下で、超音波画像を表示する。

[0028] 制御部11は、操作者により操作部12から入力された指令に基づいて超音波診断装置各部の制御を行う。

操作部12は、操作者が入力操作を行うためのもので、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。

格納部13は、動作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、SDカード、CFカード、USBメモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

なお、素子データ処理部6と、組織画像生成部4の第1の受信フォーカス部21および検波処理部22と、針画像生成部7の第2の受信フォーカス部31および検波処理部32と、画像合成部8および表示制御部9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。

[0029] この実施の形態1における超音波の送受信の方法について説明する。図3に示されるように、被検体Sの体表に探触子1を接触させた状態で、探触子1の近郷から角度 $\theta$ で針Nが穿刺されるものとする。

まず、探触子1の素子面の法線方向である第1の方向D1の所定の深さに第1の送信焦点F1を形成して、送信部2により、第1の方向D1に向けて第1の超音波ビームを送信すると、第1の超音波ビームは第1の送信焦点F1に収束した後、所定の広がりを持って被検体S内を伝搬することとなる。

このとき、探触子1から第1の送信焦点F1を経由して第1の方向D1に

存在する反射点Cに向かう送信波は、第1の方向D1と平行な経路R0に沿って伝搬し、反射点Cによる反射波が探触子1の各素子で受信される。また、探触子1から第1の送信焦点F1を経由して針Nに直交する第2の方向D2に進行する送信波は、経路R1に沿って伝搬し、針Nの表面による反射波が探触子1の各素子で受信される。

[0030] 次に、第1の方向D1で且つ第1の送信焦点F1よりも深い位置に第2の送信焦点F2を形成して、送信部2により、第1の方向D1に向けて第2の超音波ビームを送信すると、第2の超音波ビームは第2の送信焦点F2に収束した後、所定の広がりを持って被検体S内を伝搬する。

このとき、探触子1から第2の送信焦点F2を経由して第1の方向D1に存在する反射点Cに向かう送信波は、第1の超音波ビームのときと同じ経路R0に沿って伝搬し、反射点Cによる反射波が探触子1の各素子で受信される。一方、探触子1から第2の送信焦点F2を経由して針Nに直交する第2の方向D2に進行する送信波は、経路R2に沿って伝搬し、針Nの表面による反射波が探触子1の各素子で受信される。

走査線を探触子1の素子の配列方向に移動させつつ、上述のように、走査線毎に第1の超音波ビームおよび第2の超音波ビームを順次送信して、それぞれ受信部3で第1の素子データおよび第2の素子データを生成する。

[0031] このようにして、第1の超音波ビームの送信により取得された第1の素子データおよび第2の超音波ビームの送信により取得された第2の素子データを、それぞれ図4(A)および(B)に示す。第1の素子データには、第1の方向D1からの反射波H1と針Nからの反射波H2が含まれている。同様に、第2の素子データにも、第1の方向D1からの反射波H1と針Nからの反射波H2が含まれている。

ここで、第1の方向D1に存在する反射点Cに対しては、第1の超音波ビームを送受信した際も第2の超音波ビームを送受信した際も同一の経路R0に沿って同一の伝搬長だけ超音波が伝搬するため、第1の方向D1からの反射波H1は、第1の素子データと第2の素子データとで、互いに同じ時間位

置（深さ位置）に存在する。

一方、針Nに対しては、第1の超音波ビームを送受信した際と第2の超音波ビームを送受信した際とで、送信波の経路R1およびR2が互いに異なりと共に反射波の経路も異なるため、針Nからの反射波H2は、第1の素子データと第2の素子データとで、互いに異なる時間位置（深さ位置）に存在している。

[0032] そこで、素子データ処理部6を構成する差分演算部41で第1の素子データと第2の素子データの差分をとることにより、針Nからの反射波H2を残しつつ、第1の方向D1からの反射波H1を除去することができる。このとき、第1の素子データにおける針Nからの反射波H2と第2の素子データにおける針Nからの反射波H2の双方が共に残ることとなるが、例えば、第2の素子データにおける針Nからの反射波H2を除去することで、図4（C）に示されるように、針Nからの反射波H2を含む反射成分除去データが生成される。あるいは、第1の素子データにおける針Nからの反射波H2と第2の素子データにおける針Nからの反射波H2を合成して、反射成分除去データを生成することもできる。

例えば、第1の素子データと第2の素子データの差分をとった差分データにおいて、Hough変換を行って複数の直線を抽出し、1本の直線と、この直線に平行且つ長い他の直線が見つかった場合に、どちらか一方の直線を削除すればよい。すなわち、差分データ上において、削除する直線部分の差分値をゼロと置き換えればよい。また、どちらか一方の直線を削除する場合には、第1の素子データの同位置に類似の直線形状の模様の存在する側を残すようにすればよい。なお、第1の素子データおよび第2の素子データとも、針以外の反射波も含むため、第1の素子データおよび第2の素子データを縮小または平滑化処理したうえで上記処理を行ってもよいことはいうまでもない。

このような反射成分除去データに対して、第2の方向D2に受信フォーカスを行うことにより、第1の方向D1からの反射波H1に影響されることな

く、 $S/N$ 比の優れた針画像を生成することができる。

[0033] なお、図3に示したように、探触子1の複数の素子が直線状に配列された、いわゆるリニア型プローブの場合には、それぞれの素子の法線方向が互いに平行となり、この法線方向に第1の方向 $D_1$ を設定すればよいが、複数の素子が湾曲状に配列された、いわゆるコンベックス型プローブでは、それぞれの素子の法線方向が互いに異なることとなる。この場合、それぞれの素子の法線方向に第1の方向 $D_1$ を設定することができる。

また、第2の方向 $D_2$ は、必ずしも、針 $N$ に直交する方向にする必要はなく、第1の方向 $D_1$ よりも針 $N$ に向いた方向、すなわち、素子の法線方向よりも針 $N$ となす角度が直角に近い方向であればよい。

[0034] 次に、図5のフローチャートを参照して実施の形態1の動作について説明する。

実施の形態1では、 $n$ 本の走査線 $L_1 \sim L_n$ を設定して走査を行うことにより、探触子1の素子面の法線方向の組織画像と針 $N$ に直交する方向の針画像を生成するものとする。

まず、ステップ $S_1$ で、走査線 $L_i$ を $L_1$ に初期化し、ステップ $S_2$ で、第1番目の走査線 $L_1$ に対し、第1の方向 $D_1$ である探触子1の素子面の法線方向における所定の深さの第1の送信焦点 $F_1$ に送信フォーカスを実施して受信信号を取得し、受信部3により第1の素子データを取得する。すなわち、送信部2から供給される駆動信号に従い、走査線 $L_1$ に対応する送信開口を構成する複数の素子から第1の送信焦点 $F_1$ に送信フォーカスが実施されて超音波ビームが送信され、被検体からの反射波を受信した各素子から出力される受信信号が受信部3で増幅され、デジタル化されて、素子データメモリ5に格納される。

[0035] 続くステップ $S_3$ で、同じ第1の走査線に対し、今度は第1の方向 $D_1$ で且つ第1の送信焦点 $F_1$ と異なる深さ位置の第2の送信焦点 $F_2$ に送信フォーカスを実施して受信部3により第2の素子データが取得され、素子データメモリ5に格納される。

次に、ステップS 4で、 $i = n$ になったか否か、すなわち、 $n$ 本のすべての走査線 $L_1 \sim L_n$ について第1の素子データおよび第2の素子データの取得が完了したか否かが判定される。

ここでは、 $i$ の値がまだ「1」であるので、ステップS 5に進み、 $i$ の値を「1」だけ増加させて「2」とした後、ステップS 2に戻る。そして、ステップS 2～S 3により、第2番目の走査線 $L_2$ に対応する第1の素子データおよび第2の素子データが取得され、それぞれ素子データメモリ5に格納される。

同様に、 $i = n$ になるまで、 $i$ の値を順次「1」だけ増加させてステップS 2～S 3が繰り返される。

[0036] このようにして、 $n$ 本のすべての走査線 $L_1 \sim L_n$ について第1の素子データおよび第2の素子データの取得が完了すると、ステップS 4からステップS 6に進み、素子データ処理部6を構成する差分演算部4 1により、素子データメモリ5に格納されている走査線 $L_1 \sim L_n$ に関する第1の素子データと第2の素子データの差分が演算され、第1の方向 $D_1$ からの反射波 $H_1$ が除去された反射成分除去データが生成される。このとき、差分演算において、第1の素子データおよび第2の素子データのいずれか一方のデータ、あるいは双方のデータに重み付けして差分演算を行うようにしてもよい。

続くステップS 7で、差分演算部4 1により生成された反射成分除去データに対し、第2の方向 $D_2$ である針 $N$ に直交する方向に受信フォーカスを実施して針画像が生成される。

すなわち、針画像生成部7の第2の受信フォーカス部3 1で、針 $N$ に直交する方向に受信フォーカスが行われるように、反射成分除去データにそれぞれの遅延補正が施すことにより遅延補正データが生成され、これら遅延補正データを加算することで針撮像用の音線信号が生成される。さらに、この音線信号に対し、検波処理部3 2により包絡線検波処理が施され、針撮像用のBモード画像信号が生成されて、画像メモリ3 3に格納される。

[0037] さらに、ステップS 8で、素子データメモリ5に格納されている走査線 $L$

1～L<sub>n</sub>に関する第1の素子データに対し、第1の方向D<sub>1</sub>である探触子1の素子面の法線方向に受信フォーカスを実施して組織画像が生成される。

すなわち、組織画像生成部4の第1の受信フォーカス部21で、素子面の法線方向に受信フォーカスが行われるように、第1の素子データにそれぞれの遅延補正が施すことにより遅延補正データが生成され、これら遅延補正データを加算することで組織撮像用の音線信号が生成される。さらに、この音線信号に対し、検波処理部22により包絡線検波処理が施され、組織撮像用のBモード画像信号が生成されて、画像メモリ23に格納される。

[0038] そして、ステップS9で、組織画像生成部4の画像メモリ23に格納されている組織画像のBモード画像信号と針画像生成部7の画像メモリ33に格納されている針画像のBモード画像信号が画像合成部8でラスタ変換され、各種の画像処理が施された後に互いに合成され、表示画像のBモード画像信号が生成される。

この表示画像のBモード画像信号は、画像合成部8から表示制御部9に出力され、組織画像と針画像が合成された超音波画像が表示部10に表示される。

[0039] 素子データ処理部6により第1の方向D<sub>1</sub>からの反射波H<sub>1</sub>を除去した反射成分除去データが生成され、この反射成分除去データに対して、針画像生成部7の第2の受信フォーカス部31で第2の方向D<sub>2</sub>に受信フォーカスを実施するので、超音波ビームの送信方向である第1の方向D<sub>1</sub>とは異なる第2の方向D<sub>2</sub>に受信フォーカスを行っても、第1の方向D<sub>1</sub>からの反射波H<sub>1</sub>に影響されることなく、S/N比の優れた明瞭な針画像を生成することができる。

[0040] 上記の実施の形態1では、ステップS1～S5により、n本のすべての走査線L<sub>1</sub>～L<sub>n</sub>について第1の素子データおよび第2の素子データの取得を完了した後に、ステップS6で反射成分除去データを生成し、ステップS7およびS8で、それぞれ受信フォーカスを実施して針画像と組織画像を生成したが、これに限るものではない。例えば、それぞれの走査線L<sub>i</sub>に対して

第1の素子データおよび第2の素子データを取得する毎に、これら第1の素子データおよび第2の素子データを用いて走査線 $L_i$ に対応する反射成分除去データを生成し、走査線 $L_i$ に対応する針画像と組織画像を生成してもよい。すべての走査線 $L_1 \sim L_n$ についてそれぞれ針画像と組織画像が生成されたところで、これらの針画像および組織画像が合成される。

[0041] 実施の形態2

図6に、実施の形態2に係る超音波診断装置で用いられる素子データ処理部6Aの内部構成を示す。この超音波診断装置は、図1に示した実施の形態1の超音波診断装置において、素子データ処理部6の代わりに素子データ処理部6Aを用いたものであり、その他の構成は、実施の形態1と同様である。

素子データ処理部6Aは、素子データメモリ5に接続された重ね合わせ処理部42を有し、この重ね合わせ処理部42と素子データメモリ5の双方に差分演算部43が接続されると共に重ね合わせ処理部42に遅延時間算出部44が接続され、差分演算部43が針画像生成部7の第2の受信フォーカス部31に接続されている。

[0042] 重ね合わせ処理部42は、探触子1の連続する所定数の素子に対応して受信部3で生成された所定数の素子データを位相合わせして互いに重ね合わせる重ね合わせ処理を行い、差分演算部43は、重ね合わせ処理部42で生成された重ね合わせ処理済みデータと素子データメモリ5に格納されている素子データの差分をとることにより反射成分除去データを生成する。

遅延時間算出部44は、重ね合わせ処理部42における重ね合わせ処理に要する素子データ間の遅延時間を算出する。

[0043] 重ね合わせ処理部42における重ね合わせ処理は、超音波ビームの送信焦点を仮想的な音源とみなし、この音源から反射点までの幾何学的な伝播長から、各走査線における反射点の到着時間の遅延差を求め、この遅延差を補正して複数の走査線の素子データを加算することで、走査線上の信号を強調するものである。

[0044] ここで、図7を参照して、重ね合わせ処理について説明する。

連続する5本の走査線に対応する5つの素子データに対して、連続する3つの素子データを互いに重ね合わせる処理を行うものとする。

図7(a)は、連続する5本の走査線に対応する5つの素子データを並べて表示しており、それぞれ、超音波ビームを送信し、反射波を受信した様子を表している。各素子データの横軸は、反射波を受信した素子を表しており、それぞれの素子データにおいて超音波ビームの送信開口の中央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、中央の素子データでは、開口の中央の素子の直下に反射点が存在しており、反射点からの反射波が受信されている。すなわち、この反射波は真の信号であり、中央の素子データは、真の信号を表している。

[0045] 中央の素子データの両側に表示された2つの素子データについては、送信開口の中央の素子の直下に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、中央の素子データにおける中央の素子の直下に存在する反射点に超音波ビームが照射されることで生じた反射波、すなわちゴースト信号が写り込んでいる。ゴースト信号は、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。

[0046] また、反射点からの反射波が初めに受信される受信素子は、反射点の直上に位置する素子であるが、素子データの横軸は対応する走査線における超音波ビームの送信開口の中央の素子を中心にして表示され、走査線毎にこの中央の素子を1素子ずつずらして超音波ビームの送信を行っていることから、それぞれの走査線に対応する素子データにおいて、素子の絶対位置は1素子ずつずれたものとなっている。すなわち、5つの素子データのうち、中央の素子データでは、反射点からの反射波を初めに受信する受信素子は中央に位置する素子であるが、中央の素子データの両側に隣接する素子データにおいては、中央の素子データよりも1素子ずれており、右側に隣接する素子デー

タでは左に1素子ずれ、左側に隣接する素子データでは右に1素子ずれている。さらに、5つの素子データのうち両端の素子データでは、中央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、受信素子の配列方向に対してもずれを生じている。

[0047] 図7(b)に、図7(a)に示した5つの素子データの中央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42では、図7(b)に示される遅延時間を用いて、5つの素子データの中央の素子データにおいて、送信開口の中央の素子を注目素子とした場合に、注目素子に対応する素子データを中心に、重ね合わせる素子データ数、ここでは3つの素子データそれぞれに対応する遅延時間だけ遅延時間補正を行うと共に、注目素子に対応する素子データの両側の素子データを1素子分だけ、注目素子に対応する素子データにおける送信開口の中央の素子の絶対的な位置が一致するように横方向にシフトさせて、すなわち、位相を合わせて3つの素子データを重ね合わせ、注目素子に対応する素子データに対応する1つの重ね合わせ処理済データを生成する。

[0048] このようにして得られた重ね合わせ処理済データを図7(c)に示す。

図7(a)に示した5つの素子データのうち、中央の素子データは、真の信号の素子データであることから、中央の素子データの両側に隣接する素子データに遅延時間補正およ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、3つの素子データは、互いに高輝度位置で重なり合う。したがって、これらの3つの素子データを、互いに加算すれば、高輝度値を有する重ね合わせ処理済データが得られ、また、3つの素子データを平均して平均値を求めても、輝度が強調された明瞭な重ね合わせ処理済データが得られることとなる。

[0049] これに対し、図7(d)は、図7(a)と同じ5つの素子データであるが、中央の素子データの左側に隣接する素子データ、すなわちゴースト信号に

対応する送信開口の中央の素子を注目素子とした場合の一例を示す。

図 7 (e) は、図 7 (d) に示す 5 つの素子データのうち中央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が、図 7 (b) に示した受信時間の遅延時間と同じものである。すなわち、図 7 (a) と図 7 (d) は互いに同じ素子データであるので、5 つの素子データのうち中央の素子データに対する受信時間の遅延時間は、互いに同一となる。

重ね合わせ処理部 42 では、図 7 (e) に示す遅延時間を用いて、注目素子に対応する素子データを中心に、重ね合わせる素子データ数、ここでは 3 つの素子データにそれぞれ対応する遅延時間だけ遅延時間補正を行うと共に、注目素子に対応する素子データの両側に 1 素子分だけ、注目素子に対応する素子データにおける送信開口の中央の素子の絶対的な位置が一致するように横方向にシフトさせて、すなわち、位相を合わせて 3 素子データ分の素子データを重ね合わせ、注目素子に対応する素子データに対応する 1 つの重ね合わせ処理済データを生成する。

[0050] このようにして得られた注目素子に対応する素子データの重ね合わせ処理済データを図 7 (f) に示す。

図 7 (d) に示した注目素子に対応する素子データは、ゴースト信号の素子データであることから、この素子データの両側に隣接する素子データに遅延時間補正および横方向のシフトを行っても、図 7 (f) に示すように、3 つの素子データは、それぞれ位相が合わず、重なり合わない。このため、これらの 3 つの素子データを、互いに加算しても、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って、加算値は大きくなり、また、3 つの素子データを平均して平均値を求めると、小さな値を示すことになる。

[0051] 5 つの素子データに対し、送信開口の中央の素子を注目素子として、それぞれ同様の遅延時間補正および横方向のシフトを行い、連続する 3 つの素子データを重ね合わせると、図 7 (g) に示されるような重なり状態が得られる。これらに対して、重ね合わせ処理として、例えば、加算処理、あるいは

、平均処理した結果を図 7（h）に示す。

図 7（h）に示すように、真の信号を表す中央の素子データでは、高輝度値を持つ重ね合わせ処理済データが生成され、その両側のゴースト信号を表す 4 つの素子データでは、互いに位相が合わない素子データを加算し、または平均するので、互いに打ち消し合うこととなる。このため、これら 4 つの素子データに対応する重ね合わせ処理済データは、中央の高輝度値を持つ真の信号の重ね合わせ処理済データに対して、小さな値となる。

したがって、重ね合わせ処理部 4 2 における重ね合わせ処理を行うことにより、真の信号の素子データに対して、ゴースト信号の素子データの影響を無視できるほど低減させることができる。

[0052] 実施の形態 1 と同様に、探触子 1 の素子面の法線方向である第 1 の方向 D 1 の所定の深さに送信焦点を形成して、送信部 2 により第 1 の方向 D 1 に向けて超音波ビームを送信し、反射波を探触子 1 の各素子で受信すると、図 8（A）に示されるような素子データが得られる。この素子データには、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 と針 N からの反射波 H 2 が含まれている。

ここで、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 は、それぞれの走査線上の反射点からの反射波が受信された真の信号であり、針 N からの反射波 H 2 は、送信した超音波ビームの広がりによって写り込んだゴースト信号とみなすことができる。

[0053] このため、素子データメモリ 5 に格納されている素子データに対して、重ね合わせ処理部 4 2 で重ね合わせ処理を行うことにより、図 8（B）に示されるように、針 N からの反射波 H 2 の影響を無視できるほど低減させて、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 を強調した重ね合わせ処理済みデータを生成することができる。

そこで、差分演算部 4 3 で素子データメモリ 5 に格納されている素子データと重ね合わせ処理部 4 2 で生成された重ね合わせ処理済みデータの差分をとることにより、図 8（C）に示されるように、針 N からの反射波 H 2 を残しつつ、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 を除去した反射成分除去データが

生成される。

このような反射成分除去データに対して、第2の方向D2に受信フォーカスを行うことにより、第1の方向D1からの反射波H1に影響されることなく、S/N比の優れた針画像を生成することができる。

[0054] 次に、図9のフローチャートを参照して実施の形態2の動作について説明する。

まず、ステップS11で、それぞれの走査線に対し、第1の方向D1である探触子1の素子面の法線方向における所定の深さの送信焦点に送信フォーカスを実施して受信信号を取得し、受信部3により素子データが取得される。同様に、すべての走査線に対する素子データが取得され、素子データメモリ5に格納される。

[0055] 続くステップS12で、素子データメモリ5に格納されている素子データに対し、素子データ処理部6Aの重ね合わせ処理部42により重ね合わせ処理が行われる。すなわち、連続する所定数の走査線にそれぞれ対応する素子データが、位相合わせされて互いに重ね合わされ、重ね合わせ処理済みデータが生成される。このとき、素子データが互いに重ね合わされる走査線の所定数を、例えば±10本程度に設定することにより、第1の方向D1から生じる反射波H1を強調しながらも、針Nからの反射波H2を強調しない重ね合わせ処理済みデータを生成することができる。

また、重ね合わせ処理に必要な素子データ間の遅延時間は、素子データ処理部6Aの遅延時間算出部44により算出される。

[0056] 次に、ステップS13で、素子データ処理部6Aの差分演算部43により、素子データメモリ5に格納されている素子データと重ね合わせ処理部42で生成された重ね合わせ処理済みデータの差分が演算され、針Nからの反射波H2を残しつつ、第1の方向D1からの反射波H1を除去した反射成分除去データが生成される。

このとき、差分演算部43において、素子データメモリ5に格納されている素子データと重ね合わせ処理部42で生成された重ね合わせ処理済みデー

タのいずれか一方のデータ、あるいは、双方のデータに重み付けした上で差分の演算を行ってもよく、また、深さに応じて、重み付けの値および演算方法を変えることもできる。

続くステップS 14で、差分演算部43により生成された反射成分除去データに対し、針画像生成部7で、第2の方向D2である針Nに直交する方向に受信フォーカスを実施して針画像用のBモード画像信号が生成され、画像メモリ33に格納される。

[0057] さらに、ステップS 15で、素子データメモリ5に格納されている素子データに対し、組織画像生成部4で、第1の方向D1である探触子1の素子面の法線方向に受信フォーカスを実施して組織画像用のBモード画像信号が生成され、画像メモリ23に格納される。

そして、ステップS 16で、組織画像生成部4の画像メモリ23に格納されている組織画像のBモード画像信号と針画像生成部7の画像メモリ33に格納されている針画像のBモード画像信号が画像合成部8でラスタ変換され、各種の画像処理が施された後に互いに合成され、表示画像のBモード画像信号が生成される。

この表示画像のBモード画像信号は、画像合成部8から表示制御部9に出力され、組織画像と針画像が合成された超音波画像が表示部10に表示される。

[0058] 素子データ処理部6Aの重ね合わせ処理部42により第1の方向D1から生じる反射波H1が強調された重ね合わせ処理済みデータが生成され、差分演算部43により第1の方向D1からの反射波H1を除去した反射成分除去データが生成され、この反射成分除去データに対して、針画像生成部7の第2の受信フォーカス部31で第2の方向D2に受信フォーカスを実施するので、超音波ビームの送信方向である第1の方向D1とは異なる第2の方向D2に受信フォーカスを行っても、第1の方向D1からの反射波H1に影響されることなく、S/N比の優れた明瞭な針画像を生成することが可能となる。

[0059] なお、上記の実施の形態 2 では、素子データメモリ 5 に格納されている素子データに対し、組織画像生成部 4 が第 1 の方向 D 1 に受信フォーカスを実施して組織画像用の B モード画像信号を生成したが、これに限るものではない。例えば、素子データ処理部 6 A の重ね合わせ処理部 4 2 により生成されると共に第 1 の方向 D 1 から生じる反射波 H 1 が強調された重ね合わせ処理済みデータに対して、組織画像生成部 4 で、第 1 の方向 D 1 に受信フォーカスを実施して組織画像用の B モード画像信号を生成するように構成することもできる。

また、ステップ S 1 2 において、素子データ処理部 6 A の重ね合わせ処理部 4 2 により重ね合わせ処理が行われる走査線について、連続する所定数の走査線としたが、必ずしも連続する必要はなく、素子データが互いに重ね合わされる範囲内の走査線であれば、連続していなくてもよい。

#### [0060] 実施の形態 3

図 1 0 に、実施の形態 3 に係る超音波診断装置で用いられる素子データ処理部 6 B の内部構成を示す。この超音波診断装置は、図 1 に示した実施の形態 1 の超音波診断装置において、素子データ処理部 6 の代わりに素子データ処理部 6 B を用いたものであり、その他の構成は、実施の形態 1 と同様である。

素子データ処理部 6 B は、素子データメモリ 5 に接続されたシミュレーション処理部 4 5 を有し、このシミュレーション処理部 4 5 に差分演算部 4 6 が接続され、差分演算部 4 6 が針画像生成部 7 の第 2 の受信フォーカス部 3 1 に接続されている。

[0061] シミュレーション処理部 4 5 は、シミュレーション処理を行って第 1 の方向 D 1 から生じる反射波 H 1 を表すシミュレーションデータを生成し、差分演算部 4 6 は、シミュレーション処理部 4 5 で生成されたシミュレーションデータと素子データメモリ 5 に格納されている素子データの差分をとることにより反射成分除去データを生成する。

[0062] シミュレーション処理部 4 5 におけるシミュレーション処理は、走査線上

に位置する反射点からの反射波をシミュレーションによって生成するものであり、その動作を図 11 のフローチャートに示す。

なお、予め、実施の形態 3 の超音波診断装置により、実際に超音波ビームの送受信を行って素子データを取得しておくものとする。

ステップ S 21 で、焦点位置およびデータ数等の、実際に素子データを取得した際の計測条件が入力される。

次に、ステップ S 22 で、シミュレーションの演算に必要な音速値を入力する。

[0063] そして、ステップ S 21 で入力された計測条件およびステップ S 22 で入力された音速値を用いて、ステップ S 23 で、シミュレーションの演算が実行され、反射波が生成される。

このようにして反射波が生成されると、続くステップ S 24 で、生成された反射波と実際に超音波ビームの送受信を行って予め取得された素子データとの差分が演算されると共に、この差分が予め設定された許容値以内であるか否かが判定される。

ステップ S 24 で、差分が許容値を越えていると判定された場合は、ステップ S 25 に進み、音速値を新たな値に更新した後に、ステップ S 23 に戻り、更新された音速値を用いて再びシミュレーションにより反射波の生成が行われる。そして、ステップ S 24 で、新たな反射波と予め取得された素子データとの差分が演算され、この差分が許容値以内であるか否かが判定される。

[0064] シミュレーションにより生成される反射波の形状は、使用する音速値に応じて変化するため、反射波と素子データとの差分が許容値以内になるまで、音速値を更新しながらステップ S 23 ～ S 25 が繰り返される。

ステップ S 24 で、反射波と素子データとの差分が許容値以内になったと判定されると、このときの反射波をシミュレーション処理により生成されたシミュレーションデータとし、シミュレーション処理を終了する。

なお、音速値としては、深さによらない一定の値を入力して、シミュレー

ションによる反射波を生成することもでき、あるいは、深さ毎に異なる音速値を入力して、深さ毎にシミュレーションによる反射波を生成してもよい。

[0065] 実施の形態1と同様に、探触子1の素子面の法線方向である第1の方向D1の所定の深さに送信焦点を形成して、送信部2により第1の方向D1に向けて超音波ビームを送信し、反射波を探触子1の各素子で受信すると、図12(A)に示されるような素子データが得られる。この素子データには、第1の方向D1からの反射波H1と針Nからの反射波H2が含まれている。

また、シミュレーション処理部45におけるシミュレーション処理は、走査線上に位置する反射点からの反射波をシミュレーションによって生成するものであるので、シミュレーション処理を行うことにより、図12(B)に示されるように、第1の方向D1からの反射波H1を含むシミュレーションデータを生成することができる。

[0066] そこで、差分演算部46で素子データメモリ5に格納されている素子データとシミュレーション処理部45で生成されたシミュレーションデータの差分をとることにより、図12(C)に示されるように、針Nからの反射波H2を残しつつ、第1の方向D1からの反射波H1を除去した反射成分除去データが生成される。

このような反射成分除去データに対して、第2の方向D2に受信フォーカスを行うことにより、第1の方向D1からの反射波H1に影響されることなく、S/N比の優れた針画像を生成することができる。

[0067] 次に、図13のフローチャートを参照して実施の形態3の動作について説明する。図13のフローチャートは、図9に示した実施の形態2のフローチャートにおいて、ステップS12およびS13の代わりにステップS32およびS33を実行するもので、その他のステップは、図9のフローチャートと同様である。

まず、ステップS11で、それぞれの走査線に対し、第1の方向D1である探触子1の素子面の法線方向における所定の深さの送信焦点に送信フォーカスを実施して受信信号を取得し、受信部3により素子データが取得される

。同様にして、すべての走査線に対する素子データが取得され、素子データメモリ５に格納される。

[0068] 続くステップＳ３２で、素子データ処理部６Ｂのシミュレーション処理部４５により、第１の方向Ｄ１から生じる反射波Ｈ１を表すシミュレーションデータが生成される。

次に、ステップＳ３３で、素子データ処理部６Ｂの差分演算部４６により、素子データメモリ５に格納されている素子データとシミュレーション処理部４５で生成されたシミュレーションデータの差分が演算され、針Ｎからの反射波Ｈ２を残しつつ、第１の方向Ｄ１からの反射波Ｈ１を除去した反射成分除去データが生成される。このとき、差分演算において、素子データとシミュレーションデータのいずれか一方のデータ、あるいは双方のデータに重み付けして差分演算を行うようにしてもよい。

続くステップＳ１４で、差分演算部４６により生成された反射成分除去データに対し、針画像生成部７で、第２の方向Ｄ２である針Ｎに直交する方向に受信フォーカスを実施して針画像用のＢモード画像信号が生成され、画像メモリ３３に格納される。

[0069] さらに、ステップＳ１５で、素子データメモリ５に格納されている素子データに対し、組織画像生成部４で、第１の方向Ｄ１である探触子１の素子面の法線方向に受信フォーカスを実施して組織画像用のＢモード画像信号が生成され、画像メモリ２３に格納される。

そして、ステップＳ１６で、組織画像生成部４の画像メモリ２３に格納されている組織画像のＢモード画像信号と針画像生成部７の画像メモリ３３に格納されている針画像のＢモード画像信号が画像合成部８でラスタ変換され、各種の画像処理が施された後に互いに合成され、表示画像のＢモード画像信号が生成される。

この表示画像のＢモード画像信号は、画像合成部８から表示制御部９に出力され、組織画像と針画像が合成された超音波画像が表示部１０に表示される。

[0070] 素子データ処理部 6 B のシミュレーション処理部 4 5 により第 1 の方向 D 1 から生じる反射波 H 1 を表すシミュレーションデータが生成され、差分演算部 4 6 により第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 を除去した反射成分除去データが生成され、この反射成分除去データに対して、針画像生成部 7 の第 2 の受信フォーカス部 3 1 で第 2 の方向 D 2 に受信フォーカスを実施するので、超音波ビームの送信方向である第 1 の方向 D 1 とは異なる第 2 の方向 D 2 に受信フォーカスを行っても、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 に影響されることなく、S/N 比の優れた明瞭な針画像を生成することが可能となる。

[0071] なお、上記の実施の形態 1 ～ 3 では、画像合成部 8 で組織画像の B モード画像信号と針画像の B モード画像信号を合成して表示部 1 0 に表示したが、第 1 の方向 D 1 からの反射波 H 1 を除去した反射成分除去データをそのまま組織画像である B モード画像に合成して表示してもよい。

さらに、針画像は、2 値化画像、カラー表示等の各種の表示形式で表すこともできる。

また、針画像を組織画像と合成せずに、針画像のみを表示部 1 0 に表示してもよい。この場合も、B モード画像、反射成分除去データそのもの、2 値化画像、カラー表示等の各種の表示形式を用いることができる。

## 符号の説明

[0072] 1 探触子、2 送信部、3 受信部、4 組織画像生成部、5 素子データメモリ、6, 6 A, 6 B 素子データ処理部、7 針画像生成部、8 画像合成部、9 表示制御部、1 0 表示部、1 1 制御部、1 2 操作部、1 3 格納部、2 1 第 1 の受信フォーカス部、2 2, 3 2 検波処理部、2 3, 3 3 画像メモリ、3 1 第 2 の受信フォーカス部、4 1, 4 3, 4 6 差分演算部、4 2 重ね合わせ処理部、4 4 遅延時間算出部、4 5 シミュレーション処理部、D 1 第 1 の方向、D 2 第 2 の方向、F 1 第 1 の送信焦点、F 2 第 2 の送信焦点、C 反射点、R 0, R 1, R 2 経路、R A 受信開口、T 中心に位置する素子、N 針、 $\theta$  穿刺角度、S 被検体。

## 請求の範囲

- [請求項1] 配列された複数の素子を有する探触子と、  
前記探触子の前記複数の素子から第1の方向に送信フォーカスを実施して超音波ビームを送信する送信部と、  
前記送信部から送信された超音波ビームにより生じる超音波エコーを受信した前記探触子の前記複数の素子から出力される受信信号を処理して素子データを生成する受信部と、  
前記素子データに対して前記第1の方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成する素子データ処理部と、  
前記素子データに対し受信フォーカスを行って超音波画像を生成する画像生成部と、  
前記素子データ処理部で生成された前記反射成分除去データに対し、前記第1の方向とは異なる第2の方向に受信フォーカスを行って前記第2の方向に沿った画像信号を生成するように前記画像生成部を制御する制御部と  
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。
- [請求項2] 前記送信部は、前記第1の方向の互いに位置の異なる少なくとも2つの焦点を形成して複数の超音波ビームを順次送信し、  
前記素子データ処理部は、前記複数の超音波ビームにそれぞれ対応して前記受信部で生成された複数の素子データから前記反射成分除去データを生成する請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項3] 前記素子データ処理部は、前記複数の素子データの差分をとることにより前記反射成分除去データを生成する請求項2に記載の超音波診断装置。
- [請求項4] 前記素子データ処理部は、前記複数の素子データの差分をとる際に、前記複数の素子データのうちのいずれかの素子データ、あるいは、前記複数の素子データに対して重み付けした上で差分をとる請求項3に記載の超音波診断装置。

- [請求項5] 前記素子データ処理部は、連続する所定数の走査線にそれぞれ対応して前記受信部で生成された前記所定数の素子データを位相合わせして互いに重ね合わせることにより前記第1の方向から生じる反射成分を強調した重ね合わせ処理済みデータを生成し、前記重ね合わせ処理済みデータを用いて前記反射成分除去データを生成する請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項6] 前記素子データ処理部は、前記受信部で生成された前記複数の素子による前記素子データと前記重ね合わせ処理済みデータとの差分をとることにより前記反射成分除去データを生成する請求項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、前記受信部で生成された前記複数の素子による前記素子データと前記重ね合わせ処理済みデータとの差分をとる際に、いずれか一方のデータ、あるいは、双方のデータに対して重み付けした上で差分をとる請求項6に記載の超音波診断装置。
- [請求項8] 前記素子データ処理部は、シミュレーションにより前記第1の方向から生じる反射波を表すシミュレーションデータを生成し、前記シミュレーションデータを用いて前記反射成分除去データを生成する請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項9] 前記素子データ処理部は、前記受信部で生成された前記複数の素子による前記素子データと前記シミュレーションデータとの差分をとることにより前記反射成分除去データを生成する請求項8に記載の超音波診断装置。
- [請求項10] 前記素子データ処理部は、前記受信部で生成された前記複数の素子による前記素子データと前記シミュレーションデータとの差分をとる際に、いずれか一方のデータ、あるいは、双方のデータに対して重み付けした上で差分をとる請求項9に記載の超音波診断装置。
- [請求項11] 前記画像生成部は、  
前記素子データに対し、前記第1の方向に受信フォーカスを行って

前記第 1 の方向に沿った組織撮像用の画像信号を生成する組織画像生成部と、

前記反射成分除去データに対し、前記第 2 の方向に受信フォーカスを行って前記第 2 の方向に沿った針撮像用の画像信号を生成する針画像生成部と

を有する請求項 1 ～ 1 0 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

[請求項 12] 前記組織画像生成部で生成された前記組織撮像用の画像信号と前記針画像生成部で得られた前記針撮像用の画像信号とを互いに合成する画像合成部をさらに備えた請求項 1 1 に記載の超音波診断装置。

[請求項 13] 前記画像合成部で合成された画像信号を表示する表示部を備えた請求項 1 2 に記載の超音波診断装置。

[請求項 14] 前記画像生成部で生成された超音波画像を表示する表示部を備えた請求項 1 ～ 1 1 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

[請求項 15] 探触子の複数の素子から第 1 の方向に送信フォーカスを実施して超音波ビームを送信し、

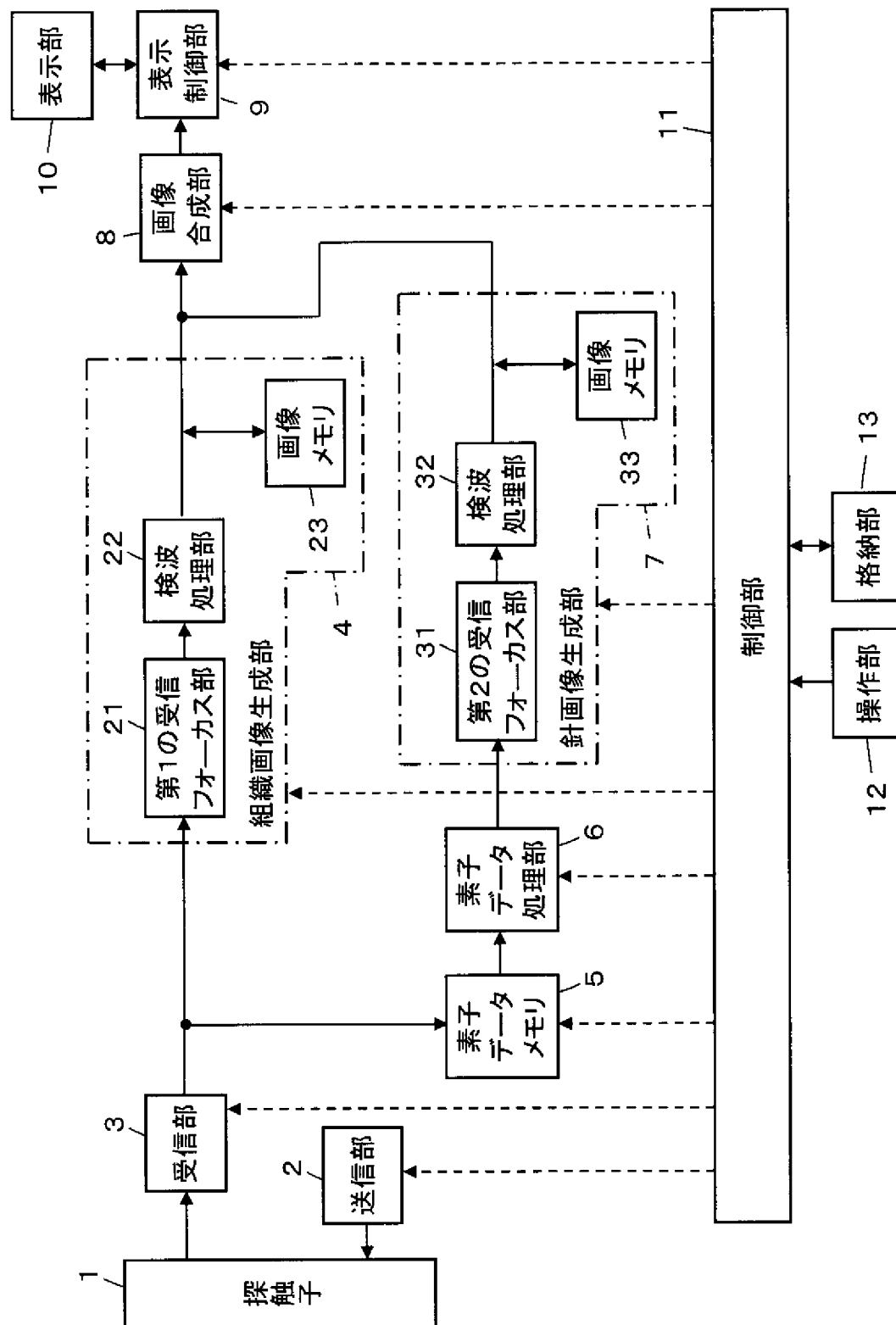
前記超音波ビームにより生じる超音波エコーを受信した前記探触子の前記複数の素子から出力される受信信号を処理して素子データを生成し、

前記素子データに対して前記第 1 の方向から生じる反射成分を除去して反射成分除去データを生成し、

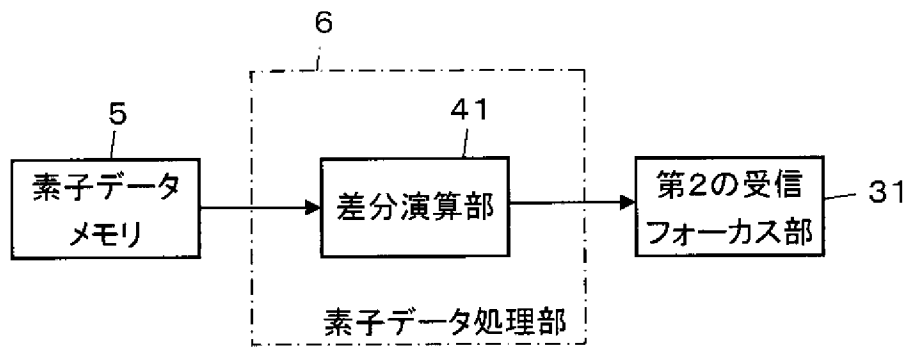
前記反射成分除去データに対し、前記第 1 の方向とは異なる第 2 の方向に受信フォーカスを行って前記第 2 の方向に沿った超音波画像を生成する

ことを特徴とする超音波画像生成方法。

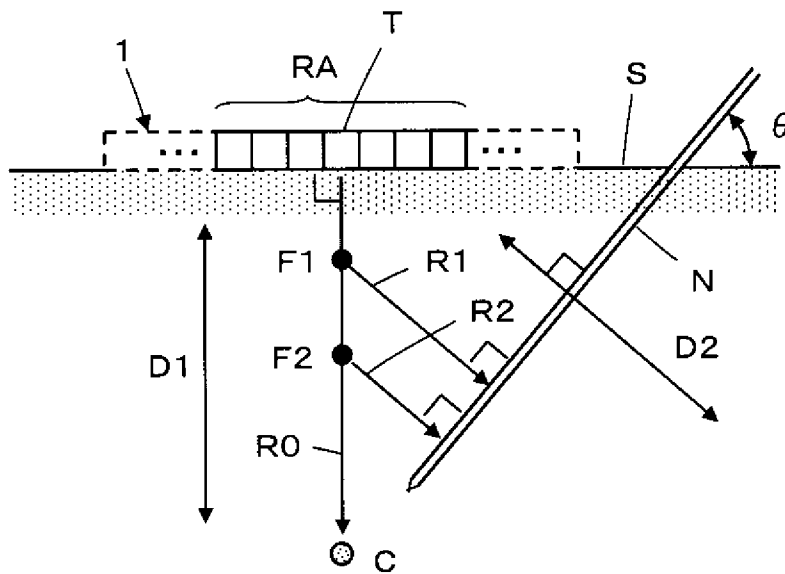
[図1]



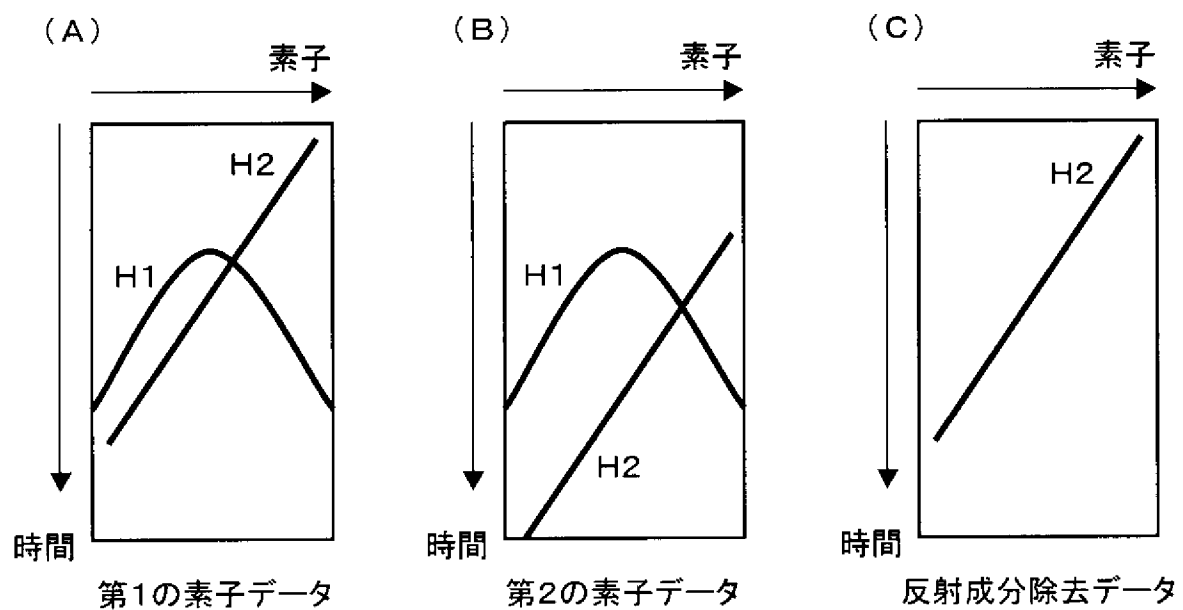
[図2]



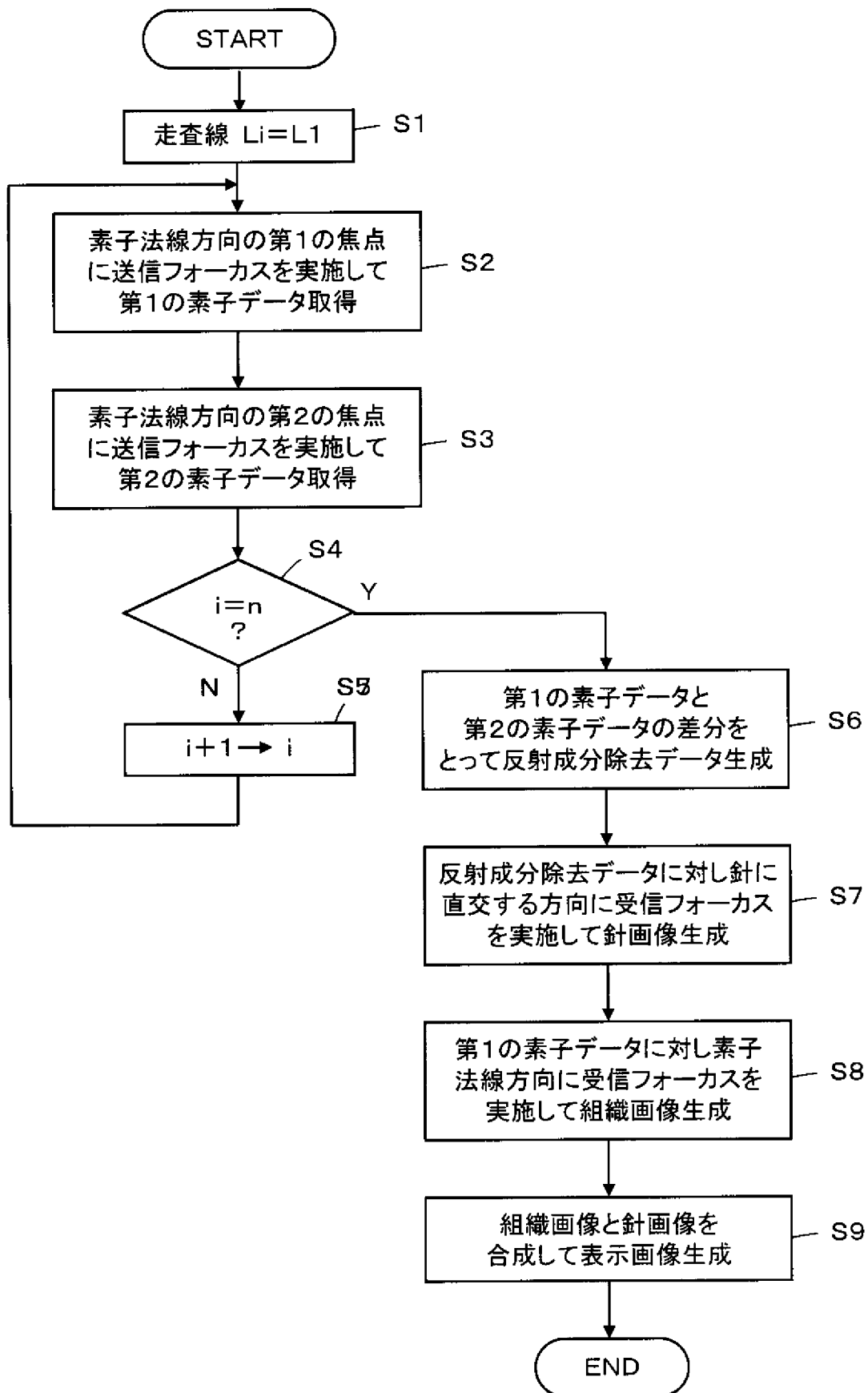
[図3]



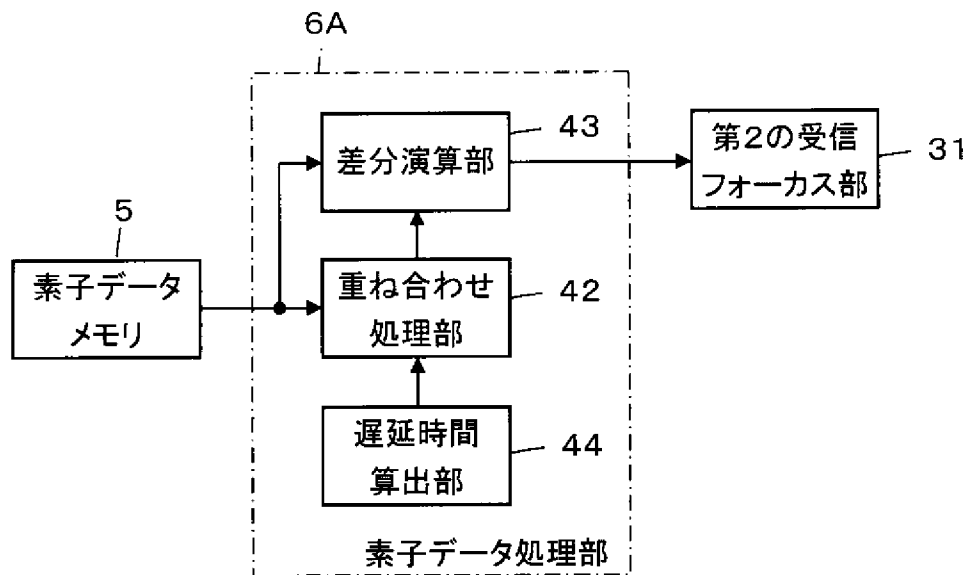
[図4]



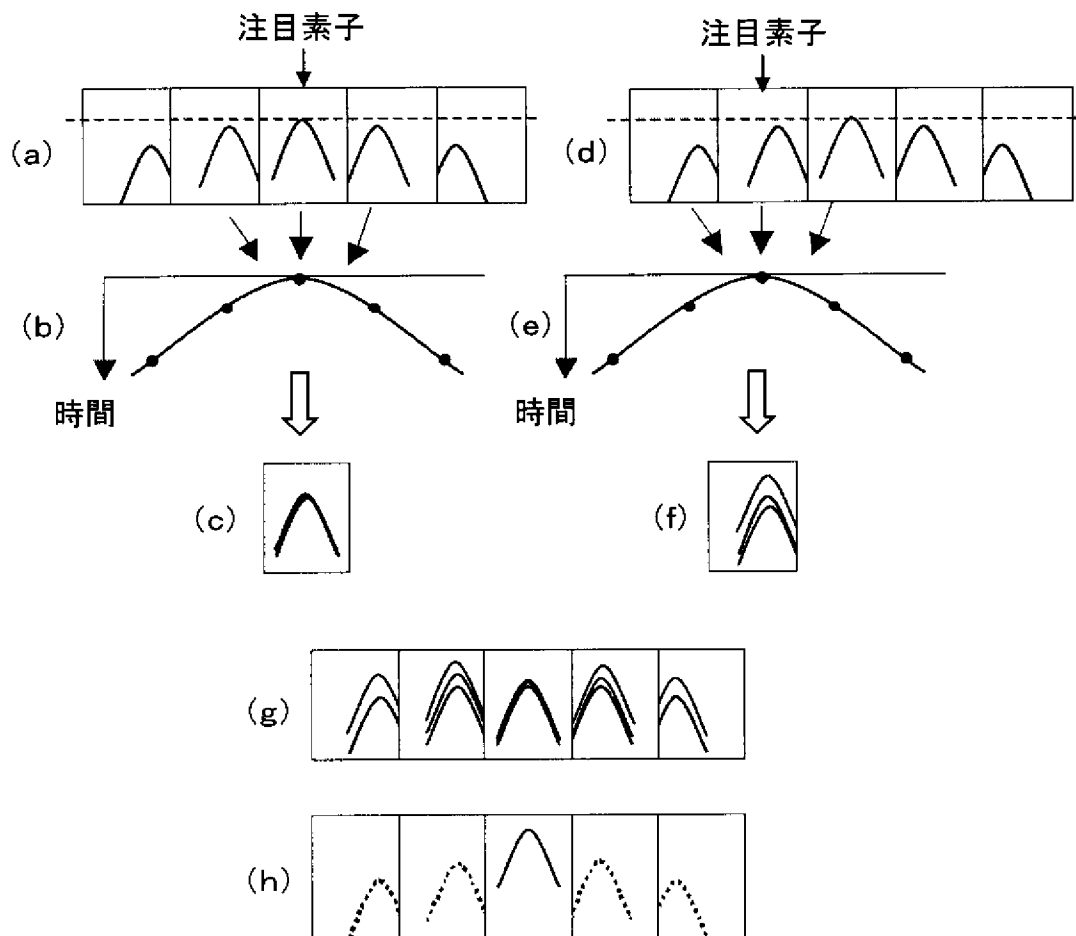
[図5]



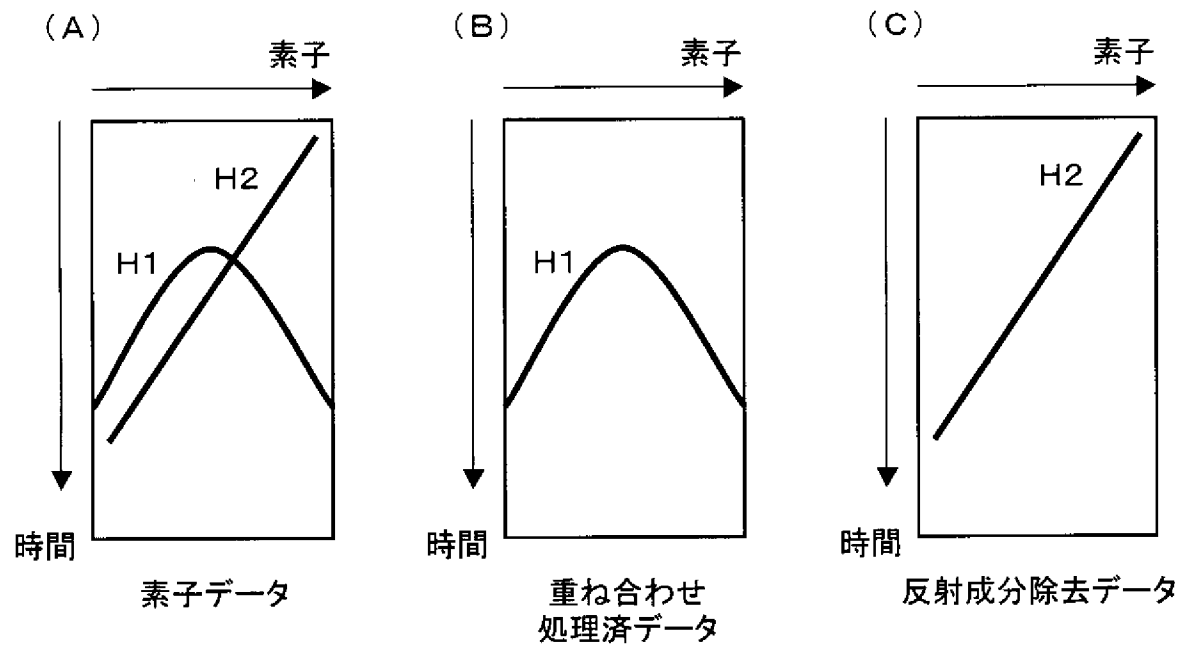
[図6]



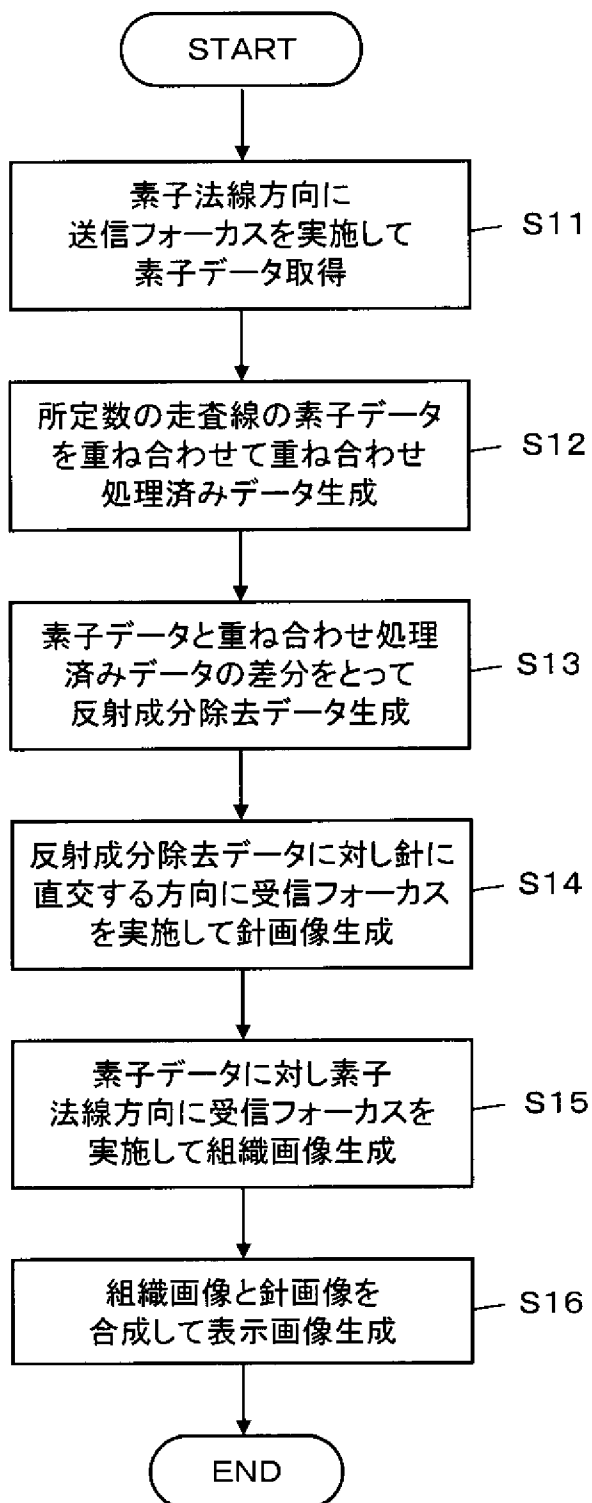
[図7]



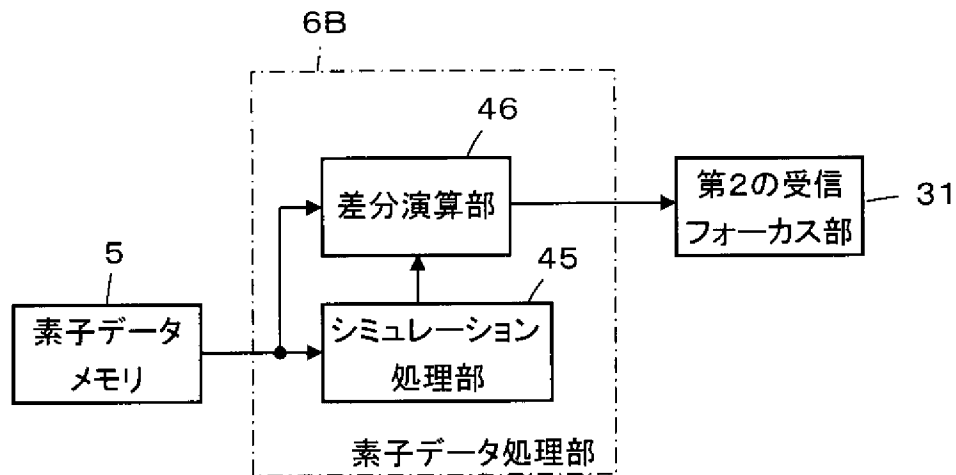
[図8]



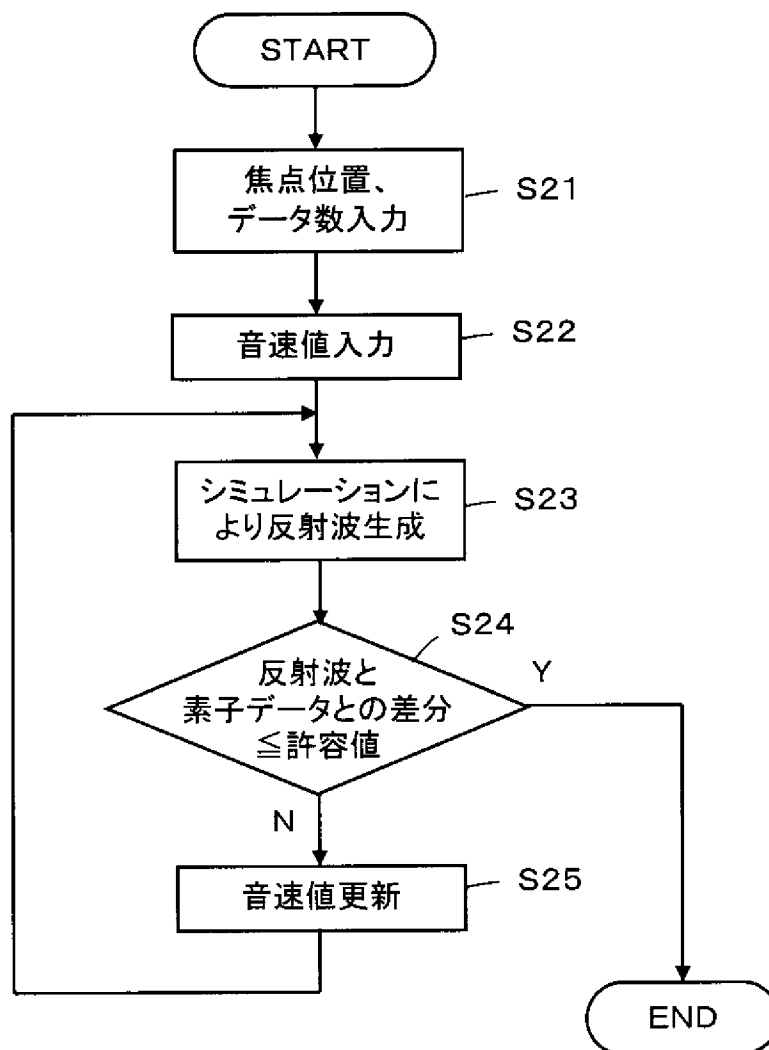
[図9]



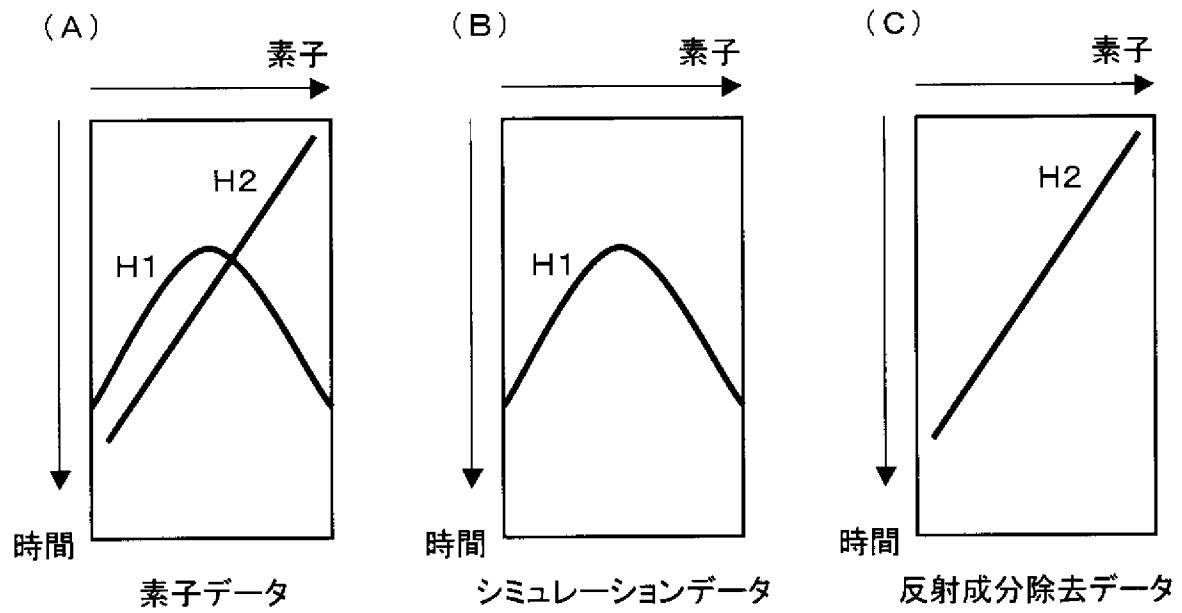
[図10]



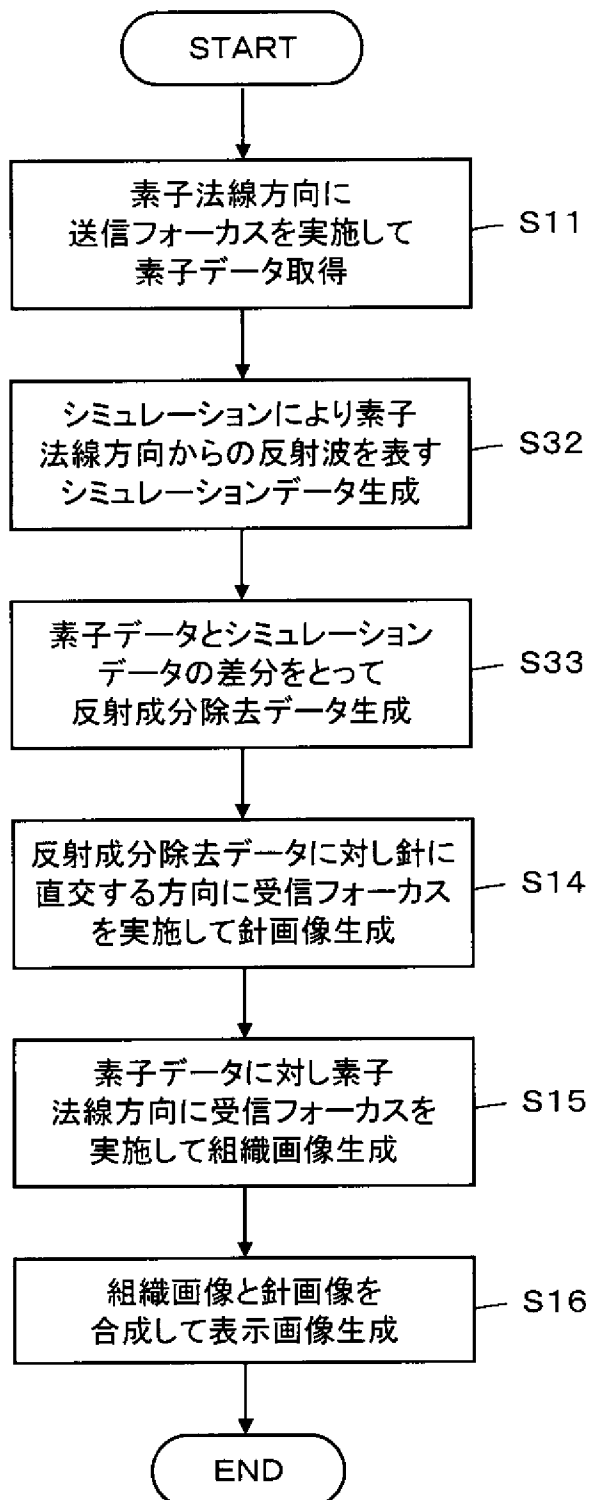
[図11]



[図12]



[図13]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/060963

## 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 | 1996-2014 |
| Kokai Jitsuyo Shinan Koho | 1971-2014 | Toroku Jitsuyo Shinan Koho | 1994-2014 |

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. |
|-----------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|
| A         | JP 2012-034717 A (Fujifilm Corp.),<br>23 February 2012 (23.02.2012),<br>entire text; all drawings<br>& US 2012/0035477 A1 & CN 102342850 A | 1-14                  |
| A         | JP 2012-245092 A (Toshiba Corp.),<br>13 December 2012 (13.12.2012),<br>entire text; all drawings<br>(Family: none)                         | 1-14                  |
| A         | US 2002/0173719 A1 (Danhua ZHAO et al.),<br>21 November 2002 (21.11.2002),<br>entire text; all drawings<br>(Family: none)                  | 1-14                  |

☐

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

28 May, 2014 (28.05.14)

Date of mailing of the international search report

10 June, 2014 (10.06.14)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2014/060963

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 15  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
(See extra sheet)
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2014/060963

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

The invention set forth in the above claim pertains to "a method for treatment of the human or animal body by surgery or therapy" and thus relates to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and [Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT], to search (the point that the embodiment of the method described in the above claim involves a step for using a needle in the human body shall be taken into consideration).

## 第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 15 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。  
つまり、  
上記請求項に記載される発明は「手術又は治療による人体又は動物の体の処置方法」に関するものであって、PCT17条(2)(a)(i)及び「PCT規則39.1(iv)」の規定により、この国際調査機関が国際調査をすることを要しない対象に係るものである（上記請求項に記載される方法の実施中には、人体内で針を使用する工程が含まれる点に留意のこと）。
2. ☐ 請求項 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

## 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   | 1922-1996年 |
| 日本国公開実用新案公報 | 1971-2014年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2014年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2014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<br>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<br>請求項の番号 |
|-----------------|-------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| A               | JP 2012-034717 A（富士フイルム株式会社）2012.02.23, 全文、全図 & US 2012/0035477 A1 & CN 102342850 A | 1-14           |
| A               | JP 2012-245092 A（株式会社東芝）2012.12.13, 全文、全図（ファミリーなし）                                  | 1-14           |
| A               | US 2002/0173719 A1（Danhua ZHAO et al.）2002.11.21, 全文、全図（ファミリーなし）                    | 1-14           |

☐ 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

「&amp;」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

28.05.2014

国際調査報告の発送日

10.06.2014

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）

後藤 順也

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

3101