

(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 2015/029490 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/060954
- (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 2013-175955 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: 勝山 公人(KATSUYAMA Kimito); 〒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.

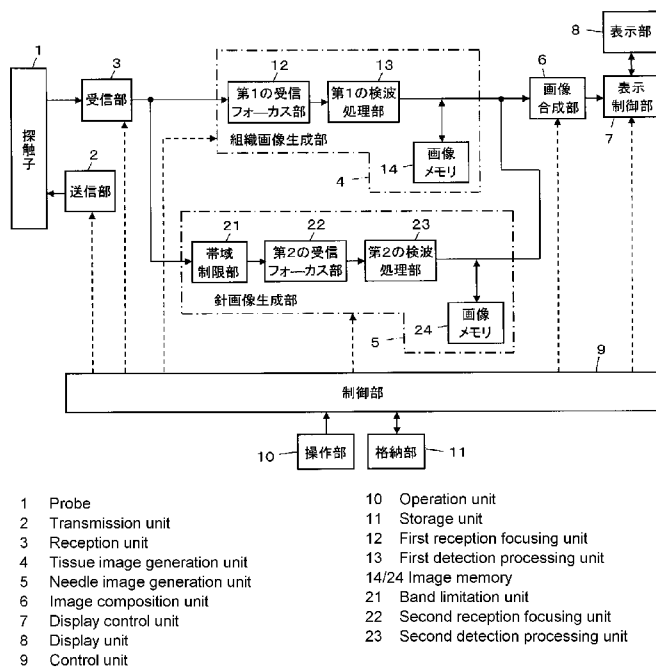
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, 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 ULTRASONIC 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: In the present invention, an ultrasonic diagnostic device is provided with: a probe provided with a plurality of elements that generate and transmit ultrasonic waves and that also receive ultrasonic waves reflected from a subject; a transmission unit that transmits an ultrasonic beam from the plurality of elements of the probe toward the subject; an image generation unit that conducts reception focusing with regard to received signals that are the ultrasonic waves reflected from the subject and received by the plurality of elements of the probe, and that generates an ultrasonic image; and a control unit that controls the image generation unit such that, when reception focusing is conducted in a direction that differs from the direction normal to the elements that constitute the reception openings of the probe, from among the received signals only signals in a prescribed low frequency band are used, and an ultrasonic image is generated for the direction that differs from the normal direction.

(57) 要約: 超音波診断装置は、超音波を発生して送信すると共に被検体から反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子と、探触子の複数の素子から被検体に向けて超音波ビームを送信する送信部と、被検体から反射した超音波を探触子の複数の素子で受

信した受信信号に対し、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、探触子の受信開口を構成する素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行う際に、受信信号のうち所定の低周波数帯域の信号のみを用いて法線方向とは異なる方向の超音波画像の生成を行うように画像生成部を制御する制御部とを備えている。

WO 2015/029490 A1

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、探触子の複数の素子から超音波ビームを送信した際に、素子の法線方向に対して斜め方向から反射してくる超音波エコーを受信し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、探触子の複数の素子は、それぞれ、所定の面積の超音波送受信面を有しているため、超音波送受信面の法線方向に送受信される超音波の強度に比べて、法線方向からずれる程、その方向に送受信される超音波の強度は低下する、すなわち、指向性を有することが知られている。

このため、針に直交させようとして、探触子の法線方向からずれた方向に受信フォーカスを実施して針の超音波画像を生成しても、その方向の針に対して探触子の各素子から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いため、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という問題点があった。

[0007] 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、探触子の素子の法線方向からずれた方向に対し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

[0008] この発明に係る超音波診断装置は、超音波を発生して送信すると共に被検体から反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子と、探触子の複数の素子から被検体に向けて超音波ビームを送信する送信部と、被検体から反射した超音波を探触子の複数の素子で受信した受信信号に対し、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、探触子の受信開口を構成する素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行う際に、受信信号のうち所定の低周波数帯域の信号のみを用いて法線方向とは異なる方向の超音波画像の生成を行う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。

[0009] 画像生成部は、受信信号に対し、探触子の受信開口を構成する素子の法線方向に受信フォーカスを行って法線方向に沿った画像信号を生成する第1の画像生成部と、受信信号に対し、探触子の受信開口を構成する素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行うと共に所定の低周波数帯域の信号のみを用いて素子の法線方向とは異なる方向の画像信号を生成する第2の画像生成部とを有するように構成することができる。

[0010] 画像生成部は、所定の低周波数帯域に制限した検波を行う検波処理部を含むことができる。

第1の画像生成部で生成された画像信号と第2の画像生成部で生成された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。

[0011] また、探触子の複数の素子から互いに方向の異なる複数の走査線に沿って順次超音波の送受信を行うセクタ走査の際に、制御部は、それぞれの走査線の方に受信フォーカスを行うと共に走査線の方と探触子の受信開口を構成する素子の法線方向との間の角度が大きいほど、低周波数の信号のみを用いて超音波画像を生成するように画像生成部を制御するように構成することもできる。

[0012] この場合、画像生成部は、走査線の方と探触子の受信開口を構成する素子の法線方向との間の角度が大きいほど、低い中心周波数を有する低周波数

帯域に制限した検波を行う検波処理部を含むことができる。

[0013] 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被検体に向けて超音波ビームを送信し、被検体から反射した超音波を探触子の複数の素子で受信した受信信号に対し、探触子の受信開口を構成する素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行い、受信信号のうち所定の低周波数帯域の信号のみを用いて法線方向とは異なる方向の超音波画像の生成を行う方法である。

発明の効果

[0014] この発明によれば、探触子の受信開口を構成する素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行う際に、受信信号のうち所定の低周波数帯域の信号のみを用いて法線方向とは異なる方向の超音波画像の生成を行うように画像生成部が制御されるので、探触子の素子の法線方向からずれた方向に対し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

[0015] [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における超音波の送受信の様子を示す図である。

[図3]実施の形態1の動作を示すフローチャートである。

[図4]穿刺された針を撮像した超音波画像を示し、(A)は周波数帯域を制限することなく受信フォーカスを行った画像、(B)は低周波数帯域に制限して受信フォーカスを行った画像である。

[図5]実施の形態1の変形例において用いられる針画像生成部の構成を示すブロック図である。

[図6]実施の形態1の他の変形例において用いられる針画像生成部の構成を示すブロック図である。

[図7]実施の形態2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8]実施の形態2における超音波の送受信の様子を示す図である。

[図9]実施の形態2の動作を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0016] 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（第 1 の画像生成部）4 と針画像生成部（第 2 の画像生成部）5 が並列に接続され、これら組織画像生成部 4 および針画像生成部 5 に画像合成部 6 が接続され、さらに、画像合成部 6 に表示制御部 7 を介して表示部 8 が接続されている。

送信部 2、受信部 3、組織画像生成部 4、針画像生成部 5、画像合成部 6 および表示制御部 7 に制御部 9 が接続され、制御部 9 に操作部 10 と格納部 11 がそれぞれ接続されている。

[0017] 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 12 と、第 1 の受信フォーカス部 12 に順次接続された第 1 の検波処理部 13 および画像メモリ 14 を含んでおり、第 1 の検波処理部 13 および画像メモリ 14 が画像合成部 6 に接続されている。

一方、針画像生成部 5 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、帯域制限部 21 を有する他は、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 5 は、受信部 3 に接続された帯域制限部 21 と、帯域制限部 21 に順次接続された第 2 の受信フォーカス部 22、第 2 の検波処理部 23 および画像メモリ 24 を含んでおり、第 2 の検波処理部 23 および画像メモリ 24 が画像合成部 6 に接続されている。

[0018] 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、PVD（

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。

[0019] 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。

[0020] 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9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の複数の素子から送信される超音波が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。

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、デジタル化する。

[0021] 組織画像生成部4の第1の受信フォーカス部12は、受信部3で増幅され且つデジタル化された受信信号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組織撮像用の音線信号が生成される。

[0022] 第1の検波処理部13は、第1の受信フォーカス部12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6に出力する、あるいは、画像メモリ14に格納する。

[0023] 針画像生成部5の帯域制限部21は、受信部3で増幅され且つデジタル化された受信信号を予め設定された所定の低周波数帯域の信号に制限する。すなわち、受信部3で得られた受信信号のうち、所定の低周波数帯域の信号の

みが抽出される。

第2の受信フォーカス部22は、帯域制限部21で所定の低周波数帯域の信号に制限された受信信号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針撮像用の音線信号が生成される。

[0024] 第2の検波処理部23は、第2の受信フォーカス部22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6に出力する、あるいは、画像メモリ24に格納する。

[0025] 画像合成部6は、組織画像生成部4の第1の検波処理部13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の第2の検波処理部23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7は、画像合成部6で合成されたBモード画像信号に基づいて、表示部8に超音波画像を表示させる。

表示部8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7の制御の下で、超音波画像を表示する。

[0026] 制御部9は、操作者により操作部10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10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11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、組織画像生成部４の第１の受信フォーカス部１２および第１の検波処理部１３と、針画像生成部５の帯域制限部２１、第２の受信フォーカス部２２および第２の検波処理部２３と、画像合成部６および表示制御部７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。

[0027] 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２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 θ で針Ｎが穿刺されるものとする。

まず、探触子１の直下に位置する被検体Ｓの組織を撮像する際には、送信部２により、探触子１から各素子の法線方向Ｄ１に向けて超音波ビームが送信される。そして、超音波エコーを受信した探触子１の複数の素子で得られる受信信号に対し、第１の受信フォーカス部１２により、法線方向Ｄ１に受信フォーカスが行われ、さらに、第１の検波処理部１３により、検波が実施される。

[0028] 一方、針Ｎを撮像する際には、送信部２により、探触子１から針Ｎに直交する方向Ｄ２に向けて超音波ビームが送信される。このとき、針Ｎに直交する方向Ｄ２は、針Ｎの穿刺角度 θ だけ法線方向Ｄ１から傾斜する方向として表される。そして、超音波エコーを受信した探触子１の複数の素子で得られる受信信号が、針画像生成部５の帯域制限部２１で予め設定された所定の低周波数帯域の信号に制限された後、第２の受信フォーカス部２２により、針Ｎに直交する方向Ｄ２に受信フォーカスが行われ、さらに、第２の検波処理部２３により、検波が実施される。

なお、超音波ビームの送信方向と受信フォーカスの方向を、必ずしも、探触子１から針Ｎに直交する方向Ｄ２にする必要はなく、法線方向Ｄ１よりも針Ｎに向いた方向、すなわち、法線方向Ｄ１よりも針Ｎとなす角度が直角に近い方向であればよい。

[0029] ここで、素子の超音波送受信面の面積を同一とすると、超音波の指向性は、超音波の周波数に応じて変化し、周波数が高くなるほど指向性が高く、周

波数が低いほど指向性も低くなることが知られている。すなわち、各素子が超音波エコー信号を受信したときに、超音波送受信面の法線方向の信号強度に対する、法線方向とは異なる方向の信号強度の比は、超音波の周波数が低いほど、大きくなる。

このため、針Nに直交する方向D 2あるいは法線方向D 1よりも針Nに向いた方向に受信フォーカスを行う際に、低周波数帯域の信号に制限して針Nを撮像することにより、素子の法線方向D 1の信号強度に対して針Nに直交する方向D 2あるいは法線方向D 1よりも針Nに向いた方向の信号強度の比を大きくして、明瞭な超音波画像を生成することができる。

[0030] なお、図2に示したように、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D 1が互いに平行となるが、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D 1が互いに異なることとなる。この場合、図2に示されるように、受信開口RAを構成する複数の素子のうち、中心に位置する素子Tの法線方向D 1から穿刺角度 θ だけ傾斜した方向D 2に受信フォーカスを行うこととなる。

[0031] 次に、図3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、探触子1の素子の法線方向D 1と針Nに直交する方向D 2にそれぞれn本の走査線L 1～L nを設定して走査を行うことにより、法線方向D 1の組織画像と針Nに直交する方向D 2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に対応して探触子1の素子の法線方向に送信フォーカスを実施し、受信信号を取得する。

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素子の法線方向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る。そして、被検体からの超音波エコーを

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、デジタル化される。

- [0032] 続くステップ S 3 で、受信信号が受信部 3 から組織画像生成部 4 に出力され、受信信号に対して素子の法線方向に受信フォーカスを実施して走査線 L 1 に対応する組織画像 A 1 が生成される。

すなわち、第 1 の受信フォーカス部 1 2 で、素子の法線方向に受信フォーカスが行われるように、受信信号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て、第 1 の検波処理部 1 3 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る。この B モード画像信号は、画像メモリ 1 4 に格納される。

- [0033] 次に、ステップ S 4 で、第 1 番目の走査線 L 1 に対応して探触子 1 の素子から針 N に直交する方向に送信フォーカスを実施し、受信信号を取得する。

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針 N に直交する方向に送信フォーカスを実施されて超音波ビームが送信される。針 N に直交する方向は、図 2 に示されるように、素子の法線方向 D 1 から針 N の穿刺角度 θ だけ傾斜した方向 D 2 として表すことができる。例えば、操作者により操作部 1 0 から入力された針 N の穿刺角度 θ の情報が、制御部 9 を介して送信部 2 に伝送され、送信部 2 により針 N に直交する方向 D 2 に対応する送信遅延パターンが選択されて送信フォーカスが実施される。

そして、被検体からの超音波エコー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、デジタル化される。

- [0034] 続くステップ S 5 で、受信信号が受信部 3 から針画像生成部 5 に出力され、所定の低周波数帯域の信号に制限された後、針 N に直交する方向 D 2 に受信フォーカスを実施して第 1 番目の走査線 L 1 に対応する針画像 B 1 が生成される。

すなわち、受信部 3 で増幅され且つデジタル化された受信信号は、針画像

生成部 5 の帯域制限部 2 1 で予め設定された所定の低周波数帯域の信号に制限された後、第 2 の受信フォーカス部 2 2 で、針 N に直交する方向 D 2 に受信フォーカスが行われるように、受信信号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て、第 2 の検波処理部 2 3 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る。

[0035] 受信部 3 で得られた受信信号から帯域制限部 2 1 により抽出された所定の低周波数帯域の信号のみが、第 2 の受信フォーカス部 2 2 に入力されて受信フォーカスが実施され、これにより生成された針撮像用の音線信号が第 2 の検波処理部 2 3 に入力される。このため、針 N に直交する方向 D 2 の明瞭な B モード画像信号を生成することができる。

第 2 の検波処理部 2 3 で生成された B モード画像信号は、画像メモリ 2 4 に格納される。

[0036] なお、針画像生成部 5 に比べて組織画像生成部 4 では、受信信号の帯域が制限されることなく、受信部 3 で得られた受信信号がそのまま第 1 の受信フォーカス部 1 2 に入力されて受信フォーカスが実施され、これにより生成された組織撮像用の音線信号が第 1 の検波処理部 1 3 に入力されるので、第 1 の検波処理部 1 3 では、針画像生成部 5 における所定の低周波数帯域よりも高い周波数帯域にまで広がった広帯域信号に対して検波が実施されることとなる。このため、分解能に優れた組織画像の B モード画像信号が生成される。

[0037] このようにして、第 1 番目の走査線 L 1 に対応する組織画像 A 1 の B モード画像信号および針画像 B 1 の B モード画像信号が、それぞれ画像メモリ 1 4 および 2 4 に格納されると、ステップ S 6 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 ~ L n について組織画像と針画像の生成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 7 に進み、 i の値

を「1」だけ増加させて「2」とした後、ステップS2に戻る。そして、ステップS2～S5により、第2番目の走査線L2に対応する組織画像A2のBモード画像信号および針画像B2のBモード画像信号が、それぞれ生成されて画像メモリ14および24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S2～S5が繰り返される。

[0038] このようにして、 n 本のすべての走査線L1～Lnについて組織画像と針画像のBモード画像信号の生成が完了すると、ステップS6からステップS8に進み、組織画像生成部4の画像メモリ14に格納されている組織画像A1～AnのBモード画像信号と針画像生成部5の画像メモリ24に格納されている針画像B1～BnのBモード画像信号が画像合成部6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、表示制御部7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8に表示される。

なお、針Nに直交する方向D2に走査線を設定して針画像を生成したが、これに限らず、素子の法線方向D1よりも針Nに向いた方向に走査線を設定して針画像を生成することもできる。

[0039] 図4に、穿刺された針を撮像した針画像を示す。図4(A)は6MHz付近に中心周波数を有する受信信号に対し、帯域制限部21により周波数を制限することなく、検波を実施して生成した画像であり、図4(B)は受信部3で得られた受信信号を帯域制限部21で3MHz以下の低周波数帯域に制限して検波を実施して生成した画像である。図4(A)の画像では、針の存在を確認することが困難であるが、低周波数帯域の信号に制限して検波を実施した図4(B)の画像では、針が明瞭に描出されているのがわかる。

[0040] 上記の実施の形態1では、ステップS4で、針Nに直交する方向D2に送信フォーカスを実施して針画像用の受信信号を取得したが、これに限るものではなく、ステップS2で素子の法線方向D1に送信フォーカスを実施して

取得した受信信号を、組織画像だけでなく、針画像の生成にも利用することができる。

すなわち、それぞれの走査線 L_i について、素子の法線方向 D_1 に送信フォーカスを実施して取得した受信信号に対し、針 N に直交する方向 D_2 あるいは針 N に向いた方向に受信フォーカスを実施して針画像 B_i を生成してもよい。

このようにすれば、それぞれの走査線 L_i に対して、1回の送信で済むため、フレームレートの向上を図ることができる。

[0041] このとき、素子の法線方向 D_1 だけでなく針 N に向かう方向にまで放射状に広がる超音波ビームを探触子1から送信してもよく、また、送信開口の前方すなわち被検体内に収束するような、あるいは、送信開口の後方に収束するような超音波ビームを送信してもよい。さらに、平面波の超音波ビームを送信することもできる。

また、同一の受信信号に対し、素子の法線方向 D_1 よりも針 N となす角度が大きな複数の異なる方向に受信フォーカスを実施して、複数の針画像 B_i を生成し、これらの中から針 N がもっとも明瞭に描出された画像を選択してもよい。この場合、複数の異なる方向のうち、素子の法線方向 D_1 からのずれが大きな方向ほど、低い低周波数帯域の信号に受信信号を制限することが好ましい。

[0042] なお、上記の実施の形態1では、図1に示したように、針画像生成部5の帯域制限部21が受信部3に接続され、受信部3で得られた受信信号を所定の低周波数帯域の信号に制限したが、これに限るものではなく、図5に示される針画像生成部5Aのように、第2の受信フォーカス部22と第2の検波処理部23の間に帯域制限部21を接続してもよい。この場合、受信部3で得られた受信信号に対し、周波数帯域を制限することなく、第2の受信フォーカス部22で受信フォーカスを実施して針撮像用の音線信号が生成され、この音線信号を帯域制限部21が所定の低周波数帯域の音線信号に制限する。このようにしても、続く第2の検波処理部23により、所定の低周波数帯

域の信号のみを用いて検波が実施され、明瞭な針画像を生成することができる。

[0043] また、図6に示されるように、帯域制限部21を有しない針画像生成部5Bを用い、第2の検波処理部23Bが、検波の参照周波数を所定の低周波数帯域の中心周波数に設定し、カットオフ周波数も合わせて調整することで、第2の受信フォーカス部22で生成された音線信号に対し、所定の低周波数帯域の信号のみを用いた検波を実施することもできる。

[0044] さらに、図3におけるステップS2およびS3を省略して、組織画像の生成を行わずに、針画像のみを生成し、表示するように構成することもできる。

また、この実施の形態1は、被検体内に穿刺された針Nを明瞭に描出するケースに限らず、針Nのように正反射を呈して描出が困難な被写体に広く適用することができる。例えば、生体内の骨、筋肉、腱等を撮像する場合にも、明瞭な超音波画像を生成することが可能となる。

[0045] 実施の形態2

図7に、実施の形態2に係る超音波診断装置の構成を示す。この超音波診断装置は、特にセクタ走査に対応して構成されたもので、図1に示した実施の形態1の超音波診断装置において、組織画像生成部4と針画像生成部5の代わりに、1つの画像生成部30を受信部3と画像合成部6の間に接続したものである。

画像生成部30は、受信部3に接続された帯域制限部31と、帯域制限部31に順次接続された受信フォーカス部32、検波処理部33および画像メモリ34を含んでおり、検波処理部33および画像メモリ34が画像合成部6に接続されている。

[0046] 帯域制限部31は、実施の形態1における帯域制限部21と同様に、受信部3で増幅され且つデジタル化された受信信号を低周波数帯域の信号に制限するが、制御部9による制御の下、セクタ走査のそれぞれの走査線に応じて、受信部3で得られた受信信号を、走査線の方角と探触子1の受信開口の中

心に位置する素子の法線方向との間の角度が大きくなるほど、低い中心周波数を有する低周波数帯域の信号に制限する。

[0047] 受信フォーカス部32は、帯域制限部31で低周波数帯域の信号に制限された受信信号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音線信号が生成される。

検波処理部33は、受信フォーカス部32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、走査線に対応したBモード画像信号を生成し、画像合成部6に出力する、あるいは、画像メモリ34に格納する。

[0048] 画像合成部6は、それぞれの走査線に対応するBモード画像信号を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て表示画像のBモード画像信号を生成する。

[0049] この実施の形態2における超音波の送受信の方法について説明する。図8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、セクタ走査が行われるものとする。すなわち、探触子1の複数の素子から互いに方向の異なる複数の走査線 L_i に沿って順次超音波の送受信が行われる。

各素子の法線方向 D_1 に対する走査線 L_i の角度を θ_i とすると、送信部2により、それぞれの走査線 L_i に沿った方向すなわち法線方向 D_1 に対して角度 θ_i の方向に超音波ビームが送信される。そして、超音波エコーを受信した探触子1の複数の素子で得られる受信信号に対し、受信フォーカス部32により、走査線 L_i の方向に受信フォーカスが行われ、帯域制限部31により、法線方向 D_1 からの角度 θ_i が大きくなるほど、低い中心周波数を有する低周波数帯域の信号に制限された後、検波処理部33により検波が実施される。

これにより、セクタ走査において、素子の法線方向 D_1 からずれた方向に

対しても明瞭な超音波画像を生成することができる。

[0050] なお、図8に示したように、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D1が互いに平行となるが、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D1が互いに異なることとなる。この場合、受信開口RAを構成する複数の素子のうち、中心に位置する素子Tの法線方向D1からの角度 θ_i が大きくなるほど、低い中心周波数を有する低周波数帯域の信号に対して検波を行うこととなる。

[0051] 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。

実施の形態2では、探触子1の複数の素子から互いに方向の異なるn本の走査線L1～Lnに沿って順次超音波の送受信が行われるものとする。

まず、ステップS11で、走査線LiをL1に初期化し、ステップS12で、第1番目の走査線L1に沿った方向に送信フォーカスを実施し、受信信号を取得する。

すなわち、送信部2から供給される駆動信号に従い、第1番目の走査線L1に対応する送信開口を構成する複数の素子から走査線L1に沿った方向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る。そして、被検体からの超音波エコー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、デジタル化される。

[0052] 続くステップS13で、受信信号が受信部3から画像生成部30に出力され、帯域制限部31により、走査線L1の方向と素子の法線方向D1の間の角度 θ_1 に応じた、低い中心周波数を有する低周波数帯域の信号に制限される。

[0053] 次に、ステップS14で、帯域制限部31により低周波数帯域の信号に制限された受信信号に対し、走査線L1に沿った方向に受信フォーカスが実施され、第1番目の走査線L1に対応する画像C1のBモード画像信号が生成される。

すなわち、受信フォーカス部32で、走査線L1に沿った方向に受信フォーカスが行われるように、帯域制限部31により低周波数帯域の信号に制限された受信信号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が生成され、これら遅延補正データを加算することで、第1番目の走査線L1に対応する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33により検波が実施される。

[0054] ここで、受信部3で得られた受信信号は、既に帯域制限部31により、セクタ走査のそれぞれの走査線L_iに応じて、走査線L_iの方向と探触子1の素子の法線方向D1との間の角度 θ_i が大きくなるほど、低い中心周波数を有する低周波数帯域の信号に制限されている。このため、探触子1の素子の法線方向D1からの角度 θ_i が大きい走査線L_iに対しても、明瞭なBモード画像信号を生成することができる。

検波処理部33で生成されたBモード画像信号は、画像メモリ34に格納される。

[0055] このようにして、第1番目の走査線L1に対応する画像C1の画像信号が、画像メモリ34に格納されると、ステップS15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_iについて画像信号の生成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S16に進み、 i の値を「1」だけ増加させて「2」とした後、ステップS12に戻る。そして、ステップS12～S14により、第2番目の走査線L2に対応する画像C2のBモード画像信号が生成されて画像メモリ34に格納される。

同様にして、 $i = n$ になるまで、 i の値を順次「1」だけ増加させてステップS12～S14が繰り返される。

[0056] このようにして、 n 本のすべての走査線L_iについて画像C_iのBモード画像信号の生成が完了すると、ステップS15からステップS17に進み、画像メモリ34に格納されている画像C1～C_nのBモード画像信号が画像合成部6においてラスタ変換され、各種の画像処理が施されて、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、表示制御部7に出力され、互いに方向の異なるn本の走査線 $L_1 \sim L_n$ の画像 $C_1 \sim C_n$ が合成された超音波画像が表示部8に表示される。

この実施の形態2によれば、セクタ走査においても、全面にわたって明瞭な超音波画像を生成することが可能となる。

[0057] なお、上記の実施の形態2では、図7に示したように、帯域制限部31が受信部3に接続され、受信部3で得られた受信信号を、走査線 L_i の方向と探触子1の素子の法線方向 D_1 との間の角度 θ_i に応じた低周波数帯域の信号に制限したが、これに限るものではなく、受信フォーカス部32と検波処理部33の間に帯域制限部31を接続してもよい。この場合、受信部3で得られた受信信号に対し、周波数帯域を制限することなく、受信フォーカス部32で受信フォーカスを実施して音線信号が生成され、この音線信号を帯域制限部31が走査線 L_i の方向に応じた低周波数帯域の音線信号に制限する。このようにしても、続く検波処理部33により、走査線 L_i の方向と探触子1の素子の法線方向 D_1 との間の角度 θ_i が大きくなるほど、低周波数の信号のみを用いて検波が実施され、明瞭な超音波画像を生成することができる。

[0058] また、帯域制限部31を省略し、検波処理部33が、制御部9による制御の下、検波の参照周波数を走査線 L_i の方向と探触子1の素子の法線方向 D_1 との間の角度 θ_i に応じた低周波数帯域の中心周波数に設定し、カットオフ周波数も合わせて調整することで、受信フォーカス部32で生成された音線信号に対し、走査線 L_i の方向と探触子1の素子の法線方向 D_1 との間の角度 θ_i が大きくなるほど、低周波数の信号のみを用いた検波を実施することもできる。

符号の説明

[0059] 1 探触子、2 送信部、3 受信部、4 組織画像生成部、5, 5A, 5B 針画像生成部、6 画像合成部、7 表示制御部、8 表示部、9

制御部、10 操作部、11 格納部、12 第1の受信フォーカス部、13 第1の検波処理部、14, 24, 34 画像メモリ、21, 31 帯域制限部、22 第2の受信フォーカス部、23, 23B 第2の検波処理部、30 画像生成部、32 受信フォーカス部、33 検波処理部、D1 素子の法線方向、D2 針に直交する方向、RA 受信開口、T 中心に位置する素子、N 針、 θ 穿刺角度、 L_i 走査線、 θ_i 走査線の角度、S 被検体。

請求の範囲

- [請求項1] 超音波を発生して送信すると共に被検体から反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子と、
- 前記探触子の前記複数の素子から被検体に向けて超音波ビームを送信する送信部と、
- 前記被検体から反射した超音波を前記探触子の前記複数の素子で受信した受信信号に対し、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、
- 前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行う際に、前記受信信号のうち所定の低周波数帯域の信号のみを用いて前記法線方向とは異なる方向の超音波画像の生成を行う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] 前記画像生成部は、
- 前記受信信号に対し、前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向に受信フォーカスを行って前記法線方向に沿った画像信号を生成する第1の画像生成部と、
- 前記受信信号に対し、前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行うと共に前記所定の低周波数帯域の信号のみを用いて前記素子の法線方向とは異なる方向の画像信号を生成する第2の画像生成部と
- を有する請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項3] 前記画像生成部は、前記所定の低周波数帯域に制限した検波を行う検波処理部を含む請求項2に記載の超音波診断装置。
- [請求項4] 前記第1の画像生成部で生成された画像信号と前記第2の画像生成部で生成された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2または3に記載の超音波診断装置。
- [請求項5] 前記探触子の前記複数の素子から互いに方向の異なる複数の走査線

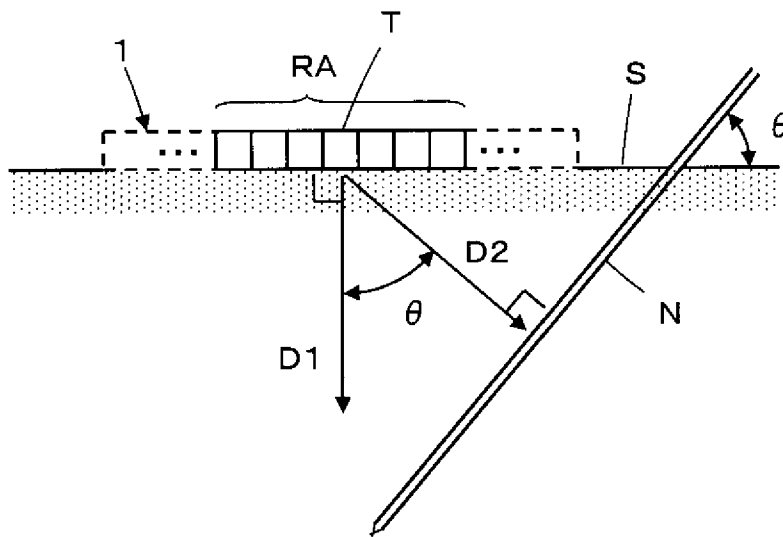
に沿って順次超音波の送受信を行うセクタ走査の際に、

前記制御部は、それぞれの前記走査線の方法に受信フォーカスを行うと共に前記走査線の方法と前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向との間の角度が大きいほど、低周波数の信号のみを用いて超音波画像を生成するように前記画像生成部を制御する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

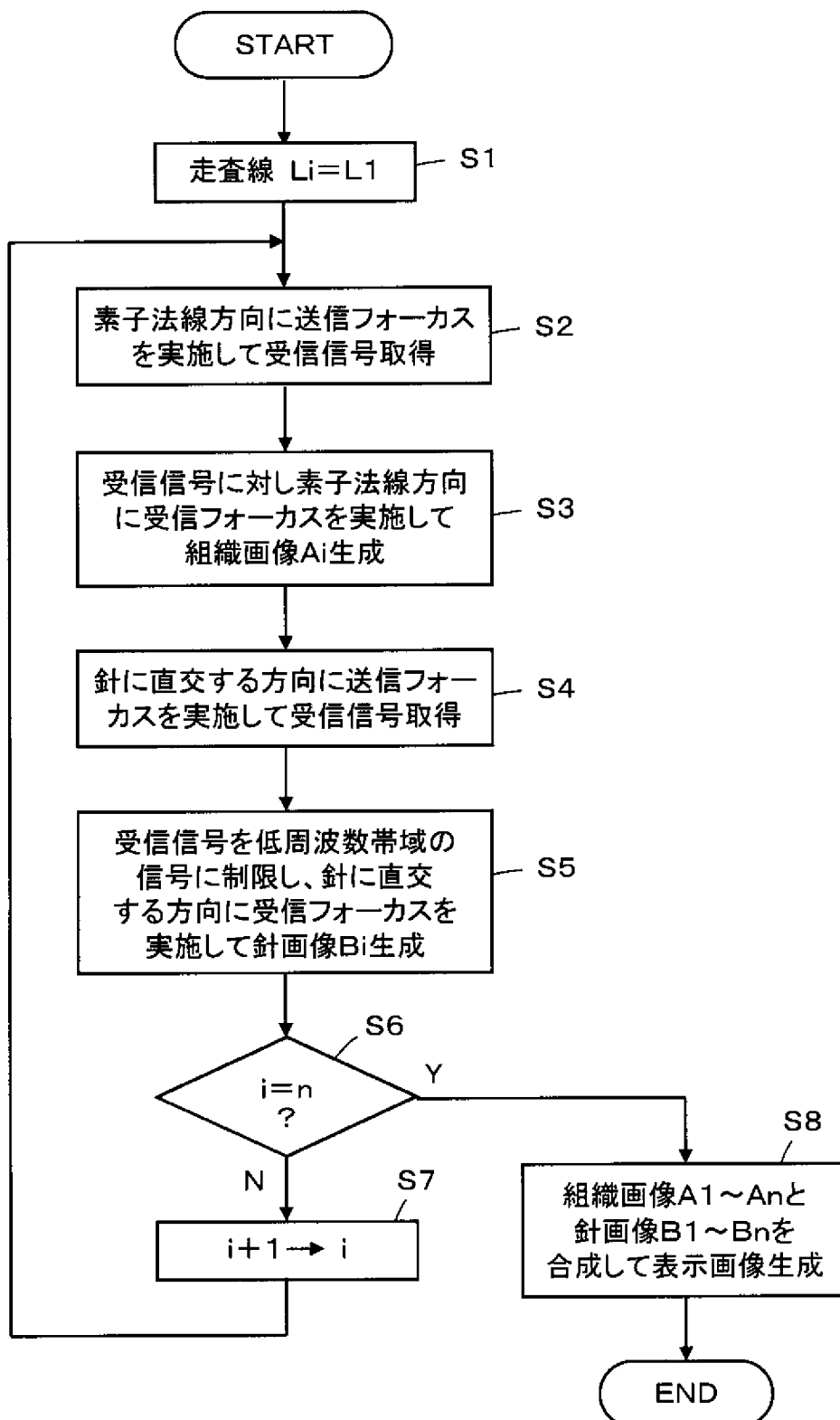
[請求項6] 前記画像生成部は、前記走査線の方法と前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向との間の角度が大きくなるほど、低い中心周波数を有する低周波数帯域に制限した検波を行う検波処理部を含む請求項 5 に記載の超音波診断装置。

[請求項7] 探触子の複数の素子から被検体に向けて超音波ビームを送信し、
前記被検体から反射した超音波を前記探触子の前記複数の素子で受信した受信信号に対し、前記探触子の受信開口を構成する前記素子の法線方向とは異なる方向に受信フォーカスを行い、
前記受信信号のうち所定の低周波数帯域の信号のみを用いて前記法線方向とは異なる方向の超音波画像の生成を行う
ことを特徴とする超音波画像生成方法。

[図2]

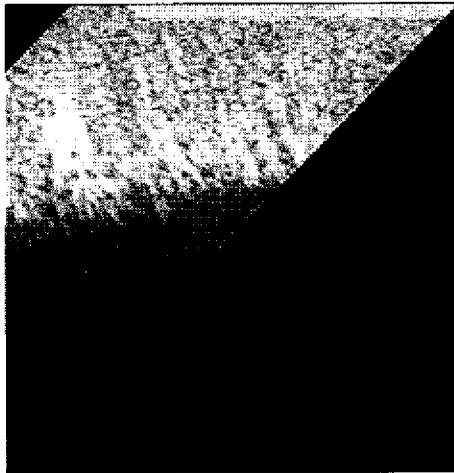


[図3]

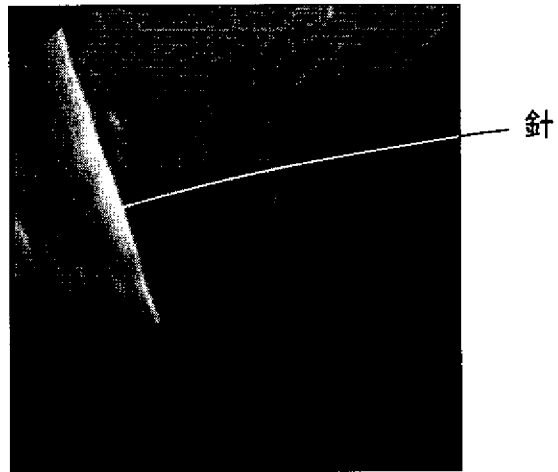


[図4]

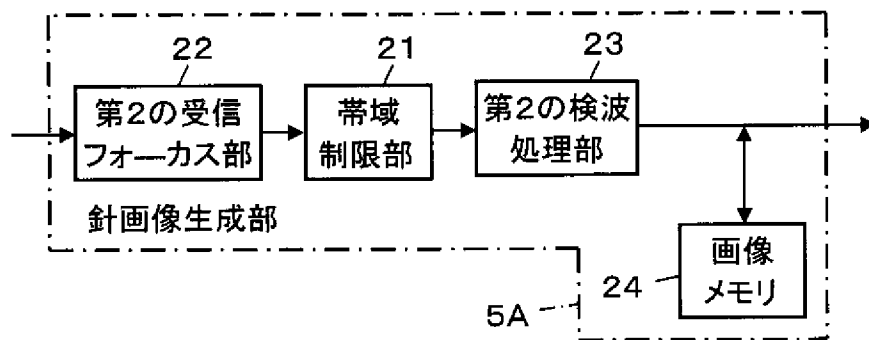
(A) 周波数帯域制限なし



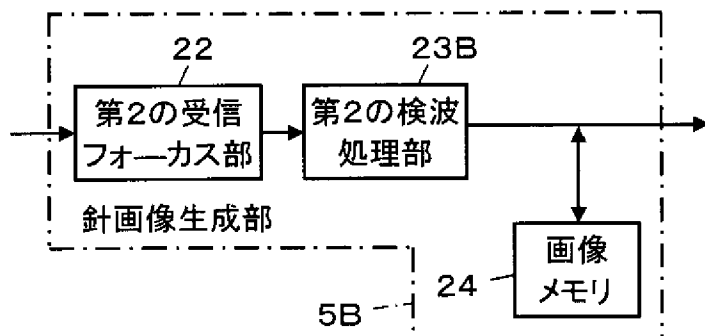
(B) 低周波数帯域に制限



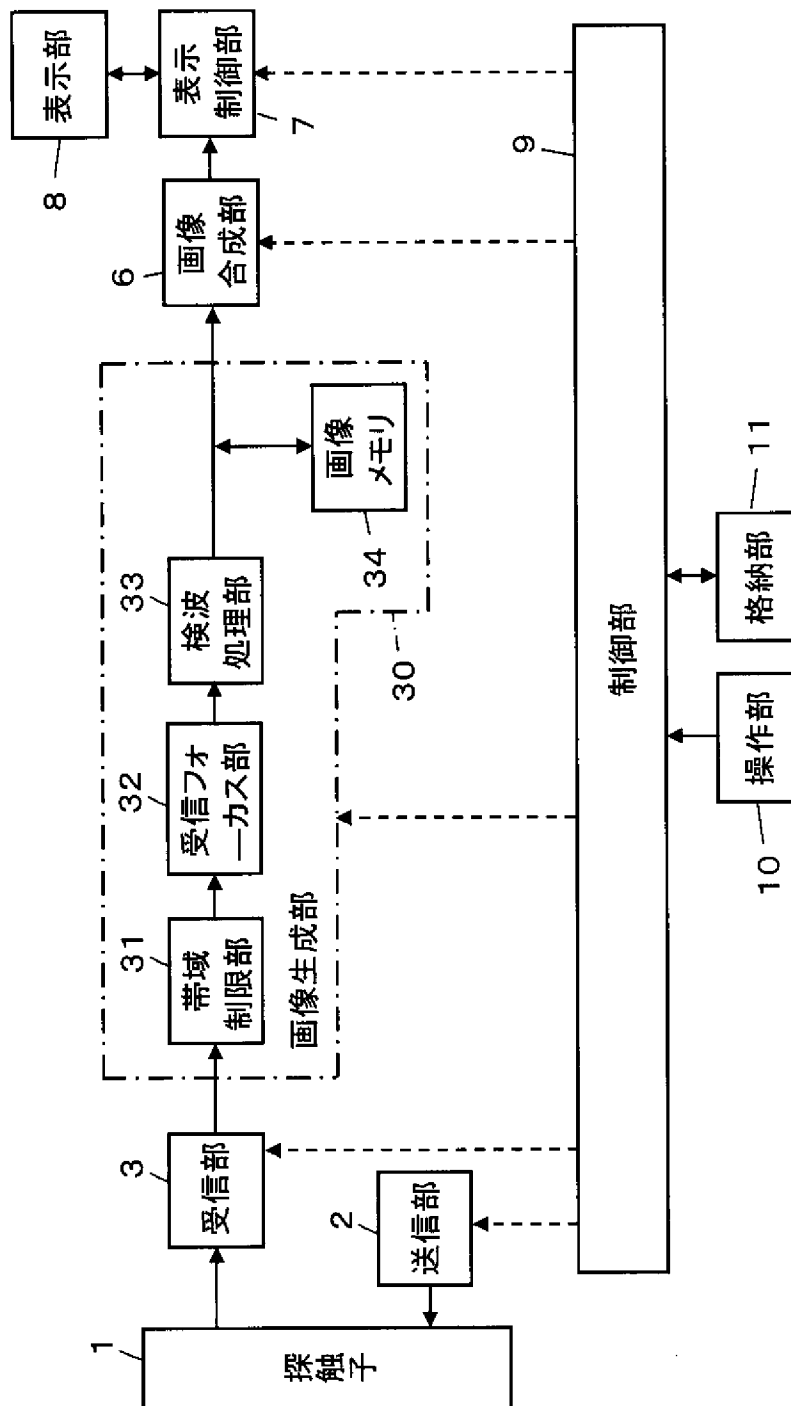
[図5]



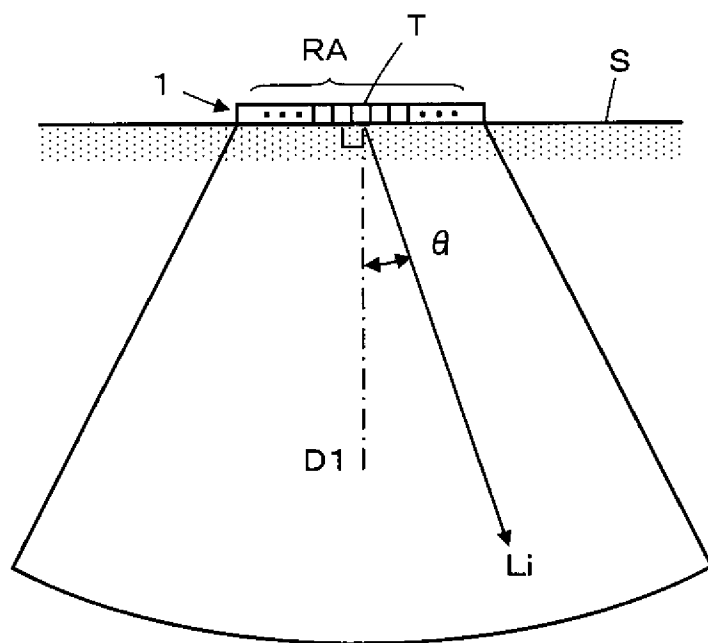
[図6]



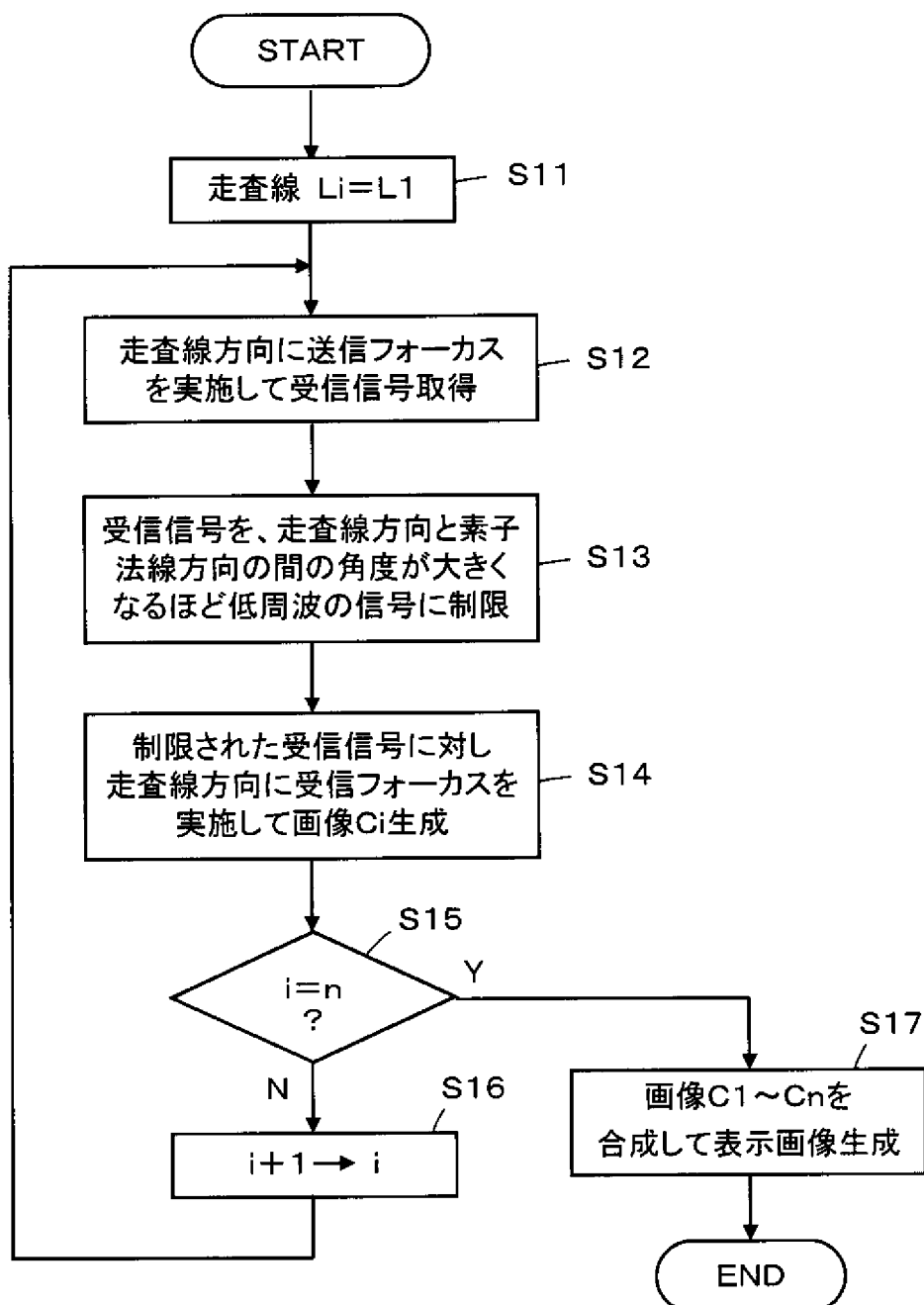
[図7]



[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/060954

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.
X Y	JP 05-042137 A (Toshiba Corp.), 23 February 1993 (23.02.1993), paragraphs [0016], [0017], [0022], [0023]; fig. 3 (Family: none)	1, 5-7 2-4
Y	JP 2005-058321 A (GE Medical Systems Global Technology Company, L.L.C.), 10 March 2005 (10.03.2005), paragraphs [0014] to [0023]; fig. 2 to 6 (Family: none)	2-4
A	JP 2009-504232 A (Medison Co., Ltd.), 05 February 2009 (05.02.2009), entire text; all drawings & US 2008/0194958 A1 & WO 2007/018338 A1 & KR 10-2007-0019070 A	1-7

☐ 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
20 May, 2014 (20.05.14)

Date of mailing of the international search report
03 June, 2014 (03.06.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

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 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 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	JP 05-042137 A（株式会社東芝）1993.02.23, 第16、17、22、 23段落、第3図（ファミリーなし）	1, 5-7 2-4
Y	JP 2005-058321 A（ジーイー・メディカル・システムズ・グローバ ル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー）2005.03.10, 第1 4-23段落、第2-6図（ファミリーなし）	2-4
A	JP 2009-504232 A（株式会社メディソン）2009.02.05, 全文、全図 & US 2008/0194958 A1 & WO 2007/018338 A1 & KR 10-2007-0019070 A	1-7

☐ 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

2 0 . 0 5 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

0 3 . 0 6 . 2 0 1 4

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

2 Q

3 1 0 1