

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-23670

(P2014-23670A)

(43) 公開日 平成26年2月6日(2014.2.6)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F1

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2012-165285 (P2012-165285)
 (22) 出願日 平成24年7月26日 (2012.7.26)

(71) 出願人 300019238
 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
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
 (74) 代理人 100106541
 弁理士 伊藤 信和
 (72) 発明者 雨宮 慎一
 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

最終頁に続く

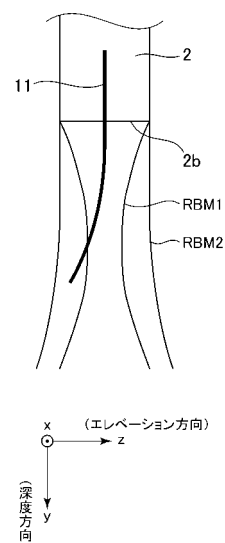
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】穿刺針を含む画像の画質がより良好であり、なおかつより確実に穿刺針を含むように超音波ビームの幅を多様に調節することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】エレベーション方向に複数の超音波振動子を有する超音波プローブ2と、前記各超音波振動子で受信されたエコー信号を遅延加算して超音波受信ビームを形成するビームフォーマであって、前記遅延加算における遅延時間を調節することにより、一送受信面についてエレベーション方向における幅が異なる超音波受信ビームRBM1、RBM2を形成するビームフォーマと、前記超音波受信ビームRBM1、RBM2に基づいて得られる合成画像を表示させる表示制御部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

エレベーション方向に複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、

前記各超音波振動子で受信されたエコー信号を遅延加算して超音波受信ビームを形成するビームフォーマであって、前記遅延加算における遅延時間を調節することにより、一送受信面についてエレベーション方向における幅が異なる複数の前記超音波受信ビームを形成するビームフォーマと、

前記複数の超音波受信ビームに基づいて得られる合成画像を表示させる表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

前記ビームフォーマは、被検体の生体組織の画像用の第一超音波受信ビームと、前記生体組織に刺入された穿刺針用の第二超音波受信ビームとを形成するものであり、エレベーション方向における前記第二超音波受信ビームの幅を、前記第一超音波受信ビームの範囲外における前記穿刺針を含むことができるように設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記合成画像は、前記第一超音波受信ビームに基づくデータと前記第二超音波受信ビームに基づくデータとを合成して得られる画像であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

20

前記ビームフォーマは、前記第二超音波受信ビームを得るための第二超音波送信ビームの中心周波数を、前記第一超音波受信ビームを得るための第一超音波送信ビームの中心周波数よりも低く設定して、前記第二超音波送信ビームを、前記穿刺針の刺入予定経路に対して略直交する方向へ送信させ、なおかつ前記刺入経路に対して略直交する方向の前記第二超音波受信ビームを形成することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記ビームフォーマは、前記第二超音波受信ビームの受信ゲインを、前記穿刺針が刺入されうるとして設定された領域において、該領域の外よりも高くすることを特徴とする請求項 2 ～ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記領域は、前記穿刺針の刺入予定経路を基準にして設定されることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記ビームフォーマは、エレベーション方向において異なる幅を有する複数の超音波送信ビームによってそれぞれ得られるエコー信号に基づいて、前記複数の超音波受信ビームを形成することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記ビームフォーマは、被検体の生体組織の画像用の第一超音波送信ビームと、前記生体組織に刺入された穿刺針用の第二超音波送信ビームとを形成するものであり、エレベーション方向における前記第二超音波送信ビームの幅を、前記第一超音波送信ビームの範囲外における前記穿刺針を含むことができるように設定することを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記ビームフォーマは、前記一送受信面について一の超音波送信ビームで得られるエコー信号に基づいて、前記複数の超音波受信ビームを形成することを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記ビームフォーマは、操作部において入力された前記穿刺針の種類に基づいて、該穿刺針の種類に応じた前記第二超音波受信ビームの幅を設定することを特徴とする請求項 2

50

に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

コンピュータに、

エレベーション方向に複数の超音波振動子を有する超音波プローブにおける 前記各超音波振動子で受信されたエコー信号を遅延加算して超音波受信ビームを形成するビームフォーミング機能であって、前記遅延加算における遅延時間を調節することにより、一送受信面についてエレベーション方向における幅が異なる複数の前記超音波受信ビームを形成するビームフォーミング機能と、

前記複数の超音波受信ビームに基づいて得られる合成画像を表示させる表示制御機能と

10

、
を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、エレベーション方向における超音波受信ビームの幅を変更することができる超音波診断装置及びその制御プログラム (p r o g r a m) に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、被検体の超音波画像をリアルタイムで表示することができる。このリアルタイム性を生かし、被検体内に穿刺針を刺入する時に、穿刺針の位置をリアルタイムの超音波画像によって確認している。

20

【0003】

しかし、特に穿刺針が細い場合、穿刺針が途中で曲がってしまい、超音波の送受信面、すなわち超音波プローブによって形成される超音波ビームの範囲の外に穿刺針が出てしまうことがある。この場合、超音波ビームの範囲外に出た穿刺針は、超音波画像において確認することができなくなる。そこで、特許文献 1 に記載された超音波診断装置では、超音波ビームが穿刺針をカバーするように、開口を調節して超音波ビームのエレベーション方向における幅を調節している。そして、幅が異なる複数の超音波受信ビームにより得られた画像を合成して得られる合成画像が表示される。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開平 9 - 1 3 5 4 9 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、上記特許文献 1 に記載された超音波診断装置においては、超音波ビームのエレベーション方向における幅を広げるために、エレベーション方向における開口幅を小さくしているため、その分だけ受信感度が低下する。従って、合成画像の画質の劣化が懸念される。

40

【0006】

また、開口を調節しても深さ方向における焦点位置は変わらず、超音波ビームの幅の調節には限界があり、穿刺針を含めることができないおそれがある。従って、超音波ビームに確実に穿刺針を含めることができるように、より多様な幅の超音波ビームが設定できるようになっていることが望ましい。

【0007】

以上より、穿刺針を含む画像の画質がより良好であり、なおかつより確実に穿刺針を含むように超音波ビームの幅を多様に調節することができる超音波診断装置が望まれている。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 0 8 】

上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、エレベーション方向に複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、前記各超音波振動子で受信されたエコー信号を遅延加算して超音波受信ビームを形成するビームフォーマであって、前記遅延加算における遅延時間を調節することにより、一送受信面についてエレベーション方向における幅が異なる複数の前記超音波受信ビームを形成するビームフォーマと、前記複数の超音波受信ビームに基づいて得られる合成画像を表示させる表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 9 】

また、他の観点の発明は、上記一の観点の発明において、前記ビームフォーマは、前記第二超音波受信ビームを得るための第二超音波送信ビームの中心周波数を、前記第一超音波受信ビームを得るための第一超音波送信ビームの中心周波数よりも低く設定して、前記第二超音波送信ビームを、前記穿刺針の刺入予定経路に対して略直交する方向へ送信させ、なおかつ前記刺入経路に対して略直交する方向の前記第二超音波受信ビームを形成することを特徴とする超音波診断装置である。

10

【 0 0 1 0 】

また、他の観点の発明は、上記一の観点の発明において、前記ビームフォーマは、前記第二超音波受信ビームの受信ゲインを、前記穿刺針が刺入されうるとして設定された領域において、該領域の外よりも高くすることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

上記一の観点の発明によれば、開口を調節することなく、遅延時間を調節することによってエレベーション方向における超音波受信ビームの幅が変更されるので、受信感度を低下させずに超音波受信ビームを得ることができる。これにより、エレベーション方向における幅が異なる複数の超音波受信ビームに基づいて得られる合成画像の画質が従来よりも良好になる。また、遅延時間を調節することにより、より細かく超音波受信ビームの焦点位置を調節することができ、超音波受信ビームの幅をより多様に変更することができる。これにより、より確実に穿刺針を含むように前記超音波受信ビームの幅を調節することができるので、穿刺針を確実に合成画像に表示させることができる。

30

【 0 0 1 2 】

また、上記他の観点の発明によれば、前記第二超音波送信ビームの中心周波数が、前記第一超音波送信ビームの中心周波数よりも低く設定されて、前記第二超音波送信ビームが前記穿刺針の刺入経路に対して略直交する方向へ送信され、また前記刺入経路に対して略直交する方向の第二超音波受信ビームが形成されるので、前記合成画像において、前記穿刺針をより明瞭に表示させることができる。

【 0 0 1 3 】

また、上記他の観点の発明によれば、前記第二超音波受信ビームの受信ゲインを、前記穿刺針が刺入されうるとして設定された領域において、この領域の外よりも高くすることにより、前記合成画像において前記穿刺針を明瞭に表示させることができる。また、一部の領域のみ受信ゲインを高くするので、前記合成画像におけるS/Nが、全領域にわたって受信ゲインを高く設定する場合と比べて良好になり、良好な画質の合成画像を得ることができる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

【 図 2 】 超音波プローブを構成する超音波振動子を示す平面図である。

【 図 3 】 超音波プローブの外観図である。

【 図 4 】 エレベーション方向における穿刺針の位置を説明するための図である。

【 図 5 】 第一超音波送信ビーム及び第二超音波送信ビームを示す概念図である。

50

【図 6】第一超音波送信ビーム及び第二超音波送信ビームの送信に用いる超音波振動子を説明する図である。

【図 7】第一超音波受信ビーム及び第二超音波受信ビームの一例を説明する図である。

【図 8】第一超音波受信ビーム及び第二超音波受信ビームの他例を説明する図である。

【図 9】B モード画像が表示された表示部の一例を示す図である。

【図 10】第一変形例において、第二超音波送信ビームの送信方向及び第二超音波受信ビームの形成方向を説明する図である。

【図 11】第二変形例において、第二超音波受信ビームのゲインを高くする領域を示す図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0015】

以下、本発明の実施形態について、図 1 ~ 図 9 に基づいて説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信ビームフォーマ 3、エコーデータ処理部 4、表示制御部 5、表示部 6、操作部 7、制御部 8、記憶部 9 を備える。

【0016】

前記超音波プローブ 2 は、図 2 に示すように、アレイ状に配置された複数の超音波振動子 2 a を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。前記超音波振動子 2 a は、アジマス (a z i m u t h) 方向 (x 方向) とエレベーション (e l e v a t i o n) 方向 (z 方向) に複数配置されている。

20

【0017】

図 3 に示すように、前記超音波プローブ 2 の先端側は、超音波の照射面 2 b になっている。図 3 では特に図示しないが、前記照射面 2 b は凸面の音響レンズで構成されていてもよい。また、前記超音波プローブ 2 において、先端側とは反対側からは、超音波診断装置 1 の装置本体 (図示省略) と接続されたプローブケーブル 2 c が延びている。

【0018】

前記超音波プローブ 2 における超音波の照射面 2 b の近傍には、穿刺ガイドアタッチメント 10 が着脱自在に取り付けられるようになっている。この穿刺ガイドアタッチメント 10 には穿刺針 11 が前進及び後退可能な状態で装着されるようになっている。前記穿刺ガイドアタッチメント 10 に装着された前記穿刺針 11 は、前記超音波プローブ 2 に前記

30

穿刺ガイドアタッチメント 10 が取り付けられた状態において、前記超音波プローブ 2 のアジマス方向における端部に位置する。前記穿刺ガイドアタッチメント 10 を介して前記超音波プローブ 2 に取り付けられた前記穿刺針 11 は、超音波の送受信面 (走査面) に沿って、前進及び後退が可能となっている。

【0019】

前記穿刺ガイドアタッチメント 10 を介して前記超音波プローブ 2 に取り付けられた前記穿刺針 11 は、本例では図 4 に示すように、エレベーション方向における前記超音波プローブ 2 の略中央部に位置する。なお、図 4 では前記超音波プローブ 2 及び前記穿刺針 11 のみが簡略化して図示され、前記穿刺ガイドアタッチメント 10 は図示省略されている。

40

【0020】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記超音波プローブ 2 から所定の走査条件で超音波を送信するための信号を、前記制御部 8 からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ 2 に供給する。本例では、前記送受信ビームフォーマ 3 は、後述するように、ビーム形状が異なる第一超音波送信ビーム及び第二超音波送信ビームの二種類の超音波送信ビームが形成されるように前記超音波プローブ 2 へ信号を供給する。

【0021】

また、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記超音波プローブ 2 で受信したエコー信号に対して、A / D 変換、遅延加算処理等の信号処理や、所定のゲイン (g a i n) で増幅を行なう信号処理などを行ない、超音波受信ビームを形成する。前記送受信ビームフォーマ

50

3は、後述するように、ビーム形状が異なる第一超音波受信ビームと第二超音波受信ビームの二種類の超音波受信ビームを形成する（ビームフォーミング機能）。詳細は後述する。前記送受信ビームフォーマ3は、本発明におけるビームフォーマの実施の形態の一例である。

【0022】

前記送受信ビームフォーマ3は、信号処理後のエコーデータを前記エコーデータ処理部4へ出力する。

【0023】

前記エコーデータ処理部4は、前記送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対し、超音波画像を作成するための処理を行なう。例えば、前記エコーデータ処理部4は、対数圧縮処理、包絡線検波処理を含むBモード処理を行なってBモードデータを作成する。本例では、前記Bモードデータは、前記第一超音波受信ビームを構成するエコーデータに基づく第一Bモードデータと、前記第二超音波受信ビームを構成するエコーデータに基づく第二Bモードデータである。

10

【0024】

前記表示制御部5は、前記Bモードデータに対し、スキャンコンバータ（scan converter）による走査変換を行なって、Bモード画像データを作成する。このBモード画像データは、前記第一Bモードデータに基づく第一Bモード画像データと、前記第二Bモードデータに基づく第二Bモード画像データである。ちなみに、走査変換前のBモードデータをローデータ（raw data）と云うものとする。

20

【0025】

また、前記表示制御部5は、前記第一Bモード画像データと前記第二Bモード画像データとを合成して合成画像データを作成する。そして、この合成画像データに基づく合成Bモード画像を前記表示部6に表示させる（表示制御機能）。前記表示制御部5は、本発明における表示制御部の実施の形態の一例である。

【0026】

前記表示部6は、LCD（Liquid Crystal Display）やCRT（Cathode Ray Tube）などである。前記操作部7は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス（図示省略）などを含んで構成されている。

30

【0027】

前記制御部8は、CPU（Central Processing Unit）であり、前記記憶部9に記憶された制御プログラムを読み出し、前記ビームフォーミング機能及び前記表示制御機能をはじめとする前記超音波診断装置1の各部における機能を実行させる。

【0028】

前記記憶部9は、例えばHDD（Hard Disk Drive）や半導体メモリ（memory）などである。

【0029】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について説明する。前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2から被検体の生体組織に対し、第一超音波送信ビームと第二超音波送信ビームとを、同一面に対して一フレーム毎に交互に送信させる。

40

【0030】

前記第一超音波送信ビームと前記第二超音波送信ビームとは、ビーム幅が異なっている。前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2のエレベーション方向における開口幅を変えることにより、前記第一超音波送信ビームと前記第二超音波送信ビームのビーム幅を変える。

【0031】

図5に示すように、前記第一超音波送信ビームTBM1の開口幅X1は、前記第二超音波送信ビームTBM2の開口幅X2よりも大きくなっている。前記第一超音波送信ビーム

50

T B M 1 のビーム幅は、前記第二超音波送信ビーム T B M 2 のビーム幅よりも小さくなっている。

【 0 0 3 2 】

例えば、図 6 に示すように、超音波プローブ 2 におけるエレベーション方向の超音波振動子 2 a の数が 8 個である場合、前記第一超音波送信ビーム T B M 1 は、エレベーション方向における 8 個全ての超音波振動子 2 a から超音波を送信することにより形成される（開口幅 X 1）。一方、前記第二超音波送信ビーム T B M 2 は、エレベーション方向における 8 個の超音波振動子 2 a のうち中央の 4 個の超音波振動子 2 a のみを用いて超音波を送信することにより形成される（開口幅 X 2）。

【 0 0 3 3 】

前記第一超音波送信ビーム T B M 1 は、生体組織の画像用のビームであり、前記第二超音波送信ビーム T B M 2 は、生体組織に刺入された前記穿刺針 1 1 用のビームである。前記第二超音波送信ビーム T B M 2 のビーム幅は、前記第一超音波送信ビーム T B M 1 の範囲外における前記穿刺針 1 1 を含むことができるように設定される。

【 0 0 3 4 】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、第一超音波送信ビーム T B M 1 に対して前記各超音波振動子 2 a において受信されたエコー信号に基づいて、第一超音波受信ビーム R B M 1 を形成する。また、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記第二超音波送信ビーム T B M 2 に対して前記各超音波振動子 2 a において受信されたエコー信号に基づいて、第二超音波受信ビーム R B M 2 を形成する。前記第一超音波送信ビーム T B M 1 と前記第二超音波送信ビーム T B M 2 とがフレーム毎に交互に送信されるので、前記第一超音波受信ビーム R B M 1 と前記第二超音波受信ビーム R B M 2 もフレーム毎に交互に形成される。

【 0 0 3 5 】

前記第一超音波受信ビーム R B M 1 及び前記第二超音波受信ビーム R B M 2 は、図 7 に示すように、互いにエレベーション方向におけるビーム幅が異なっている。前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記各超音波振動子 2 a で受信されたエコー信号に対する遅延加算処理を行なう際に、遅延時間を調節することにより、前記第一超音波受信ビーム R B M 1 と前記第二超音波受信ビーム R B M 2 とでビーム幅を変更する。従って、エレベーション方向における開口幅を変えずに、前記第一超音波受信ビーム R B M 1 及び前記第二超音波受信ビーム R B M 2 のビーム幅を変更する。例えば、エレベーション方向における全ての超音波振動子 2 a がエコー信号を受信する。このように、超音波受信ビームのビーム幅を変えるために、開口幅を小さくしないことで、エコー信号の受信感度を維持することができる。

【 0 0 3 6 】

ちなみに、図 7 と図 5 は縮尺が異なっているが、前記第一超音波受信ビーム R B M 1 及び前記第二超音波受信ビーム R B M 2 のエレベーション方向における開口幅は、図 5 に示す送信の開口幅 X 1 と同一である。

【 0 0 3 7 】

前記第一超音波受信ビーム R B M 1 は、被検体の生体組織の画像用のビームであり、前記第二超音波受信ビーム R B M 2 は、前記生体組織に刺入された前記穿刺針 1 1 用のビームである。前記第一超音波受信ビーム R B M 1 は、例えば図 7 に示すように、前記第二超音波受信ビーム R B M 2 よりもビーム幅が小さくなっている。前記第一超音波受信ビーム R B M 1 のビーム幅は、この第一超音波受信ビーム R B M 1 に基づいて作成される B モード画像の画質が、生体組織を観察するために適切なものになるように設定される。

【 0 0 3 8 】

一方、前記第二超音波受信ビーム R B M 2 は、前記穿刺針 1 1 を画像化するための穿刺針用の超音波受信ビームであり、前記第一超音波受信ビーム R B M 1 の範囲外における穿刺針 1 1 を含むことができるように設定される。ここで、生体組織内に刺入された前記穿刺針 1 1 は、前記図 7 に示すように、途中で曲がるおそれがある。前記第二超音波受信ビーム R B M 2 のビーム幅は、曲がった前記穿刺針 1 1 を含むことができるように、前記第

10

20

30

40

50

一超音波受信ビーム R B M 1 のビーム幅よりも大きく設定される。

【 0 0 3 9 】

前記第二超音波受信ビーム R B M 2 のビーム幅は、複数設定できるようになっていてもよい。例えば、前記第二超音波受信ビーム R B M 2 のビーム幅は、前記穿刺針 1 1 の太さに応じて複数設定できるようになっていてもよい。前記穿刺針 1 1 は、細くなるほど曲がりやすくなるので、前記穿刺針 1 1 が細いほど、太いビーム幅の前記第二超音波受信ビーム R B M 2 が設定されるようになっていてもよい。この場合、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記操作部 7 において入力された前記穿刺針 1 1 の種類（太さ）に基づいて、この穿刺針 1 1 の種類に応じたビーム幅を有する前記第二超音波受信ビーム R B M 2 を形成するようになっていてもよい。

10

【 0 0 4 0 】

また、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記操作部 7 において入力された前記穿刺針 1 1 の種類（太さ）に基づいて、この穿刺針 1 1 の種類に応じたビーム幅を有する前記第二超音波送信ビーム T B M 2 を形成するようになっていてもよい。

【 0 0 4 1 】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、遅延時間を調節することによって超音波受信ビーム R B M 2 の焦点の深度方向（y 方向）の位置を調節し、ビーム幅を調節する。従って、前記第二超音波受信ビーム R B M 2 のビーム幅が、複数設定できるようになっている場合、前記各第二超音波受信ビーム R B M 2 のビーム幅に応じた遅延時間が前記記憶部 9 に記憶される。

20

【 0 0 4 2 】

前記図 7 には、無限遠点に焦点（図示省略）を設定した場合の第二超音波受信ビーム R B M 2 が示されている。また、図 8 には、前記超音波プローブ 2 における前記照射面 2 b よりも超音波プローブ 2 側（生体組織とは反対側）に焦点 F を設定した場合の第二超音波受信ビーム R B M 2 が示されている。このように、遅延時間を調節することにより、超音波受信ビームの焦点位置を深度方向における様々な位置に設定することができるので、ビーム幅の設定の自由度が広がる。従って、前記穿刺針 1 1 の曲がり方に応じて適切なビーム幅を設定することができる。これにより、より確実に前記第二超音波受信ビーム R B M 2 に前記穿刺針 1 1 を含めるようにすることができる。

【 0 0 4 3 】

30

前記送受信ビームフォーマ 3 において、前記第一超音波受信ビーム R B M 1 及び前記第二超音波受信ビーム R B M 2 が得られると、前記エコーデータ処理部 4 は、前記第一超音波受信ビーム R B M 1 及び前記第二超音波受信ビーム R B M 2 のそれぞれを構成するエコーデータに基づいて、第一 B モードデータ及び第二 B モードデータをそれぞれ作成する。そして、前記表示制御部 5 は、前記第一 B モードデータに基づいて作成された第一 B モード画像データと、前記第二 B モードデータに基づいて作成された第二 B モード画像データとが合成された合成画像データに基づく合成 B モード画像 B I を、図 9 に示すように前記表示部 6 に表示させる。前記合成 B モード画像 B I は、本発明における合成画像の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 4 】

40

前記第一超音波受信ビーム R B M 1 のビーム幅は、前記第二超音波受信ビーム R B M 2 のビーム幅よりも小さいので、前記第一 B モード画像データに基づく画像は、分解能が維持され、生体組織の観察に適した画像となる。逆に、前記第二超音波ビーム R B M 2 のビーム幅は、前記第一超音波受信ビーム R B M 1 のビーム幅よりも大きく、前記穿刺針 1 1 を含むものであるため、前記第二 B モード画像データに基づく画像は、前記穿刺針 1 1 を含む画像になる。従って、前記第一 B モード画像データ及び前記第二 B モード画像データが合成された前記合成 B モード画像 B I は、生体組織の分解能が確保されなおかつ穿刺針を含む画像になる。

【 0 0 4 5 】

また、超音波受信ビームのビーム幅を変更するために開口幅を調節せずに、遅延時間を

50

調節するので、エコー信号の受信感度を維持することができる。従って、開口を調節して超音波受信ビームのビーム幅を変更する場合と比べて、前記合成 B モード画像 B I の画質を維持することができる。

【0046】

次に、第一変形例について説明する。本例では、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記第二超音波送信ビームを、図 10 に示すように前記穿刺針 11 の刺入予定経路 P に対して略直交する方向（矢印の方向）に偏向して送信させる。また、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記刺入予定経路 P に対して略直交する方向に偏向した前記第二超音波受信ビームを形成する。

【0047】

ちなみに、前記刺入予定経路 P は、前記穿刺ガイドアタッチメント 10 の種類に応じて予め設定される。前記刺入予定経路 P は、前記穿刺針 11 を、前記穿刺ガイドアタッチメント 10 のガイドに沿って真っ直ぐに生体組織に対して刺入した場合に、前記穿刺針 11 が刺入される予定経路である。

【0048】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記第二超音波送信ビームの中心周波数を前記第一超音波ビームの中心周波数よりも低くする。これにより、第二超音波送信ビームを前記刺入予定経路 P に対して略直交する方向へ偏向して送信することができる。

【0049】

本例によれば、生体組織に刺入された前記穿刺針 11 に対して直交する方向の前記第二超音波送信ビーム及び前記第二超音波受信ビームを形成することができる。これにより、前記合成 B モード画像 B I において、前記穿刺針 11 をより明瞭に表示させることができる。

【0050】

次に、第二変形例について説明する。前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記第二超音波受信ビーム（図 11 では図示省略）のゲイン（gain）を、図 11 に示すように前記穿刺針 11 が刺入されうる領域 R において、前記領域 R の外よりも高くしてもよい。前記領域 R は、例えば前記刺入予定経路 P を基準として設定される。具体的には、前記領域 R は、前記刺入予定経路 P を中心線として所定の幅 W の範囲に設定されてもよい。この幅 W は、前記穿刺針 11 が刺入されうる大きさに設定される。

【0051】

前記第二超音波受信ビームのゲインが、前記穿刺針 11 が刺入されうる領域 R において高くなっているので、前記合成 B モード画像 B I において前記穿刺針 11 を明瞭に表示させることができる。また、前記領域 R のみゲインを高くするので、前記合成 B モード画像 B I における S/N が、全領域にわたってゲインを高く設定する場合と比べて良好になり、良好な画質の合成 B モード画像 B I を得ることができる。

【0052】

次に、第三変形例について説明する。前記送受信ビームフォーマ 3 は、一送受信面について一フレーム分の超音波送信ビームを送信させ、この一フレーム分の超音波送信ビームで得られるエコー信号に基づいて、前記第一超音波受信ビーム及び前記第二超音波受信ビームを形成してもよい。

【0053】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、前記第一 B モード画像データと前記第二 B モード画像データとで、ダイナミックレンジが異なってもよい。また、前記第一 B モード画像データと前記第二 B モード画像データとで、エッジエンハンス処理やスムージング処理のパラメータ等が異なってもよい。

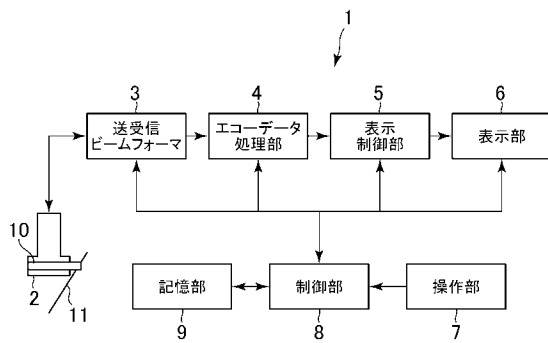
【符号の説明】

【0054】

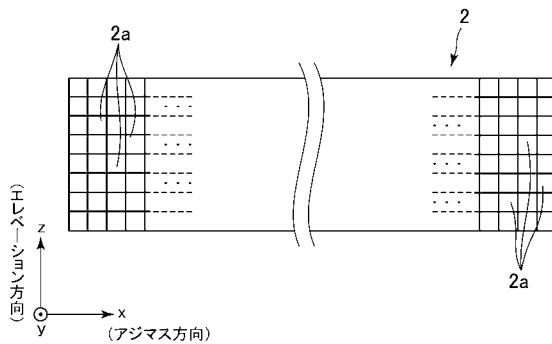
- 2 超音波プローブ
- 2 a 超音波振動子
- 3 送受信ビームフォーマ
- 5 表示制御部
- 7 操作部
- 1 1 穿刺針
- T B M 1 第一超音波送信ビーム
- T B M 2 第二超音波送信ビーム
- R B M 1 第一超音波受信ビーム
- R B M 2 第二超音波受信ビーム
- B I 合成Bモード画像（合成画像）
- P 刺入予定経路
- R 領域

10

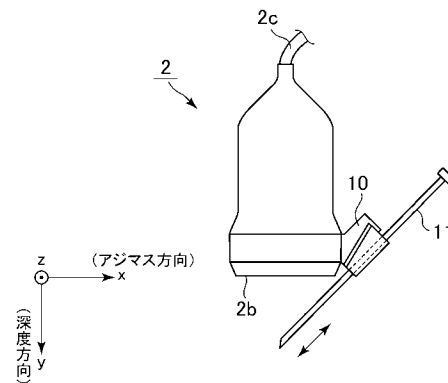
【図 1】



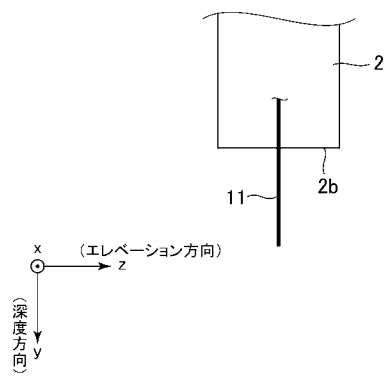
【図 2】



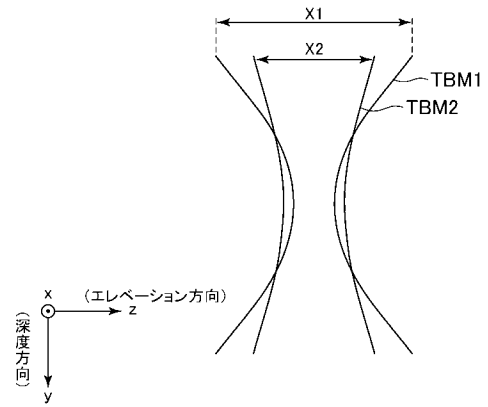
【図 3】



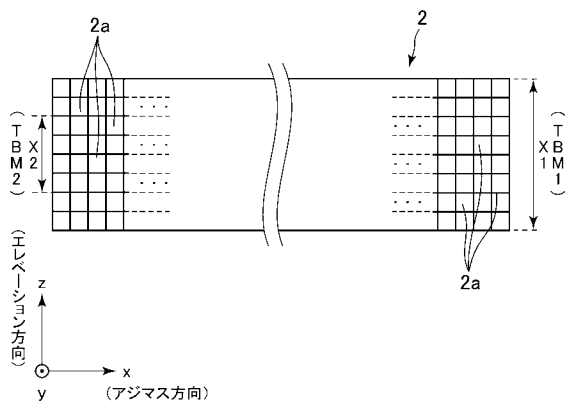
【 図 4 】



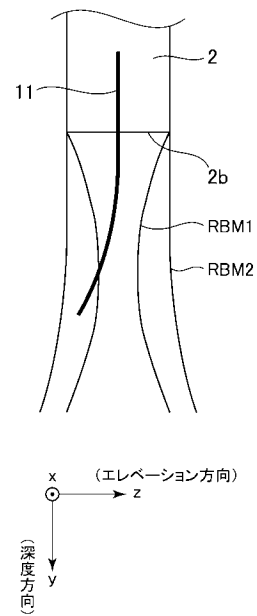
【 図 5 】



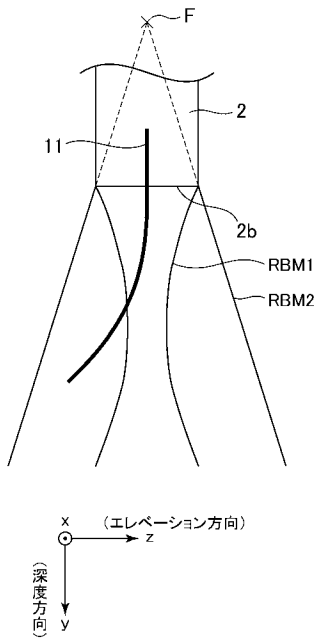
【 図 6 】



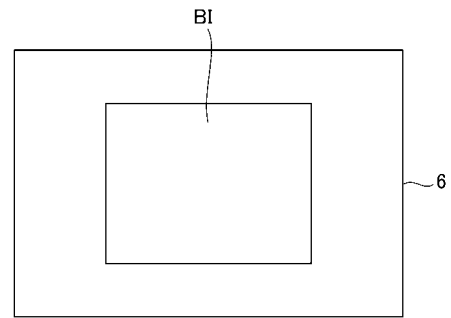
【 図 7 】



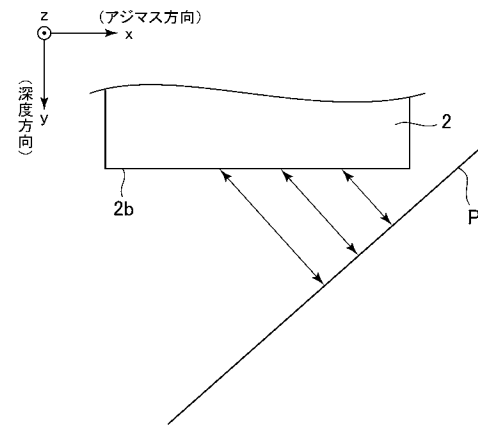
【図 8】



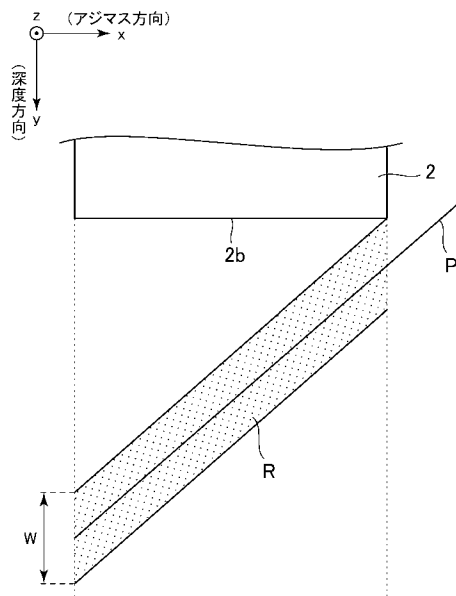
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 野崎 光弘

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB07 DD30 EE03 EE05 FF04 GB06 HH22 HH29 HH35 JB13

JC20

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2014023670A	公开(公告)日	2014-02-06
申请号	JP2012165285	申请日	2012-07-26
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	雨宮 慎一 野崎 光弘		
发明人	雨宮 慎一 野崎 光弘		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB07 4C601/DD30 4C601/EE03 4C601/EE05 4C601/FF04 4C601/GB06 4C601/HH22 4C601/HH29 4C601/HH35 4C601/JB13 4C601/JC20		
代理人(译)	伊藤 亲		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置。超声波诊断装置包括：超声波探头，其具有沿仰角方向排列的多个超声波振子；波束形成器，其通过对由各超声波振子接收到的回波信号进行延迟相加来形成超声波接收波束，每个超声波接收波束在仰角方向上具有不同的宽度，其中波束形成器被配置为通过调整延迟相加中的延迟时间来形成用于一个发送/接收表面的多个超声波接收波束，以及显示控制单元，被配置为：显示基于所述多个超声波接收波束形成的合成图像。

