



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

穿刺針を含む被検体の対象部位に向けて超音波の送受信を行う複数の超音波トランスデューサと、

該複数の超音波トランスデューサ上に設定される送信開口から送信する超音波ビームを形成する送信制御手段と、

前記超音波ビームの、前記穿刺針における正反射成分に関する情報を取得する取得手段と、

前記超音波ビームの前記正反射成分に関する情報に基づいて、前記複数の超音波トランスデューサ上に前記送信開口と異なる第 1 の受信開口を設定する受信制御手段と、

前記第 1 の受信開口として設定された前記複数の超音波トランスデューサが受信した超音波エコー信号を処理する受信信号処理手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記取得手段は、前記複数の超音波トランスデューサと前記穿刺針との位置関係から前記正反射成分に関する情報を取得する請求項 1 記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記取得手段は、前記被検体に刺入された前記穿刺針の、前記複数の超音波トランスデューサに対する刺入角度から前記正反射成分に関する情報を取得する請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 4】**

前記送信制御手段は、前記超音波ビームを偏向して形成し、

前記取得手段は、前記穿刺針の前記刺入角度および前記超音波ビームの偏向角度から前記正反射成分に関する情報を取得する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記受信信号処理手段は、前記超音波エコー信号に対し、前記正反射成分を強調する重み付け処理を施す請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記受信信号処理手段は、さらに、前記超音波エコー信号を一時保存する記憶部を有する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 7】**

前記受信信号処理手段は、

さらに、前記超音波エコー信号を一時保存する記憶部を有し、

前記超音波エコー信号に対し、被検体組織成分を強調する重み付け処理を施し、前記正反射成分を強調する重み付け処理を施された超音波エコー信号と合成する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記受信制御手段は、前記第 1 の受信開口を、前記送信開口に対して前記穿刺針の被検体への刺入位置の反対側にある超音波トランスデューサを含むように設定する請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 9】**

前記受信制御手段は、さらに、前記第 1 の受信開口と異なる第 2 の受信開口を設定し、

前記受信信号処理手段は、前記送信開口による複数回の送信に応じて、前記第 1 の受信開口および前記第 2 の受信開口を用いて得られた前記超音波エコー信号を合成処理する請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

前記受信制御手段は、前記第 1 の受信開口として、前記複数の超音波トランスデューサ上に不連続に分割して設定された複数の分割受信開口を設定し、

隣接する 2 つの分割受信開口の間には、受信開口として使用しない少なくとも 1 つの超音波トランスデューサが含まれ、

50

前記受信信号処理手段は、前記送信開口による1回の送信に応じて、前記複数の分割受信開口を用いて得られた前記超音波エコー信号を合成処理する請求項1～8のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

複数の超音波トランスデューサを用いて穿刺針を含む被検体の対象部位に向けて超音波の送受信を行う超音波送受信方法であって、

前記複数の超音波トランスデューサ上に設定される送信開口から送信する超音波ビームを形成するステップと、

形成された前記超音波ビームを被検体の対象部位に向けて送信するステップと、

前記超音波ビームの、前記穿刺針における正反射成分に関する情報を取得するステップと、

前記超音波ビームの前記正反射成分に関する情報に基づいて、前記複数の超音波トランスデューサ上に前記送信開口と異なる第1の受信開口を設定するステップと、

設定された前記第1の受信開口を用いて、前記複数の超音波トランスデューサによって前記超音波ビームの超音波エコー信号を受信するステップと、

前記第1の受信開口として設定された前記複数の超音波トランスデューサが受信した前記超音波エコー信号を処理するステップと、を具備することを特徴とする超音波送受信方法。

【請求項12】

複数の超音波トランスデューサを用いて穿刺針を含む被検体の対象部位に向けて超音波の送受信を行うための複数の手順をコンピュータに実行させるための超音波送受信プログラムであって、

前記複数の手順は、

前記複数の超音波トランスデューサ上に設定される送信開口から送信する超音波ビームを形成する手順と、

形成された前記超音波ビームを被検体の対象部位に向けて送信する手順と、

前記超音波ビームの、前記穿刺針における正反射成分に関する情報を取得する手順と、

前記超音波ビームの前記正反射成分に関する情報に基づいて、前記複数の超音波トランスデューサ上に前記送信開口と異なる第1の受信開口を設定する手順と、

設定された前記第1の受信開口を用いて、前記複数の超音波トランスデューサによって前記超音波ビームの超音波エコー信号を受信する手順と、

前記第1の受信開口として設定された前記複数の超音波トランスデューサが受信した前記超音波エコー信号を処理する手順と、を具備することを特徴とする超音波送受信プログラム。

【請求項13】

請求項12に記載の超音波送受信プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、複数の超音波トランスデューサを備える超音波プローブを使用して人体などの被検体の内部を診断する超音波診断装置、超音波プローブから被検体に超音波を送受信するための超音波送受信方法、およびこの超音波送受信方法の複数の工程を手順として、すなわち超音波を送受信する複数の手順をコンピュータに実行させるための超音波送受信プログラムならびにこの超音波送受信プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体に関し、特に、被検体内に穿刺針を刺入する穿刺術等を超音波画像を見ながら行うことができる技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置に使用される超音波振動子は、複数の超音波トランスデューサ（振動子

10

20

30

40

50

)を集積して構成され、超音波の送信時および受信時において、複数の超音波トランスデューサ上に送信開口及び受信開口を設定し、各超音波トランスデューサの送信開口の送信出力および受信開口の受信出力の遅延時間(遅延量)を各超音波トランスデューサ毎に適当に制御することで、超音波の送信ビームおよび受信ビームをそれぞれ合成して、所望の超音波受信画像データを得るようにしている。

#### 【0003】

また、測定対象となる被検体内の特定の部位の生検等を専用の穿刺針を用いて容易に行うことができるように、超音波プローブに穿刺針を取り付けることのできる構造(穿刺アダプタ)を備えた超音波診断装置がある。この装置では、穿刺針が穿刺される際のガイドラインをディスプレイ上に表示する。このような超音波プローブを使用して、ガイドラインに従って穿刺針を被検体内に穿刺しながら超音波診断装置を作動させると、オペレータは、被検体内の画像と穿刺針の動きを同時にディスプレイ上で確認することができ、これにより安全な穿刺術(生検(バイオプシー)、ドレナージなど)を行うことができる。

10

#### 【0004】

しかしながら、従来の超音波診断装置においては、穿刺針の進入角度によっては、穿刺針からのエコー信号の強度が弱く、ディスプレイ上で穿刺針の画像が見にくいという課題がある。この課題を解決する方法として、穿刺針先端の表面を粗く加工(粗面化)する技術があるが、穿刺針先端以外のエコー信号が充分には強くないし、エコー信号自体を強めるには十分ではない。

このため、特許文献1に、穿刺針を被検体内に穿刺する時に、超音波走査ビームの送信ビーム方向を穿刺針の侵入路に対して略直角となるよう調節すると共に、各走査ビームの送信ビーム焦点位置が穿刺針の位置付近になるように各超音波トランスデューサの出力の遅延量を制御する技術が提案されている。

20

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0005】

【特許文献1】特開平9-28708号公報

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0006】

ところで、上記特許文献1に開示の技術では、超音波走査ビームの送信ビームの方向及び焦点制御することにより、被検体内に侵入する穿刺針のラインなどの目標ラインの超音波エコー信号を強くすることができるが、送受信制御がかなり複雑となるという問題があった。

30

また、特許文献1に開示の技術では、超音波走査ビームの受信ビームの方向性等が十分に考慮されておらず、穿刺針からのエコー信号の強度の改善効果が十分ではないという問題があった。例えば、特許文献1に開示の技術では、穿刺針の刺入角度が大きくなると、送信ビームの正反射成分が、受信時に複数の超音波トランスデューサ上に設定された受信開口から外れてしまい、穿刺針からのエコー信号を十分に受信できないため、エコー信号の強度が弱くなってしまいう問題もあった。

40

また、超音波走査ビームの送信が、被検体の表面に対して傾斜するステア送信であるため、穿刺針の視認性を向上できる場合においても、穿刺針以外の画質が劣化するという問題もあった。

さらに、特許文献1に開示の技術では、穿刺針からの超音波エコー信号をそのまま保存していないため、受信後の画像処理の際に、穿刺針から超音波エコー信号の強度を改善して、穿刺針の視認性を改善することができないという問題があった。

#### 【0007】

本発明は、上記事実に鑑みてなされたものであり、穿刺針からの超音波エコー信号の強度を高め、穿刺針の視認性を向上させることのできる超音波診断装置、超音波送受信方法および超音波送受信プログラムならびに記録媒体を提供することを目的とする。

50

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

上記目的を達成するために、本発明の第1の態様に係る超音波診断装置は、穿刺針を含む被検体の対象部位に向けて超音波の送受信を行う複数の超音波トランスデューサと、該複数の超音波トランスデューサ上に設定される送信開口から送信する超音波ビームを形成する送信制御手段と、前記超音波ビームの、前記穿刺針における正反射成分に関する情報を取得する取得手段と、前記超音波ビームの前記正反射成分に関する情報に基づいて、前記複数の超音波トランスデューサ上に前記送信開口と異なる第1の受信開口を設定する受信制御手段と、前記第1の受信開口として設定された前記複数の超音波トランスデューサが受信した超音波エコー信号を処理する受信信号処理手段と、を具備する構成を採る。

10

## 【0009】

ここで、前記取得手段は、前記複数の超音波トランスデューサと前記穿刺針との位置関係から前記正反射成分に関する情報を取得するのが好ましく、また、前記被検体に刺入された前記穿刺針の、前記複数の超音波トランスデューサに対する刺入角度から前記正反射成分に関する情報を取得するのが好ましい。

また、前記送信制御手段は、前記超音波ビームを偏向して形成し、前記取得手段は、前記穿刺針の前記刺入角度および前記超音波ビームの偏向角度から前記正反射成分に関する情報を取得するのが好ましい。

## 【0010】

また、前記受信信号処理手段は、前記超音波エコー信号に対し、前記正反射成分を強調する重み付け処理を施すのが好ましい。

20

また、前記受信信号処理手段は、さらに、前記超音波エコー信号を一時保存する記憶部を有するのが好ましい。

また、前記受信信号処理手段は、さらに、前記超音波エコー信号を一時保存する記憶部を有し、前記超音波エコー信号に対し、被検体組織成分を強調する重み付け処理を施し、前記正反射成分を強調する重み付け処理を施された超音波エコー信号と合成するのが好ましい。

また、前記受信制御手段は、前記第1の受信開口を、前記送信開口に対して前記穿刺針の被検体への刺入位置の反対側にある超音波トランスデューサを含むように設定するのが好ましい。

30

## 【0011】

また、前記受信制御手段は、さらに、前記第1の受信開口と異なる第2の受信開口を設定し、前記受信信号処理手段は、前記送信開口による複数回の送信に応じて、前記第1の受信開口および前記第2の受信開口を用いて得られた前記超音波エコー信号を合成処理するのが好ましい。

また、前記受信制御手段は、前記第1の受信開口として、前記複数の超音波トランスデューサ上に不連続に分割して設定された複数の分割受信開口を設定し、隣接する2つの分割受信開口の間には、受信開口として使用しない少なくとも1つの超音波トランスデューサが含まれ、前記受信信号処理手段は、前記送信開口による1回の送信に応じて、前記複数の分割受信開口を用いて得られた前記超音波エコー信号を合成処理するのが好ましい。

40

## 【0012】

また、上記目的を達成するために、本発明の第2の態様に係る超音波送受信方法は、複数の超音波トランスデューサを用いて穿刺針を含む被検体の対象部位に向けて超音波の送受信を行う超音波送受信方法であって、前記複数の超音波トランスデューサ上に設定される送信開口から送信する超音波ビームを形成するステップと、形成された前記超音波ビームを被検体の対象部位に向けて送信するステップと、前記超音波ビームの、前記穿刺針における正反射成分に関する情報を取得するステップと、前記超音波ビームの前記正反射成分に関する情報に基づいて、前記複数の超音波トランスデューサ上に前記送信開口と異なる第1の受信開口を設定するステップと、設定された前記第1の受信開口を用いて、前記複数の超音波トランスデューサによって前記超音波ビームの超音波エコー信号を受信する

50

ステップと、前記第 1 の受信開口として設定された前記複数の超音波トランスデューサが受信した前記超音波エコー信号を処理するステップと、を具備する構成を採る。

【0013】

また、上記目的を達成するために、本発明の第 3 の態様に係る超音波送受信プログラムは、複数の超音波トランスデューサを用いて穿刺針を含む被検体の対象部位に向けて超音波の送受信を行うための手順として、請求項 11 に記載の超音波送受信方法の各ステップをコンピュータに実行させるための超音波送受信プログラムである構成を採る。即ち、本態様は、複数の超音波トランスデューサを用いて穿刺針を含む被検体の対象部位に向けて超音波の送受信を行う複数の手順をコンピュータに実行させるための超音波送受信プログラムであって、前記複数の手順は、前記複数の超音波トランスデューサ上に設定される送信開口から送信する超音波ビームを形成する手順と、形成された前記超音波ビームを被検体の対象部位に向けて送信する手順と、前記超音波ビームの、前記穿刺針における正反射成分に関する情報を取得する手順と、前記超音波ビームの前記正反射成分に関する情報に基づいて、前記複数の超音波トランスデューサ上に前記送信開口と異なる第 1 の受信開口を設定する手順と、設定された前記第 1 の受信開口を用いて、前記複数の超音波トランスデューサによって前記超音波ビームの超音波エコー信号を受信する手順と、前記第 1 の受信開口として設定された前記複数の超音波トランスデューサが受信した前記超音波エコー信号を処理する手順と、を具備する構成を採る。

10

また、上記目的を達成するために、本発明の第 4 の態様に係る超音波送受信プログラムは、上記第 3 の態様の超音波送受信プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体である構成を採る。

20

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、穿刺針からのエコー信号の強度を高め、穿刺針の視認性を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図 1】本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の主要構成の一例を示す斜視図である。

【図 2】図 1 に示す超音波診断装置の主要な構成を示すブロック図である。

30

【図 3】従来の超音波プローブにおける超音波の送信波および反射波の幾何学的関係を示す模式図である。

【図 4】本発明の超音波送受信方法の基本概念を説明するための模式図である。

【図 5】本発明の超音波送受信方法の一例の概要を説明するための模式図である。

【図 6】本発明法においてディスプレイに表示される超音波プローブ、穿刺ガイドラインおよび穿刺針からの超音波の正反射波の一例を説明するための模式図である。

【図 7】(A) は、従来の超音波診断装置によって実施される従来の超音波送受信方法を、(B) は、本発明の超音波診断装置によって実施される本発明の超音波送受信方法の他の一例の概要を説明するための模式図である。

40

【図 8】本発明法の他の一例の概要を説明するための模式図である。

【図 9】本発明法の他の一例の概要を説明するための模式図である。

【図 10】本発明法の他の一例の概要を説明するための模式図である。

【図 11】本発明法の他の一例の概要を説明するための模式図である。

【図 12】本発明に係る超音波送受信方法の一例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】

以下に、本発明に係る超音波診断装置、超音波送受信方法および超音波送受信プログラム、ならびに記録媒体を添付の図面に示す好適実施形態に基づいて詳細に説明する。

【0017】

(実施の形態 1)

50

図 1 は、本発明に係る超音波送受信方法を実施する本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の主要構成の一例を示す斜視図である。ここでは、探触子である超音波プローブと、その超音波プローブの制御および得られた超音波エコー信号の解析を行い、超音波診断画像を合成する超音波診断装置本体と、その合成画像を表示するディスプレイと、が各々別個の構成となっている場合を例にとって説明する。また、超音波プローブには、穿刺アダプタが取り付けられている。

#### 【0018】

図 1 に示すように、本発明の実施の形態 1 の超音波診断装置 10 は、本発明に係る超音波送受信方法を実施するもので、超音波プローブ（以下、単にプローブという）12、超音波診断装置本体（以下、単に装置本体という）14、入力部 16、およびディスプレイ 18 を備える。

また、本実施形態の超音波診断装置 10 は、プローブ 12 に取り付け用いられる穿刺アダプタ 20 を備える。さらに、超音波診断装置 10 は、カート 22 によって容易に移動できるように構成されている。

#### 【0019】

プローブ 12 は、1 次元又は 2 次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ 13 によって超音波の送受信を行う探触子であり、複数の超音波トランスデューサ 13 が配列された先端のアレイ部分を被検者の表面に当接させて使用される。超音波トランスデューサ 13 は、印加される駆動信号に基づいて被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体において反射された超音波エコーを受信することにより、受信信号を装置本体 14 に出力する。

#### 【0020】

各超音波トランスデューサ 13 は、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）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：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（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。そのような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圧電体が伸縮する。この伸縮によって各々の振動子からパルス状または連続波の超音波が発生し、これらの超音波の合成によって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って伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

超音波プローブ 12 のタイプとしては、コンベックスタイプ、リニアスキャンタイプ、セクタスキャンタイプ等の種々のタイプがある。

#### 【0021】

また、プローブ 12 は、ケーブル 24 によって装置本体 14 に接続されており、その動作は装置本体 14 によって制御される。

プローブ 12 には、着脱交換が可能な穿刺アダプタ 20 が取り付けられている。

穿刺アダプタ 20 は、プローブ 12 に取り付けられ、穿刺針を特定の角度で被検者等の被検体の対象部位に刺入させるためのガイドとなる。具体的には、穿刺針は、穿刺アダプタ 20 に設けられた穴に沿って動くことで、予め設定された特定の刺入方向に動き、穿刺針の針先が被検体の対象部位に刺入される。穿刺アダプタ 20 は、その種類によって、使用できる穿刺針の太さ、穿刺針を被検者に刺入する刺入角度やその調整範囲、刺入位置、刺入経路等が異なり、穿刺アダプタ 20 を交換することで使用できる穿刺針の太さ、刺入角度、その範囲、刺入位置または刺入経路等を変更できる。使用できる穿刺針の太さ、刺入角度が予め決まっている穿刺アダプタ 20 の場合には、穿刺アダプタ 20 内に記憶部を備えていても良く、この記憶部に、穿刺アダプタ情報として、予め自身が使用できる穿刺針の太さ、刺入角度の情報を記憶しているのが良い。

#### 【0022】

装置本体 14 は、超音波診断装置 10 の各部の動作を統括的に制御する機能を有し、プローブ 12 によって超音波を送受信させたり、受信したエコーから断層画像を生成しディ

10

20

30

40

50

ディスプレイ 18 に表示する。また、装置本体 14 は、断層画像として B モード画像や M モード画像を生成し、リアルタイムにディスプレイ 18 に表示させる。装置本体 14 の詳細な構成については後述する。

#### 【0023】

入力部 16 は、各種情報の入力を行うキーボードやポインティングデバイス、種々のボタンやダイヤル等からなり、医師、技師等のオペレータは、この入力部 16 を用いて超音波診断装置 10 を操作する。例えば、オペレータは、入力部 16 を用いて、観察部位に応じた超音波診断装置 10 の動作状態に関わる各種設定値を指定したり、プローブ 12 から送信する超音波ビームの焦点の深さを変更する。また、オペレータは、入力部 16 を用いて関心領域 (ROI: Region of Interest) を指定する。さらに、オペレータは、入力部 16 を用いて穿刺アダプタ 20 の穿刺アダプタ情報 (刺入角度) を入力する。なお、穿刺アダプタ 20 内の記憶部に、穿刺アダプタ情報として、予め自身が使用できる穿刺針の太さ、刺入角度の情報を記憶している場合には、入力部 16 による入力は不要である。

10

#### 【0024】

ディスプレイ 18 は、例えば、ラスタスキャン方式の LCD ディスプレイ等であり、装置本体 14 から出力されるアナログ変換された画像信号に基づいて、超音波画像の動画、静止画等を表示する。

本実施形態では、超音波診断装置 10 の各構成要素は、カート 22 に支持される。すなわち、装置本体 14 は、カート 22 に載置されて支持され、入力部 16 及びディスプレイ 18 は、カート 22 上部側に取り付けられ、プローブ 12 は、入力部 16 が取り付けられたカート 22 の側面に設けられたプローブホルダ 26 に保持され、プローブ 12 を装置本体 14 に接続するケーブル 24 は、入力部 16 が取り付けられたカート 22 の裏面側に設けられたフック 28 に保持される。

20

また、カート 22 は、超音波診断装置 10 を移動するための 4 つのキャスター 30 を備える。

なお、本実施形態では、超音波診断装置 10 を移動するために、超音波診断装置 10 の各構成要素を支持するカート 22 を備えているが、本発明は、これに限定されない。

#### 【0025】

図 2 は、図 1 に示す超音波診断装置の超音波診断装置本体およびその周辺機器の主要な構成の一例を示すブロック図である。なお、図 1 において既に示し、上記で既に説明した構成については、その説明を省略する。

30

#### 【0026】

装置本体 14 は、システム制御部 32、送信回路 34、マルチプレクサ 36、受信回路 38、受信データ記憶部 40、正反射成分算出部 42、信号処理部 44、画像プロセッサ 46、および表示処理部 48 を備える。

#### 【0027】

システム制御部 32 は、超音波診断装置 10 全体をコントロールして適切な動作を行うように制御する。

具体的には、システム制御部 32 は、送信回路 34 および受信回路 38 を介してプローブ 12 の直進性が保たれた超音波ビームの送信方向および超音波エコーの受信方向を順次設定する。システム制御部 32 は、設定された送信方向に応じて送信遅延パターンを選択する送信制御機能と、設定された受信方向に応じて受信遅延パターンを選択する受信制御機能とを有している。

40

#### 【0028】

ここで、送信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサ 13 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各超音波トランスデューサ 13 の駆動信号に与えられる遅延時間のパターンであり、受信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサ 13 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受信信号に与えられる遅延時間のパターンである。システム制御部 32 に付属する格納装置には、複数種類の送信遅延パターンおよび複数種類の受信遅延パタ

50

ーンが区別されて格納されており、所望の送信方向および受信方向に応じてそれぞれ選択的に利用される。

【 0 0 2 9 】

また、システム制御部 3 2 は、送信に使用される複数の超音波トランスデューサ 1 3 からなる送信開口および受信に使用される複数の超音波トランスデューサ 1 3 からなる受信開口の設定を行うマルチプレクサ 3 6 を制御する。ここで、本実施形態においては、受信開口と送信開口とは異なるように、例えば受信開口は送信開口より大きく設定される。

また、システム制御部 3 2 は、入力部 1 6、または穿刺アダプタ 2 0 から通知された穿刺アダプタ情報（刺入角度等）を正反射成分算出部 4 2 へ出力する。なお、システム制御部 3 2 は、予め穿刺アダプタ 2 0 の記憶部から穿刺アダプタ情報を読み出して、システム制御部 3 2 の格納装置に格納しておき、必要に応じて読み出して正反射成分算出部 4 2 へ出力するようにしても良い。

また、システム制御部 3 2 は、受信フォーカス処理を行う信号処理部 4 4 に受信遅延パターンを出力する。

【 0 0 3 0 】

送信回路 3 4 は、最大送信開口数に対応する複数の回路を備えており、システム制御部 3 2 によってマルチプレクサ 3 6 を介して送信開口として設定された複数の超音波トランスデューサ 1 3 にそれぞれ印加される複数の駆動信号を生成する。その際に、システム制御部 3 2 によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の駆動信号にそれぞれの遅延時間を与えることができる。送信回路 3 4 は、送信開口として設定された複数の超音波トランスデューサ 1 3 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複数の駆動信号の遅延量を調節して、プローブ 1 2 に供給する。

【 0 0 3 1 】

マルチプレクサ 3 6 は、多数のスイッチ群で構成されており、システム制御部 3 2 によって制御され、送信開口または受信開口として設定される複数の超音波トランスデューサのスイッチングを行う。

このマルチプレクサ 3 6 のスイッチングにより、プローブ 1 2 の N 個（例えば 1 9 2 個）の超音波トランスデューサ 1 3 の中から使用する超音波トランスデューサ群（例えば最大 9 6 個、通常使用時 6 4 個）を選択して、送信開口または受信開口として設定すると共に、送信回路 3 4 からの送信信号のプローブ 1 2 への受け渡し、および、プローブ 1 2 からの受信信号の受信回路 3 8 への受け渡しを行う。具体的には、マルチプレクサ 3 6 は、プローブ 1 2 の N 個の超音波トランスデューサと N 本の信号線を介して接続されている。マルチプレクサ 3 6 は、電子スキャンのために用いられるものであり、送受信を行う超音波トランスデューサ 1 3 を送信開口または受信開口として適宜選択することによって超音波ビームを走査する位置および方向を決定する。

【 0 0 3 2 】

受信回路 3 8 は、最大受信開口数（例えば 9 6 個）に対応する複数の回路を備え、システム制御部 3 2 によってマルチプレクサ 3 6 を介して受信開口として設定された複数の超音波トランスデューサ 1 3 からそれぞれ出力される複数のアナログの受信信号を受信して増幅し、デジタルの受信信号（受信データ）に変換する。

こうしてデジタル変換された受信データは、複数フレーム分の超音波画像に対応する受信信号データを蓄積するためのメモリ容量を有する受信データ記憶部 4 0 に順次格納される。

【 0 0 3 3 】

受信データ記憶部 4 0 は、受信回路 3 8 から出力される受信データ（RAW（生）データ）を格納する格納手段としての機能を有し、信号処理部 4 4 からの読み出し指示に基づいて適宜受信データを信号処理部 4 4 へ出力する。

【 0 0 3 4 】

正反射成分算出部 4 2 は、システム制御部 3 2 から提供される穿刺アダプタ情報に基づいて、後述するプローブ 1 2 から送信された超音波ビームの穿刺針上での正反射成分に関

10

20

30

40

50

する情報を算出し、その結果（算出された正反射成分に関する情報）をシステム制御部 3 2 および信号処理部 4 4 へ供給する。

【0035】

信号処理部 4 4 は、システム制御部 3 2 によって選択された受信遅延パターンに基づいて、複数の受信データにそれぞれの遅延時間を与え、それらの受信データを加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信データ（音線データ）が形成される。

次に、信号処理部 4 4 は、音線データに対して包絡線検波処理あるいは直交検波処理などの検波処理を施した後に、STC（Sensitivity Time gain Control：センシティブティ・タイム・ゲイン・コントロール）によっ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する。

10

【0036】

画像プロセッサ 4 6 は、Bモード画像を表す画像データを生成し、表示処理部 4 8 へ出力する。具体的には、画像プロセッサ 4 6 は、信号処理部 4 4 から読み出した音線データに対して、対数圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理、および、音線データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換する走査線変換処理を施し、Bモード画像を生成する。

【0037】

表示処理部 4 8 は、画面をディスプレイ 1 8 に表示するためのビデオ信号を生成し、ディスプレイ 1 8 へ出力する。

20

【0038】

ディスプレイ 1 8 は、表示処理部 4 8 から出力された超音波画像や測定結果などを含む画面を表示することにより、オペレータに各種情報を提供する。

【0039】

次いで、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 0 の動作の概要およびその原理、ならびに本発明の超音波送受信方法について説明する。

【0040】

図 3 は、従来の超音波プローブにおける超音波の送信波および反射波の幾何学的関係を示す模式図である。なお、ここでは説明を簡単にするために、被検体 B 1 の体表面における屈折はないものとして図示を行っている（なお、以降に説明する図においても同様である）。

30

【0041】

穿刺針は、金属で形成されており、周囲の被検体組織とは音響インピーダンスが大きく異なるため、超音波画像においては顕著に穿刺針の像が得られるように思われる。しかしながら、現実には、超音波画像を撮像してみると、穿刺針が他の組織と際立って像を結ぶことはなく、逆に穿刺針が途切れ途切れに映ることも少なくない。そこで、本発明者は、鋭意検討を進め、以下のことを知見した。

すなわち、図 3 に示すように、プローブ 1 2 の複数の超音波トランスデューサ 1 3 から被検体 B 1 へ向けて送信された超音波は、被検体 B 1 内に入射し、穿刺針 N 1 に当たり、穿刺針 N 1 において、正反射（鏡面反射）したとすると、反射波がプローブ 1 2 の受信範囲から外れてしまう状況が現れる。例えば、P 1 から送信された超音波は、被検体 B 1 内に図 3 中参照符号 a で示す入射波の方向に入射し、穿刺針 N 1 において、図 3 中参照符号 b で示す反射波の方向に正反射して、図 3 中参照符号 I で示される強度分布を持つ反射波は、P 1' において受信される。なお、被検体の組織において反射してきた通常の超音波エコー信号は、図 3 中参照符号 c で示す方向に進行して P 1 において受信される。

40

しかし、P 2 から送信された超音波は穿刺針 N 1 において正反射して P 2' に到達するため、プローブ 1 2 の受信範囲から外れてしまう。このような、反射波の一部または全部が逃げてしまいプローブ 1 2 に到達しない状況となれば、超音波画像において穿刺針 N 1 の像が見えにくくなる現象も説明がつく。

【0042】

50

一般的に、超音波診断技術は、被検体として生物体の組織を想定しているため、超音波が生物体の組織において反射してきた通常の超音波エコー信号（例えば、点反射的な成分からなる）を受信し、これから画像を形成することを想定している。しかし、穿刺針は金属体であり、しかも表面が滑らかであることが一般的である。そうすると、穿刺針の表面における超音波の反射特性は、生物体の組織とは大きく異なり、正反射（鏡面反射）が主であることが予想される。このように、超音波プローブの複数の超音波トランスデューサから放射された超音波は、滑らかな穿刺針の表面において正反射（鏡面反射）するため、従来の超音波診断装置において、被検体である生物体の体表面に配置された超音波プローブを用いて生物体の組織から反射された通常の超音波エコー信号（点反射成分ともいう）と穿刺針の表面から鏡面反射された正反射成分とが重畳された信号を受信して生物体の組織の情報と穿刺針の先端部の情報を同時に収集する場合に、超音波画像データ上で穿刺針の先端部を明確な像として常時観察することは困難であった。

10

20

30

40

50

#### 【0043】

そこで、本発明者は、図3で言うP2'に到達する反射波を捉えることができる超音波診断装置について、以下の知見を得た。まず、第1の知見は、受信範囲が従来よりも長い超音波プローブ、より正確には、超音波トランスデューサが配列されたアレイ部分の長さが従来よりも長い超音波プローブを製作することである。しかし、これでは充分ではない。例えば、256個の超音波トランスデューサからなる超音波プローブは、アレイ部分が比較的長いが、通常の超音波送受信方法においては、1回の送受信につき、256個の1/4に相当する64個の超音波トランスデューサだけを使用して64チャンネルとしたり、更に短いチャンネルを設定していることが多い。

#### 【0044】

従って、本質的な問題は、アレイ部分の長さというよりも、超音波プローブの複数の超音波トランスデューサ上に設定された送信開口から送信された超音波に対して穿刺針表面から鏡面反射された正反射波が到達すると予想される範囲を超音波プローブの複数の超音波トランスデューサ上に設定される受信開口がカバーできているか否かである。そこで、本発明者の第2の知見は、正反射波が到達する範囲を予測し、この予測結果に基づいて、超音波プローブの受信開口を、送信開口とは異なる、例えば、送信開口より大きくなるように設定することにより、正反射波を超音波プローブがカバー（受信）できるようにすることである。ここで、送信開口および受信開口とは、複数の超音波トランスデューサ上に設定されるもので、受信に用いられる超音波トランスデューサの位置および個数（チャンネル数）を意味する。

#### 【0045】

また、穿刺針の像を得るためだけであれば穿刺針からの正反射波（正反射成分ともいう）のみに着目すれば良いが、そもそも、穿刺は、ある穿刺の対象物（被検体組織）が存在し、この対象物へ向けて穿刺針を刺入する行為であるから、穿刺対象物およびその周辺組織の像を得ることも大切である。そうすると、超音波診断システムは、穿刺針の正反射成分のみをカバーするだけでなく、通常の被検体組織から反射される通常の超音波エコー信号も十分に受信する必要がある。

#### 【0046】

図4は、本実施の形態の超音波診断装置によって実施される、本発明の実施の形態に係る超音波送受信方法の基本概念を説明するための模式図である。

この図では、プローブ12の送信開口T1および受信開口R1が描かれているが、被検体組織等から反射された通常の超音波エコー信号（点反射成分）を受信するための受信開口R2は、従来の超音波診断装置と同様に送信開口T1と一致する。一方、穿刺針N1からの正反射成分を受信するための受信開口R3は、送信開口T1とは一致せず、図4の右方へ展開する。即ち、受信開口R3は、送信開口T1に対して穿刺針N1の被検体B1への刺入位置の反対側にある超音波トランスデューサ13を含むように、従って、穿刺針N1における超音波ビームの正反射成分を受け取る位置にある2以上の超音波トランスデューサ上に設定される。

そして、本実施の形態に係る超音波送受信方法では、通常超音波エコー信号用の受信開口 R 2 および正反射成分用の受信開口 R 3 の双方を合体させて開口合成をおこなったものを受信開口 R 1 としている。すなわち、受信開口 R 1 が、送信開口 T 1 に対して、穿刺針 N 1 の被検体 B 1 への刺入位置の反対側にある超音波トランスデューサ 1 3 を含むように、従来のものより穿刺針 N 1 の被検体 B 1 への刺入位置の反対側に拡張した態様となっている。このように、装置本体 1 4 は、プローブ 1 2 の受信開口 R 1 の位置および幅（チャンネル数）を穿刺針からの正反射成分に応じて変更する態様を採る。

なお、通常超音波エコー信号用の受信開口 R 2 には、ほぼ通常超音波エコー信号だけが到達するが、正反射成分用の受信開口 R 3 の方には、正反射成分だけでなく通常超音波エコー信号も到達することは言うまでもない。

10

【0047】

図 5 は、本実施の形態において、穿刺針からの超音波の正反射波が到達する範囲を予測する方法の一例を説明するための模式図である。

【0048】

穿刺針 N 1 の被検体 B 1 への刺入角を  $\theta_1$ 、超音波送信ビームの中心位置を P 1 1、この中心位置 P 1 1 における被検体 B 1 の表面からの穿刺針 N 1 までの深度を  $D_1$ 、超音波送信ビームの中心位置 P 1 1 から深度  $D_1$  において穿刺針 N 1 上で正反射が起こり、反射波が超音波トランスデューサで受信される点を P 1 1'、超音波送信ビームの中心位置 P 1 1 から穿刺針の刺入位置までの距離を  $W_1$  とすると、反射波が戻ってくる点 P 1 1' と送信ビームの中心位置 P 1 1 との距離  $L_1$  は、次式 (1) によって算出される。

20

【0049】

【数 1】

$$\begin{aligned} L_1 &= D_1 \tan 2\theta_1 \\ &= W_1 \tan \theta_1 \tan 2\theta_1 \quad \dots(1) \end{aligned}$$

【0050】

従って、反射波が戻ってくる点 P 1 1' を考慮して、受信開口の幅を決定すれば良い。例えば、穿刺針 N 1 を考慮しない通常送受信においては、送信開口 T 1 および受信開口 R 2（図 4 参照）を 6 4 素子に設定しておき、穿刺針 N 1 の反射波に基づくエコー信号を受信する際は、反射波の到達点 P 1 1' 側に受信開口 R 1（図 4 参照）を広げて最大受信開口数の、例えば 9 6 素子に設定する。特に、送信開口の最右端に超音波送信ビームが形成される場合、この最右端の超音波送信ビームの反射超音波が戻ってくる点がクリティカルな点であり、この点まで受信開口がカバーできていれば最善の状態である。

30

なお、被検体 B 1 の体表面または内部における屈折の影響も考慮しなければならない場合は、スネルの法則に従って計算すれば良い。

【0051】

受信開口の幅を決定する際に必要な情報、例えば、上記の例では反射波が戻ってくる点 P 1 1' の位置情報は、正反射成分算出部 4 2 内で正反射成分情報として生成され、信号処理部 4 4 は、この情報に基づいて、受信データ記憶部 4 0 からの受信データの処理方法を決定すると共に、システム制御部 3 2 がマルチプレクサ 3 6 でのスイッチング方法を制御する。

40

【0052】

また、穿刺針 N 1 の超音波トランスデューサアレイに対する刺入角  $\theta_1$  は、システム制御部 3 2 から、穿刺アダプタ情報として正反射成分算出部 4 2 へ供給される。なお、プローブ 1 2 に穿刺アダプタ 2 0 が取り付けられている場合には、図 6 に示すように、穿刺針 N 1 をガイドするための穿刺ガイドライン G をディスプレイ 1 8 上に表示し、穿刺針 N 1 の刺入角  $\theta_1$  が、穿刺ガイドライン G が被検体 B 1 の表面と成す角として術者に分かるようにしても良い。

50

## 【 0 0 5 3 】

また、ここでは図示しないが、装置本体 1 4 に別途、穿刺針検出部を設け、この穿刺針検出部で超音波画像に基づいて自動認識され、出力される穿刺針の位置情報に基づいて刺入角を決定するような態様であっても良い。

## 【 0 0 5 4 】

以上説明したように、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置および超音波送受信方法によれば、穿刺針と超音波プローブとの位置関係に基づいて、受信開口の幅（チャンネル数）を決定し、当該受信開口で得られた受信信号に対しビームフォーミングする。これにより、穿刺状態の超音波画像の表示分解能を向上させることができるので、穿刺針の視認性が向上する。ここで、穿刺針と超音波プローブとの位置関係を示す情報で最も重要なパラメータは、送信された超音波の進行方向と穿刺針とのなす角、すなわち穿刺針の刺入角度である。

10

## 【 0 0 5 5 】

なお、本実施の形態では、正反射成分だけでなく通常の超音波エコー信号（点反射成分）も受信するために、受信開口が従来のものより拡張した態様を例にとって説明したが、例えば、通常の超音波エコー信号を重要視しない場合には、正反射成分情報に基づいて受信開口の位置を変更するような態様を採ることもできる。

なお、本実施の形態では、受信開口幅を変更（例えば、64 素子から 96 素子に変更）する場合を説明したが、送信ビーム方向中心位置と穿刺針からの正反射成分到達位置が受信開口に含まれるように、受信開口の位置を変更しても良い。また、送信ビーム方向からの超音波エコーを受ける受信開口と穿刺針からの正反射成分到達位置用の受信開口を分割して設定しても良い。

20

## 【 0 0 5 6 】

（実施の形態 2）

本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置は、上記実施の形態 1 で説明した超音波診断装置 1 0 の装置本体 1 4 の信号処理部 4 4 に受信アポダイゼーション機能を追加したものである。なお、本実施の形態の超音波診断装置の構成は、受信アポダイゼーション機能が追加されている点を除いて、図 1 および図 2 に示す超音波診断装置 1 0 と略同様であるので、図面を用いた説明を省略する。また、以下において、本実施の形態の超音波診断装置の詳細な説明をする際に、図 2 に示す超音波診断装置 1 0 と同一の構成要素に言及する場合は、その構成要素の参照符号を用いて説明を行う。

30

## 【 0 0 5 7 】

ここで、受信アポダイゼーションとは、加算処理を行う前の複数の受信データに対して重み係数を与える技術である。具体的には、超音波ビームの中心に位置する超音波トランスデューサからの受信信号に対する重みを最も大きく設定し、中心から離れるにつれ受信信号の重みを小さく設定する。これにより、超音波ビームの中心に位置するであろう観察対象から直接的に到達する受信信号を最も強調して受信処理を行うことができるので、受信した超音波ビームを精度の高いものとすることができる。

## 【 0 0 5 8 】

図 7 (A) は、従来の超音波診断装置によって実施される従来の超音波送受信方法を、図 7 (B) は、本実施の形態の超音波診断装置によって実施される、本実施の形態に係る超音波送受信方法の一例の概要を説明するための模式図である。ここで、図 7 (A) は、従来の受信アポダイゼーションの概要を示したものであり、通常は、受信アポダイゼーションの重み曲線 W 2 1 のピークと送信ビームの中心位置 C 2 1 とが一致して設定される。

40

一方、図 7 (B) は、本実施の形態に係る受信アポダイゼーションの概要を示したものである。この図からわかるように、本実施の形態では、受信アポダイゼーションの重み曲線 W 2 2 はピークを 2 つ有する。一方のピークは、送信ビームの中心位置 C 2 2 と一致して設定されており、他方のピークは、穿刺針からの正反射成分の中心位置 C 2 3 に設定されている。ここで、正反射成分の中心位置 C 2 3 は、上記式 (1) に従って、送信ビームの中心位置 C 2 2 から  $D_1 \tan 2 \theta_1$  だけ離れた位置に設定される。なお、この受信ア

50

ポダイゼーション処理は、図2に示す装置本体14の信号処理部44における受信フォーカス処理における加算処理の前段階にて行われる。

【0059】

このように、受信アポダイゼーションの重み設定において、ピークを2つ、すなわち受信信号を強調する箇所を2箇所設定することにより、被検体組織について精度高い画像を得ることができると共に、穿刺針についても精度高い画像を得ることができる。

【0060】

以上説明したように、本実施の形態に係る超音波診断装置によれば、送信ビーム中心位置と穿刺針の正反射成分の到達位置の双方に対して受信アポダイゼーションを行う。よって、双方の観察対象の受信信号に対し強調処理を施すことができ、穿刺状態の超音波画像の表示分解能をより向上させることができる。

【0061】

なお、本実施の形態では、受信アポダイゼーションの重み設定において、ピークを2つ設定する態様を示したが、例えば、被検体組織からの通常の超音波エコー信号（点反射成分）を重要視しない場合には、正反射成分のみに対しピークを設定するような態様を採ることもできる。

【0062】

また、図7(B)では、受信アポダイゼーションの重み曲線W22において、2つのピークが同様の正規カーブを描くような態様を例にとって説明したが、被検体組織と穿刺針とではそれぞれ適した重み曲線カーブが異なる場合も考えられるので、正反射成分に対しては針に適した重みカーブを適用するようにしても良い。

【0063】

図7(B)に示す実施例では、送信ビーム中心位置と穿刺針からの正反射成分の到達位置の双方に対して受信アポダイゼーションを行うために2つのピークを持つ重み曲線W22を用いたが、本発明はこれに限定されず、各位置に対してそれぞれ受信アポダイゼーションを行うために、それぞれ1つのピークを持つ2つの重み曲線を用いても良い。

例えば、図8に示す実施例では、送信ビーム中心位置に対して受信アポダイゼーションを行うために、送信ビームの中心位置C22と一致して設定された1つのピークを持つ重み曲線W23と、穿刺針からの正反射成分の到達位置に対して受信アポダイゼーションを行うために、穿刺針からの正反射成分の中心位置C23と一致して設定された1つのピークを持つ重み曲線W24を用いる。

【0064】

このため、本実施例では、被検体組織からの通常の超音波エコー信号（以下、被検体組織成分ともいう）と穿刺針からの正反射成分とを含む受信データが、受信データ記憶部40に記憶されているので、記憶された同一の受信データに対して、重み曲線W23を用いて被検体組織成分を強調する受信アポダイゼーション（被検体組織強調処理）と、重み曲線W24を用いた穿刺針からの正反射成分を強調する受信アポダイゼーション（正反射成分強調処理）とを、それぞれ信号処理部44で行い、画像プロセッサ46において、それぞれに強調された受信データを合成処理する。合成処理の前にフィルタ処理などの強調処理を行ってもよい。受信データ記憶部40に記憶された同一受信データを繰り返し活用しながら、被検体組織成分と穿刺針からの正反射成分に適した画像処理を行うことが可能となる。

なお、受信アポダイゼーションの重み曲線W23および24は、各ピークが同様の正規カーブを描く例であるが、本発明はこれに限定されず、被検体組織成分及び穿刺針からの正反射成分に適した重み曲線であれば、異なっても良い。

【0065】

（実施の形態3）

本発明の実施の形態3に係る超音波診断装置は、上記実施の形態1で説明した超音波診断装置10の装置本体14に対して、上記実施の形態1とは異なる開口合成機能を追加したものである。なお、本実施の形態の超音波診断装置の構成も、開口合成機能が異なる点

10

20

30

40

50

を除いて、図1および図2に示す超音波診断装置10と略同様であるので、図面を用いた説明を省略する。また、以下において、本実施の形態の超音波診断装置の詳細な説明をする際に、図2に示す超音波診断装置10と同一の構成要素に言及する場合は、その構成要素の参照符号を用いて説明を行う。

【0066】

本実施の形態で用いる開口合成技術は、本出願人の出願に係る特開2010-29374号公報に開示されている技術である。具体的には、超音波ビームを複数回送信し、発生する超音波エコー信号を複数の異なる受信開口における複数の超音波トランスデューサが受信し、受信信号をメモリに一時的に格納しておいて、それぞれ異なる受信開口において得られた受信信号を互いに合成し、これにより得られた受信信号に受信フォーカス処理を施す技術である。

10

【0067】

図9は、本実施の形態の超音波診断装置によって実施される、本実施の形態に係る超音波送受信方法の一例の概要を説明するための模式図である。本実施の形態では、送信開口と受信開口1とは一致しており、その送信開口から送信された超音波ビームは、穿刺針N1で正反射され、図9のケースでは、受信開口1ではなく受信開口2のへ戻ってくる環境下にある。そのため、本実施の形態の超音波診断装置は、開口合成処理が必要と判断された場合は、同じ送信開口を用いて超音波ビームを2回送信し、1回目の受信では受信開口1で受信処理を行って受信データを受信データ記憶部40に一時保存しておき、2回目の受信ではマルチプレクサ36で超音波トランスデューサ13を切り替えて受信開口2で信号を受信し、その後、計2回の受信で得られた信号を合成する。

20

【0068】

なお、本実施の形態の超音波診断装置において、開口合成処理が必要か否かの判断は、システム制御部32が、正反射成分算出部42から提供される正反射成分情報に基づいて判断する。より詳細には、システム制御部32は、ビーム送信方向からの通常の超音波エコー信号（点反射成分）と穿刺針N1からの正反射信号成分とを十分な受信開口幅で受信する目安として、下記式(2)を満たす場合、受信開口1と受信開口2とによる開口合成を行うと判断する。

$$D_1 \tan 2 \theta_1 \quad (\text{受信開口の幅}) / 2 \quad \dots (2)$$

【0069】

また、この開口合成処理のうち、複数回の超音波ビームの送信処理については、システム制御部32がマルチプレクサ36および送信回路34を制御することにより実現する。また、この開口合成処理のうち、複数の異なる開口によって受信する処理については、システム制御部32がマルチプレクサ36、受信回路38、受信データ記憶部40および信号処理部44を制御することによって実現する。そして、信号処理部44は、受信回路38等の受信系統から送られてくる受信データに対し、それぞれ対応する受信フォーカス処理を施すことにより、開口合成された受信データを得る。

30

【0070】

以上説明したように、本実施の形態に係る超音波診断装置によれば、被検体組織B1からの通常の超音波エコー信号（点反射成分）が主である受信開口1の素子データと、穿刺針N1からの正反射成分が主である受信開口2の素子データとを開口合成するため、双方の観察対象の受信信号を得ることができ、穿刺状態の超音波画像の表示分解能をより向上させることができる。

40

【0071】

(実施の形態4)

本発明の実施の形態3に係る超音波診断装置は、上記実施の形態1で説明した超音波診断装置10の装置本体14に対して、上記実施の形態3とは異なる開口合成機能を追加したものであり、上述したように、上記実施の形態3と異なり、1回の送信に対して、上記実施の形態1の受信開口を、送信ビーム方向からの超音波エコー信号（点反射成分）を受け取る受信開口と穿刺針からの正反射成分到達位置用の受信開口とに分割して設定したもの

50

であるので、同様の説明は省略し、主に、相違点について説明する。

図10は、本実施の形態の超音波診断装置によって実施される、本実施の形態に係る超音波送受信方法の一例の概要を説明するための模式図である。

本実施の形態では、受信開口として、受信開口として利用されない少なくとも1つの超音波トランスデューサ13を挟んで分割された、それぞれ複数の超音波トランスデューサ13を含む、送信方向を中心とした受信開口Aと、正反射成分用を中心とした受信開口Bとが設定される。即ち、図示例では、受信開口A及び受信開口Bは、これらの両者の間に受信開口として利用されない3素子の超音波トランスデューサ13が含まれるように設定される。

#### 【0072】

10

本実施の形態では、送信開口と受信開口Aとは一致しており、その送信開口から送信された超音波ビームは、通常の被検体組織から反射され、通常の超音波エコー信号（点反射成分）として受信開口Aに戻ってくるが、穿刺針N1で正反射（鏡面反射）された正反射波（正反射成分）は、受信開口Aではなく受信開口Bのへ戻ってくる。従って、本実施の形態の超音波診断装置では、通常の超音波エコー信号は、受信開口Aで受信し、穿刺針N1による正反射成分は、受信開口Bで受信することができる。なお、本実施の形態では、送信開口と受信開口Aとは必ずしも一致している必要はない。

本実施の形態では、こうして、2つの受信開口AおよびBで受信した超音波エコー信号を合成して、即ち、受信開口Aと受信開口Bとによる開口合成処理を行い、被検体組織B1と穿刺針N1との画像を合成する。

20

なお、本実施の形態で、受信開口Aと受信開口Bとの間に受信開口として利用されない1素子以上の超音波トランスデューサ13を介在させるのは、超音波トランスデューサ13の素子数に比べて受信回路の素子数が少ないポータブルタイプのような廉価盤でも、通常の画像の信号が強い送信開口真下の信号と、穿刺針からの正反射成分が強い信号とをはっきりと分離して受信するためである。

#### 【0073】

本実施の形態では、1回の超音波ビームの送信による通常の超音波エコー信号および穿刺針N1からの正反射成分を、それぞれ分割された2つの受信開口Aおよび受信開口Bで受信することができるので、少ないチャンネル数の装置でも、正反射成分を受信することが可能となる。なお、多数の超音波トランスデューサ13上への分割された2つの受信開口Aおよび受信開口Bの設定は、マルチプレクサ36によって容易に行うことができる。

30

また、本実施の形態では、受信エコー信号を受信データ（個々の超音波トランスデューサ13が受信した受信データ：以下では、単に素子データともいう）として受信データ記憶部40に一時的に保存し、1回の送信の素子データから送信ビーム方向と穿刺針の正反射方向を含む2方向以上に受信ビームフォーミングを行い、それらの超音波エコー信号のデータを合成して表示することで、穿刺時に重要であるフレームレートの低下をまねくことなく、穿刺針の視認性を向上した画像を提供することができる。

#### 【0074】

即ち、上述した実施形態3では、複数回の超音波ビームの送信処理を行い、各送信超音波ビーム毎に、通常の超音波エコー信号（点反射成分）と、穿刺針N1からの正反射成分とを、複数の異なる開口によって受信して合成する開口合成処理を行っているが、本実施の形態では、1回の送信によって送信ビーム方向および穿刺針の正反射方向のエコー信号を受信開口Aおよび受信開口Bで受信することができるので、複数回の送信によってそれぞれ送信ビーム方向および穿刺針の正反射方向のエコー信号を受信開口1および受信開口2で受信する上記実施の形態3に比べて、フレームレートを低下させることが無いし、上記実施の形態3のように、マルチプレクサ36による送信開口、受信開口1、および送信開口、受信開口2の切り替えを行う必要が無く、送信開口からのマルチプレクサ36による2つの受信開口Aおよび受信開口Bの設定切替が容易であり、かつ迅速にできるので、上記実施の形態3において発生する恐れのある切替タイミングの遅れ等を無くすることができる。

40

50

また、本実施の形態によれば、被検体組織 B 1 からの通常の超音波エコー信号（点反射成分）が主である受信開口 A の素子データと、穿刺針 N 1 からの正反射成分が主である受信開口 B の素子データとを開口合成するため、双方の観察対象の受信信号を得ることができ、穿刺状態の超音波画像の表示分解能をより向上させることができる。

【0075】

（実施の形態 5）

本発明の実施の形態 4 に係る超音波診断装置は、上記実施の形態 1 で説明した超音波診断装置 10 と、プローブ 12 が超音波トランスデューサ 13 の配列方向と直交する方向ではなく、偏向角をもって超音波ビームを送信する（図 11 参照）機能を有している点で異なるものであるが、この点を除いて、図 1 および図 2 に示す超音波診断装置 10 と略同様であるので、図面を用いた説明を省略する。なお、本実施の形態の超音波診断装置の装置本体は、この新機能に対応した構成となっている。なお、以下において、本実施の形態の超音波診断装置の詳細な説明をする際に、図 2 に示す超音波診断装置 10 と同一の構成要素に言及する場合は、その構成要素の参照符号を用いて説明を行う。

10

【0076】

図 11 は、偏向角をもって送信された超音波ビームの、穿刺針からの超音波の正反射波（正反射成分）が到達する範囲を予測する方法の一例を説明するための模式図である。

穿刺針 N 1 の被検体 B 1 への刺入角を  $\theta_2$ 、超音波の入射位置 P 41 から傾斜角  $\phi_2$  で超音波が入射され、深度  $D_2$  において穿刺針 N 1 上で正反射が起こり、反射波が被検体 B 1 から出射する点が P 41'、超音波の入射位置 P 41 から穿刺針 N 1 の刺入位置までの距離を  $W_2$  とすると、反射波が戻ってくる点 P 41' と入射点 P 41 との距離  $L_2$  は、次式（3）によって算出される。

20

従って、本実施の形態の超音波診断装置では、反射波が戻ってくる点 P 41' を考慮して、受信開口の幅を決定すれば良い。

【0077】

【数 2】

$$L_2 = D_2 \cdot \cos\phi_2 \{ \tan(2\theta_2 - \phi_2) - \tan\phi_2 \}$$

$$= W_2 \cdot \frac{\tan\theta_2 \{ \tan(2\theta_2 - \phi_2) - \tan\phi_2 \}}{\tan\theta_2 \cdot \tan\phi_2 + 1} \quad \dots(3)$$

$$\left( W_2 = D_2 \cdot \frac{\cos\phi_2 \{ \tan\theta_2 \cdot \tan\phi_2 + 1 \}}{\tan\theta_2} \right)$$

30

【0078】

以上説明したように、本実施の形態に係る超音波診断装置および装置本体によれば、超音波プローブから傾斜角を持って超音波ビームが送信される場合でも、穿刺針と超音波プローブとの位置関係に基づいて、受信開口の位置および幅（チャンネル数）を決定することができる。よって、穿刺状態の超音波画像の表示分解能を向上させることができ、穿刺針の視認性が向上する。

40

【0079】

次いで、本発明に係る超音波診断装置で実施される本発明の超音波送受信方法について説明する。

図 12 は、本発明に係る超音波送受信方法の一例を示すフローチャートである。

図 12 に示す超音波送受信方法は、図 1 および図 2 に示す本発明の実施の形態 1 の超音波診断装置 10 において実施されるものであり、図 4 ~ 図 6 に示すようにして、プローブ 12 の複数の超音波トランスデューサ 13 を用いて穿刺針 N 1 を含む被検体 B 1 の対象部

50

位に向けて超音波の送受信を行う。

ここで、術者は、超音波診断装置 10 の装置本体 14 の電源をオンして、プローブ 12 を被検者の被検体 B 1 の表面に押し当てているものとする。

【0080】

まず、本発明の超音波送受信方法では、ステップ S 10 において、プローブ 12 の複数の超音波トランスデューサ 13 上に設定される送信開口から送信する超音波ビームを形成する。

次に、ステップ S 12 において、形成された送信用超音波ビームを被検体 B 1 の対象部位に向けて送信する。

また、ステップ S 14 において、超音波ビームの、穿刺針 N 1 における正反射成分に関する情報を取得する。

また、ステップ S 16 において、超音波ビームの正反射成分に関する情報に基づいて、複数の超音波トランスデューサ 13 上に送信開口と異なる受信開口を設定する。

【0081】

また、ステップ S 18 において、設定された受信開口を用いて、複数の超音波トランスデューサ 13 によって超音波ビームの超音波エコー信号を受信する。

続いて、ステップ S 20 において、受信開口を用いて複数の超音波トランスデューサ 13 が受信した超音波エコー信号を処理し、超音波画像を生成する。

こうして、本発明の超音波送受信方法では、送信開口から送信された超音波ビームの穿刺針からの正反射成分を確実にもれなく受信開口から受信することができる。このため、本発明法では、穿刺針からのエコー信号の強度を高め、穿刺針の視認性を向上させることができる。

【0082】

なお、以上に説明した本発明に係る各実施の形態は、本発明の一例を示すものであり、本発明の構成を限定するものではない。本発明に係る超音波診断装置および超音波送受信方法は、上記各実施の形態に限定されず、本発明の目的を逸脱しない範囲で種々変更して実施することが可能である。

【0083】

例えば、各実施の形態では、超音波診断装置とディスプレイと入力部とが各々別個の構成となっている場合を例にとって説明したが、超音波診断装置とディスプレイと入力部とが一体の装置となっている構成であっても良い。

【0084】

上記実施の形態における各構成は、主に、CPU（中央演算装置）とCPUに各種の処理を行わせるためのソフトウェアとによって構成されるが、これらをデジタル回路および/またはアナログ回路などのハードウェアで構成しても良い。なお、ソフトウェアは、図示しない内部メモリに記憶される。

【0085】

また、本発明に係る超音波送受信方法のアルゴリズムをプログラミング言語によって記述し、必要に応じてコンパイルし、この超音波送受信プログラムをメモリ（記録媒体）に記憶して他の超音波診断装置の情報処理手段によって実行させれば、本発明に係る超音波診断装置と同様の機能を実現することができる。

【0086】

すなわち、本発明の超音波送受信プログラムは、複数の超音波トランスデューサを用いて穿刺針を含む被検体の対象部位に向けて超音波の送受信を行うための以下の複数の手順をコンピュータに実行させるためのプログラムであり、複数の手順は、複数の超音波トランスデューサ上に設定される送信開口から超音波ビームを形成する手順と、形成された超音波ビームを被検体の対象部位に向けて送信する手順と、超音波ビームの、穿刺針における正反射成分に関する情報を取得する手順と、超音波ビームの正反射成分に関する情報に基づいて、複数の超音波トランスデューサ上に送信開口と異なる第1の受信開口を設定する手順と、設定された第1の受信開口を用いて、複数の超音波トランスデューサによって

10

20

30

40

50

超音波ビームの超音波エコー信号を受信する手順と、第1の受信開口を用いて複数の超音波トランスデューサが受信した超音波エコー信号を処理する手順と、を含む。

また、本発明は、上記超音波送受信プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体であっても良いことは言うまでもない。

【産業上の利用可能性】

【0087】

本発明に係る超音波診断装置、超音波送受信方法、および超音波送受信プログラムは、例えば、被検体内に穿刺針を刺入する穿刺術等を超音波画像を見ながら行う用途に利用することができる。

【符号の説明】

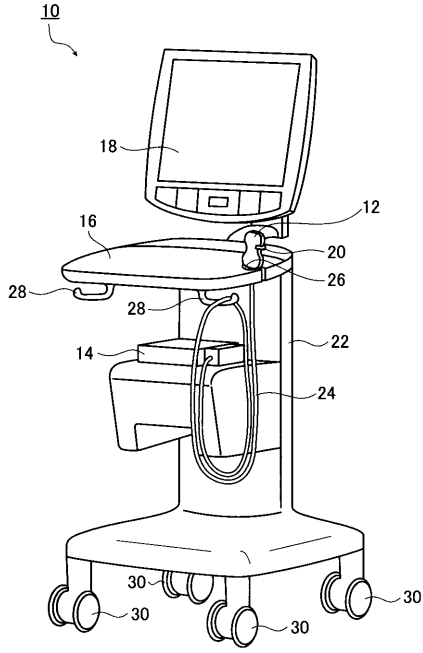
10

【0088】

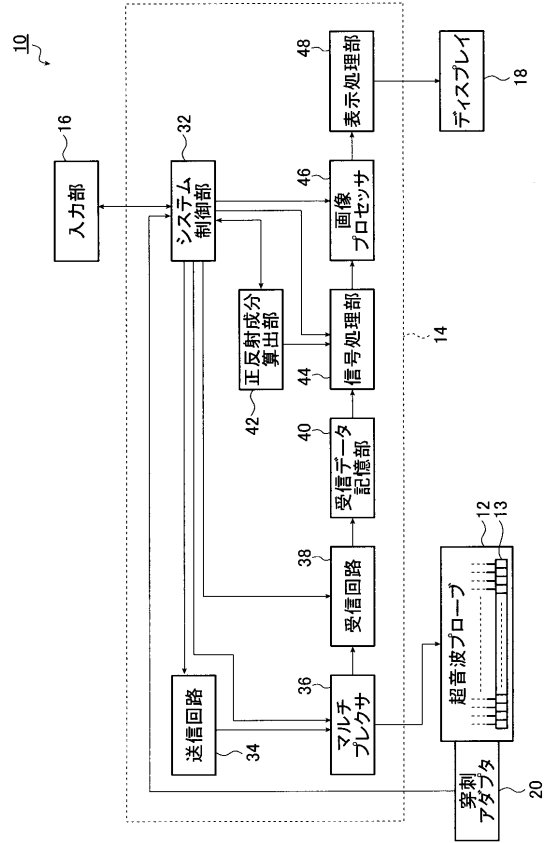
- 10 超音波診断装置
- 12 超音波プローブ
- 14 超音波診断装置本体（装置本体）
- 16 入力部
- 18 ディスプレイ
- 20 穿刺アダプタ
- 32 システム制御部
- 34 送信回路
- 36 マルチプレクサ
- 38 受信回路
- 40 受信データ記憶部
- 42 正反射成分算出部
- 44 信号処理部
- 46 画像プロセッサ
- 48 表示処理部

20

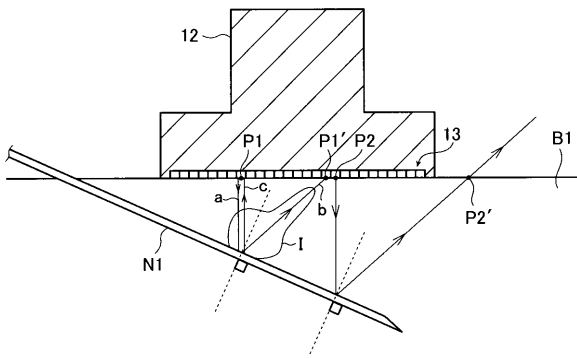
【図1】



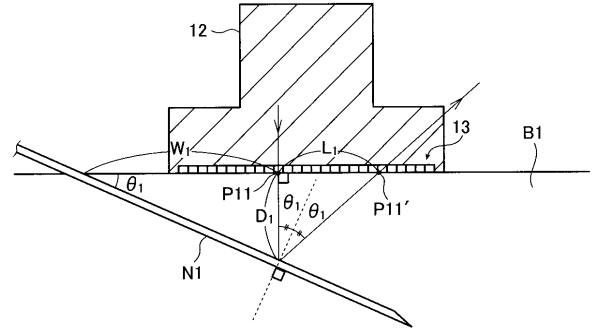
【図2】



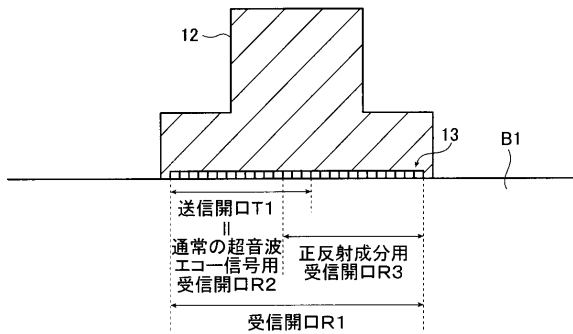
【図3】



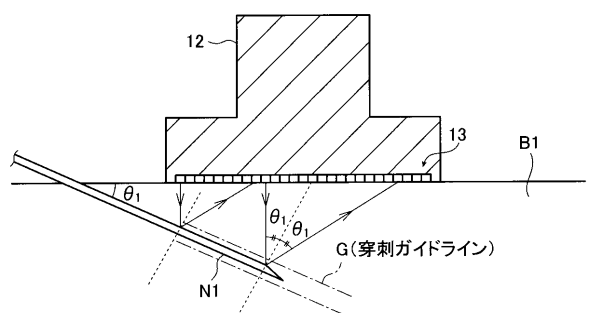
【図5】



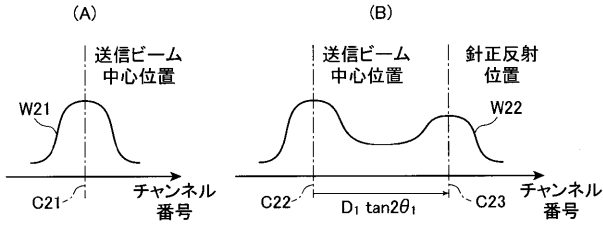
【図4】



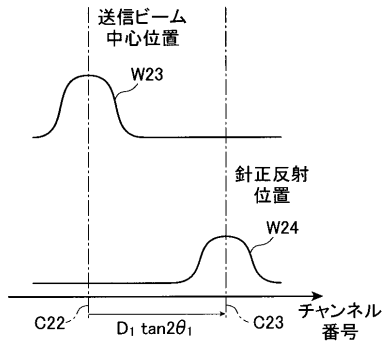
【図6】



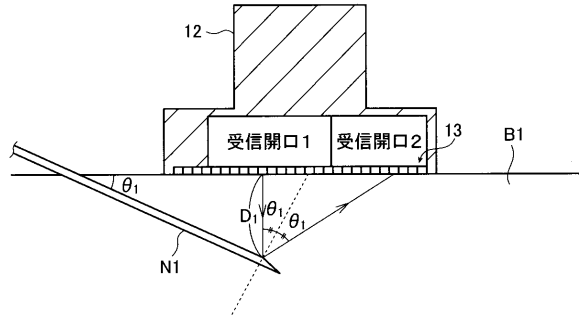
【 図 7 】



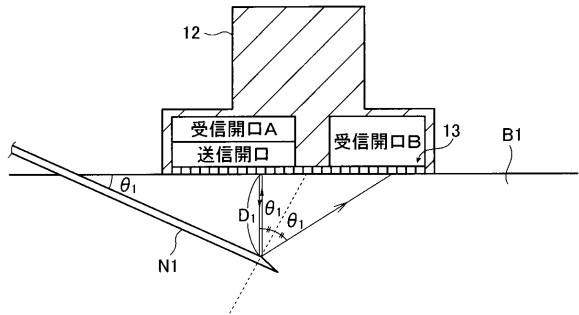
【 図 8 】



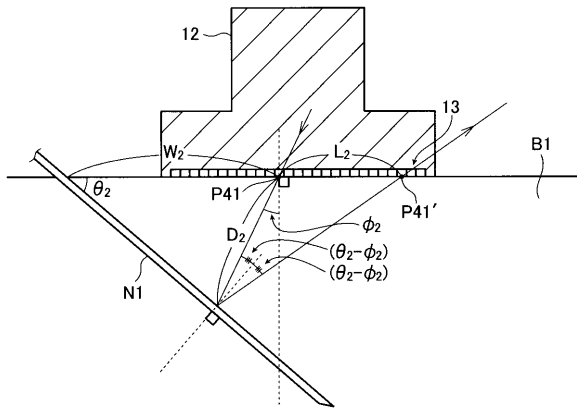
【 図 9 】



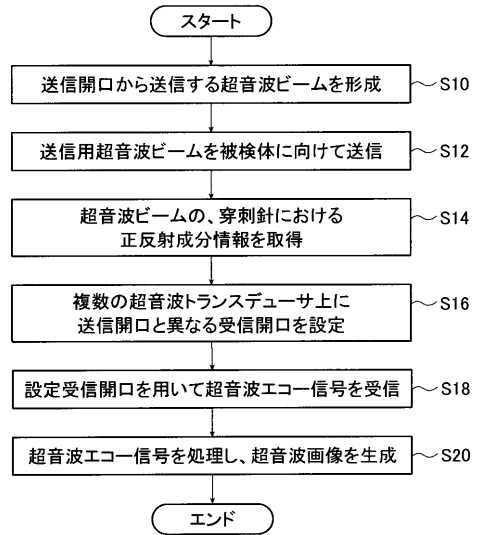
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 宮地 幸哉

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

(72)発明者 勝山 公人

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

Fターム(参考) 4C601 EE03 EE11 FF03 GB04 JC17 JC21

