

(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2017-148407

(P2017-148407A)

(43) 公開日 平成29年8月31日(2017.8.31)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/14 (2006.01)

F I  
A61B 8/14

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 27 頁)

(21) 出願番号 特願2016-35842(P2016-35842)  
(22) 出願日 平成28年2月26日(2016.2.26)

(71) 出願人 000001270  
コニカミノルタ株式会社  
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号  
(74) 代理人 100105050  
弁理士 鷲田 公一  
(74) 代理人 100155620  
弁理士 木曾 孝  
(72) 発明者 西垣 森緒  
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ  
ニカミノルタ株式会社内  
(72) 発明者 蒲澤 美有紀  
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ  
ニカミノルタ株式会社内

最終頁に続く

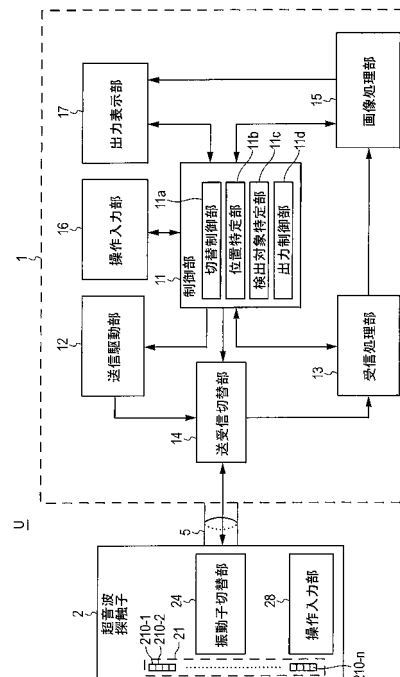
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び制御プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波探触子を用いて被検体の内部の検出対象物を検出する際に、当該検出対象物の位置を正確に特定すること。

【解決手段】第1の方向に沿って配設され、被検体に対して超音波ビームを送信してその反射波を受信する複数の振動子210と、複数の振動子210への駆動信号を制御して、超音波ビームの送信方向を第1の方向に偏向させる振動子切替部24と、を有する超音波探触子2から反射波に係る受信信号を受信する超音波診断装置1であって、受信信号の時間的変化に基づいて、被検体の内部における検出対象物の深度を特定する位置特定部11bと、超音波ビームの送信方向が異なる第1及び第2の角度のときに検出対象物からの反射波により生成された前受信信号に基づいて、第1の方向における検出対象物の位置を特定する位置特定部11bと、を備える。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

第 1 の方向に沿って配列され、被検体に対して超音波ビームを送信してその反射波を受信する複数の振動子と、前記複数の振動子への駆動信号を制御して、前記超音波ビームの送信方向を前記第 1 の方向に偏向させる振動子切替部と、を有する超音波探触子から前記反射波に係る受信信号を受信する超音波診断装置であって、

前記受信信号の時間的变化に基づいて、前記被検体の内部における検出対象物の深度を特定する第 1 の位置特定部と、

前記超音波ビームの送信方向が異なる第 1 及び第 2 の角度のときに前記検出対象物からの反射波により生成された前記受信信号に基づいて、前記第 1 の方向における前記検出対象物の位置を特定する第 2 の位置特定部と、

前記第 1 の方向における前記検出対象物の位置を、前記超音波探触子の操作者に識別可能な態様で出力する出力制御部と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記第 2 の位置特定部は、前記超音波ビームの前記送信方向が前記第 1 及び第 2 の角度のときの測定条件にて前記超音波ビームを送受信した場合に推定される、前記深度に存在する前記検出対象物からの反射波により生成される前記受信信号の信号強度と、前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置の関係を示す送受信指向特性データを参照して、

当該送受信指向特性データと、前記超音波ビームの前記送信方向が前記第 1 及び第 2 の角度のときに前記検出対象物からの反射波により生成された前記受信信号の信号強度の差分値と、に基づいて、前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置を特定する

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】**

前記第 2 の位置特定部は、更に、前記超音波ビームの送信方向が第 3 の角度のときの測定条件にて前記超音波ビームを送受信した場合に推定される、前記深度に存在する前記検出対象物からの反射波により生成される前記受信信号の信号強度と、前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置の関係を示す送受信指向特性データを参照して、

当該送受信指向特性データと、前記超音波ビームの前記送信方向が前記第 1 及び第 2 の角度、並びに前記第 3 の角度のときに前記検出対象物からの反射波により生成された前記受信信号の信号強度と、に基づいて、前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置を特定する

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】**

前記第 2 の位置特定部は、前記複数の振動子から送信される前記超音波ビームの中心軸から偏向する位置として、前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置を特定する

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 いずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記超音波探触子は、前記第 1 の方向と交叉する第 2 の方向に沿って配列され、前記被検体に対して超音波ビームを送信してその反射波を受信する複数の振動子を更に有し、

前記第 1 の位置特定部は、前記第 2 の方向に沿って配設された前記複数の振動子に係る前記受信信号の時間的变化に基づいて、前記第 2 の方向に沿った複数の地点における前記検出対象物の深度を特定し、

前記第 2 の位置特定部は、前記第 2 の方向に沿った複数の地点で前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置を特定する

ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 いずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記検出対象物は穿刺針であって、前記第 2 の方向は、当該穿刺針を穿刺する方向に沿う方向であり、前記第 1 の方向は、当該穿刺針を穿刺する方向に直交する方向である

ことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 7】

前記第 2 の方向に沿った複数の地点で特定された、前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置の連続状態に基づいて、前記検出対象物の種別を特定する検出対象特定部を更に備える

ことを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記出力制御部は、前記第 2 の方向に沿った複数の地点で特定された前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置に基づいて、前記第 2 の方向に沿って生成された前記被検体の断層画像に対応するように、前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置を示す画像を表示させる

ことを特徴とする請求項 5 乃至 7 いずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

前記出力制御部は、前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置に応じた報知態様で、前記超音波探触子の操作者へ報知させる

ことを特徴とする請求項 1 乃至 8 いずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記複数の振動子から得られる受信信号を整相加算する整相加算部と、

前記第 1 の方向においていずれかの列に配列される第 1 振動子群により取得される受信信号から求められる第 1 の整相加算された受信データを一時記憶するメモリと、

前記メモリに記憶させた前記第 1 の整相加算された受信データと、前記第 1 の方向における前記第 1 振動子群とは異なる列の第 2 振動子群により取得される受信信号から求められる第 2 の整相加算された受信データを加算するメモリと、を備え、

長軸方向における同一音線に対して複数回の超音波ビームの送信を行うことで偏向制御を行う

ことを特徴とする請求項 2 乃至 9 いずれか一項に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 11】

第 1 の方向に沿って配列され、被検体に対して超音波ビームを送信してその反射波を受信する複数の振動子と、前記複数の振動子への駆動信号を制御して、前記超音波ビームの送信方向を前記第 1 の方向に偏向させる振動子切替部と、を有する超音波探触子から前記反射波に係る受信信号を受信する超音波診断装置の制御プログラムであって、

前記受信信号の時間的变化に基づいて、前記被検体の内部における検出対象物の深度を特定する工程と、

前記超音波ビームの前記送信方向が異なる第 1 及び第 2 の角度のときに前記検出対象物からの反射波により生成された前記受信信号に基づいて、前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置を特定する工程と、

前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置を、前記超音波探触子の操作者に識別可能に出力する工程と、

を備えることを特徴とする制御プログラム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波診断装置、及び制御プログラムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、超音波ビームを被検体内部に送信し、その反射波（エコー）を受信して所定の信号データ処理を行うことにより、被検体の内部構造の検査を行う超音波診断装置がある。このような超音波診断装置は、医療目的の検査、治療といった種々の用途に広く用いられている。

10

20

30

40

50

## 【0003】

超音波診断装置は、取得された反射波のデータを処理して画像を表示させるだけでなく、例えば、被検体内の特定の部位（ターゲット）のサンプルを採取したり、水分などを排出したり、或いは、特定の部位に薬剤やマーカーなどを注入、留置したりする際に、これらに用いられる穿刺針とターゲットの位置とを視認しながら当該穿刺針をターゲット位置に向けて刺入する場合に、超音波ビームの送受信によって得られる超音波画像（以下、「超音波画像」と言う）が用いられる（超音波ガイド下穿刺術）（後述する図6を参照）。このような超音波画像の利用により、被検体内のターゲットに対する処置を迅速、確実且つ容易に行うことができる。

## 【0004】

超音波診断装置では、超音波ビームの送受信を行う振動子を一次元に配列し、超音波ビームの送受信に用いる振動子を電氣的に切り替えて走査（電子走査）させることで、二次元画像を表示するものが多く用いられている。このような画像を表示する超音波診断装置において、例えば、穿刺針を、この走査する方向（長軸方向）に沿って刺入することで、穿刺針は被検体への刺入位置からターゲットへの到達までの間、継続的に撮像可能な範囲に位置する。しかしながら、被検体内には穿刺針以外の体組織からの反射があり、これら体組織の画像と穿刺針の画像が混在した画像をから穿刺針を視認することは容易でない。また、穿刺針は、被検体の内部状態、構造や穿刺針の先端形状などにより、必ずしも最初の刺入方向に正確に向かわなかったり、穿刺針が湾曲してしまったりする場合がある。その結果、穿刺針が長軸方向に直交する方向（短軸方向）にずれてしまい、撮像可能な範囲から外れて穿刺針（もしくはその一部）の撮像がなされなくなるという問題が生じる場合もあった。

## 【0005】

このような問題に対処するべく、いくつかの考案がなされている。穿刺針と体組織の判別については、例えば、特許文献1には、複数フレーム分の超音波画像データを取得し、当該フレームごとに反射体の位置を特定することによって、穿刺針と体組織とを判別するとともに穿刺針の動きを検出する技術が開示されている。又、穿刺針の位置が短軸方向に逸れることに関しては、例えば、特許文献2には、走査する方向に直交する方向に配列された二次元配列振動子を用いて、それぞれの動作タイミングを変更させる遅延回路を設け、当該複数の振動子の遅延量の大小関係を切り替えることで超音波の進行方向を偏向させて、本来の超音波送受信幅よりも外側の撮像を行う技術が開示されている。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0006】

【特許文献1】特開2014-212922号公報

【特許文献2】特開2000-139926号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

しかしながら、特許文献1においては、撮像された複数の超音波画像データを用いて穿刺針の移動を検出することで穿刺針を特定するものであり、超音波画像を生成する際には、体組織からの反射波も検出されるため、穿刺針が移動していないときには、当該体組織からの反射波か、穿刺針からの反射波かの判別を行うことができず、体組織を穿刺針と誤検出してしまうという問題も有している。

## 【0008】

一方、特許文献2のように、電子走査で超音波ビームを偏向させるためには電子遅延手段が必要となり、物量やコストの増加という問題が発生する。

## 【0009】

他方、超音波ビームを短軸方向に偏向させることにより、穿刺針を超音波断層像に描出可能にすることに加え、穿刺針の短軸方向へのずれの大きさを正確に特定したいという要

10

20

30

40

50

望もある。

【 0 0 1 0 】

そこで、本発明は、上記の問題点に鑑み、超音波探触子を用いて被検体の内部の検出対象物（例えば、穿刺針、体組織）を検出する際に、当該検出対象物の位置（特に、超音波ビームの送受信方向からの外れ量）をより正確に特定可能とする超音波診断装置、及び制御プログラム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】

【 0 0 1 1 】

前述した課題を解決する主たる本発明は、第1の方向に沿って配列され、被検体に対して超音波ビームを送信してその反射波を受信する複数の振動子と、前記複数の振動子への駆動信号を制御して、前記超音波ビームの送信方向を前記第1の方向に偏向させる振動子切替部と、を有する超音波探触子から前記反射波に係る受信信号を受信する超音波診断装置であって、前記受信信号の時間的変化に基づいて、前記被検体の内部における検出対象物の深度を特定する第1の位置特定部と、前記超音波ビームの送信方向が異なる第1及び第2の角度のときに前記検出対象物からの反射波により生成された前記受信信号に基づいて、前記第1の方向における前記検出対象物の位置を特定する第2の位置特定部と、前記第1の方向における前記検出対象物の位置を、前記超音波探触子の操作者に識別可能な態様で出力する出力制御部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本開示によれば、超音波探触子を用いて、被検体の内部の検出対象物を検出する際に、当該検出対象物の位置をより正確に特定することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図1】第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成の一例を示す図である。

【図2】第1の実施形態に係る超音波診断装置の内部構成の一例を示すブロック図である。

【図3】第1の実施形態に係る超音波探触子における振動子配列の一例を示す図である。

【図4】第1の実施形態に係る超音波探触子の振動子配列における短軸方向に沿った断面構造の一例を示す図である。

30

【図5】第1の実施形態に係る駆動させる振動子と超音波ビームの送受信方向との関係の一例を示す図である。

【図6】第1の実施形態に係る超音波探触子と穿刺針の位置関係の一例を示す図である。

【図7】第1の実施形態に係る超音波診断装置が表示する画像の一例を示す図である。

【図8】第1の実施形態に係る超音波診断装置が表示する画像を生成する際に制御部が実行する制御手順の一例を示す図である。

【図9】第1の実施形態に係る偏向角度に応じた超音波ビームの送受信指向特性カーブの一例を示す図である。

【図10】第1の実施形態に係る深度に応じた超音波ビームの送受信指向特性カーブの一例を示す図である。

40

【図11】第1の実施形態に係る連続状態の判定方法について説明する図である。

【図12】第1の実施形態の変形例に係る穿刺針の短軸位置を特定する方法を説明する図である。

【図13】第2の実施形態に係る穿刺針の短軸位置を特定する方法を説明する図である。

【図14】第2の実施形態に係る超音波診断装置が表示する画像を生成する際に制御部が実行する制御手順の一例を示す図である。

【図15】第3の実施形態に係る穿刺針の短軸位置を報知するための報知部の一例を示す図である。

【図16】その他の実施形態に係る超音波診断装置の内部構成の一例を示すブロック図である。

50

**【発明を実施するための形態】****【0014】**

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。

**【0015】****(第1の実施形態)**

本実施形態では、一例として、Bモード(Brightness Mode)の超音波画像を生成する超音波診断装置について説明する。

**【0016】**

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置Uの全体構成の一例を示す図である。図2は、本実施形態に係る超音波診断装置Uの内部構成の一例を示すブロック図である。この超音波診断装置Uは、超音波診断装置本体1と、ケーブル5を介して超音波診断装置本体1に接続された超音波探触子2(超音波プローブ)と、穿刺針3と、超音波探触子2に取り付けられた取付部4などを備える。

10

**【0017】**

超音波探触子2は、超音波ビーム(ここでは、1~30MHz程度)を生体などの被検体に対して送信するとともに、送信した超音波のうち被検体の中で反射された反射波(エコー)を受信して電気信号に変換する音響センサーとして機能する。この超音波探触子2は、超音波ビームを送受信する振動子210の配列である振動子配列21と、振動子配列21のうち送受信させる振動子210を切替制御する振動子切替部24と、操作入力部28などを備えている。

20

**【0018】**

操作者は、この超音波探触子2における超音波ビームの送受信面、即ち、振動子配列21から超音波を送信する方向の面を被検体に接触させて超音波診断装置Uを動作させ、超音波診断を行う(図6を参照して後述する)。尚、ここでは、超音波探触子2を外部(表面)から被検体内部に超音波を送信してその反射波を受信するものとしているが、超音波探触子2としては、消化管や血管などの内部や、体腔内などに挿入して用いるものであってもよく、その用途に応じた種々のサイズ、形状であってよい。

**【0019】**

振動子配列21(図3を参照して後述する)は、複数の振動子210を配列させたものである。尚、振動子210は、例えば、圧電体と当該圧電体の両端に設けられた電極とによって構成される圧電素子である。

30

**【0020】**

穿刺針3は、ここでは、中空状の長針形状を有し、取付部4の設定により定められた向きで被検体に対して刺入される。穿刺針3は、採取のターゲット(検体)又は注入される薬剤などの種別や分量に応じて適宜な太さ、長さや先端形状を有したものに換装されることが可能となっている。

**【0021】**

取付部4は、穿刺針3を設定された向き(方向)で保持する。取付部4は、超音波探触子2の側部に取り付けられ、穿刺針3の向きを適宜変更設定可能となっている。取付部4は、穿刺針3を単に刺入方向に移動させるだけでなく、当該穿刺針3を針軸回りに回転(スピン)させながら刺入させることができる。尚、取付部4の代わりに、超音波探触子2に穿刺針3を刺入方向に向けて保持する案内部が直接設けられていてもよい。なお最近では、穿刺の目的や操作者の技量などにより、取付部4なしで穿刺を行なう場合もある。

40

**【0022】**

超音波診断装置本体1(以下、「超音波診断装置1」とも言う)には、操作入力部16と出力表示部17とが設けられている。又、図2に示すように、超音波診断装置本体1は、これらに加えて、制御部11と、送信駆動部12と、受信処理部13と、送受信切替部14と、画像処理部15などを備えている。

**【0023】**

超音波診断装置本体1の制御部11は、操作入力部16のキーボードやマウスといった

50

入力デバイスに対する外部からの入力操作に基づき、超音波探触子 2 に駆動信号を出力して超音波ビームを出力させ、又、超音波探触子 2 から反射波に係る受信信号を取得して各種処理を行い、必要に応じて出力表示部 17 の表示画面などに結果などを表示させる。

【0024】

制御部 11 は、切替制御部 11 a、位置特定部 11 b、検出対象特定部 11 c 及び出力制御部 11 d を備える。

【0025】

制御部 11 は、演算処理器、メモリなどの回路から構成される。具体的には、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory) 及び RAM (Random Access Memory) などを備えている。CPU は、ROM に記憶されている各種プログラムを読み出して RAM にロードし、当該プログラムに従って超音波診断装置 U の各部の動作を統括制御する。ROM は、超音波診断装置 U を動作させる制御プログラム及び各種処理プログラムや、各種設定データ等を記憶する。これらのプログラムや設定データは、ROM の他、例えば、SSD (Solid State Drive) を含むフラッシュメモリなどの不揮発性メモリを用いた補助記憶装置に読み書き更新可能に記憶させることとしてもよい。RAM は、SRAM や DRAM などの揮発性メモリであり、CPU に作業用のメモリ空間を提供し、一時データを記憶する。切替制御部 11 a、位置特定部 11 b、検出対象特定部 11 c 及び出力制御部 11 d の機能は、例えば、CPU がプログラムを実行することによって実現されるものとする。

10

【0026】

切替制御部 11 a は、送信駆動部 12、受信処理部 13、送受信切替部 14 を制御して、各振動子 210 - 1 ~ 210 - n のうちの選択された振動子に対して駆動信号を送信させ、又、各振動子 210 - 1 ~ 210 - n のうちの選択された振動子からの受信信号を受信させる。又、切替制御部 11 a は、超音波探触子 2 の振動子切替部 24 を制御して、振動子配列 21 (図 3 を参照して後述) のうち送受信させる振動子 210 - 1 ~ 210 - n のうちの選択された振動子を個別に切り替える。

20

【0027】

又、位置特定部 11 b は、受信処理部 13 から取得した受信信号に基づいて、穿刺針 3 の先端部分 3 a の位置を特定する (図 7 を参照して後述)。尚、位置特定部 11 b は、穿刺針 3 の先端部分 3 a の深度を特定する第 1 の位置特定部と、穿刺針 3 の先端部分 3 a の短軸方向の位置を特定する第 2 の位置特定部とを有している。

30

【0028】

又、検出対象特定部 11 c は、検出対象物の短軸位置の長軸方向における連続状態に基づいて、検出対象物の種別 (穿刺針、体組織等) を特定する。

【0029】

又、出力制御部 11 d は、位置特定部 11 b 及び検出対象特定部 11 c が特定した検出対象物の位置や種別を示すデータに基づいて、超音波探触子 2 の操作者に穿刺針 3 の短軸位置を識別可能に出力する。ここでは、出力制御部 11 d は、穿刺針 3 の短軸位置を画像処理部 15 に出力し、穿刺針 3 の位置を示す平面視画像を生成させ、出力表示部 17 に表示させている。

40

【0030】

送信駆動部 12 は、制御部 11 から入力される制御信号に従って超音波探触子 2 に供給するパルス信号 (以下、「駆動信号」とも言う) を出力し、超音波探触子 2 に超音波を発信させる回路である。送信駆動部 12 の内容および動作に関しては公知であり、本願とは直接関係しないため割愛する。

【0031】

受信処理部 13 は、制御部 11 の制御に従って超音波探触子 2 から入力された受信信号を取得する回路である。受信処理部 13 は、例えば、ゲイン可変増幅器、A/D 変換回路、整相加算回路を備えている。整相加算回路は、A/D 変換された受信信号に対して、振動子 210 の位置に応じた遅延時間を与えて、これらを加算 (整相加算) して、ビームフ

50

オーミングした音線データを生成する。受信処理部 13 の内容および動作に関しては公知であり、本願とは直接関係しないため割愛する。

【0032】

送受信切替部 14 は、制御部 11 の制御に基づいて、振動子 210 から超音波ビームを送信する場合に駆動信号を送信駆動部 12 から振動子 210 に送信させる一方、振動子 210 - 1 ~ 210 - n のうちの選択された振動子が送信した超音波に係る信号を取得する場合に受信信号を受信処理部 13 に出力させるための切り替え動作を行う回路である。

【0033】

画像処理部 15 は、超音波の受信データに基づく診断用画像を生成する。又、画像処理部 15 は、受信処理部 13 から入力される音線データを検波（包絡線検波）して信号を取  
10 得し、また、必要に応じて対数増幅、フィルタリング（例えば、低域透過、スムージングなど）、強調処理、ダイナミックレンジの調整などを行う。

【0034】

画像処理部 15 は、診断用画像の一つとして、信号の送受信方向（被検体の深度方向）と超音波探触子 2 により送受信される超音波の走査方向を含む断面内の二次元構造を表す B モード表示に係る各フレーム画像（診断画像）データを生成する。又、画像処理部 15 は、制御部 11（位置特定部 11b、検出対象特定部 11c）から受信する穿刺針 3 の先端部分 3a の位置を特定するデータ及び検出対象物の種別を示すデータに基づいて、穿刺針 3 の先端部分 3a の位置を示す平面視画像を生成する。

【0035】

この画像処理部 15 は、演算処理器やメモリなどの回路から構成され、受信処理部 13 のデータを走査変換したり、画像のフレーム間処理などの画像処理を行なう。具体的にはこれらの画像生成に用いられる専用の CPU や RAM を備える構成とすることが出来る。画像処理部 15 では、画像生成に係る専用のハードウェア構成が基板（ASIC（Application-Specific Integrated Circuit）など）上に形成されて、又は FPG A（Field Programmable Gate Array）により形成されて備えられていてもよい。或いは、画像処理部 15 は、制御部 11 の CPU 及び RAM により画像生成に係る処理が行われる構成であってもよい。画像処理部 15 は、記憶部を備え、診断用画像データ（フレーム画像データ）をフレーム単位で直近の所定フレーム数分記憶する。そして、記憶部に記憶された診断用画像データが、制御部 11 の制御に従って読み出され、出力表示部 17 に送信されたり、通  
20 信回線（図示せず）を介して超音波診断装置 U の外部に出力されたりする。このとき、出力表示部 17 の表示方式がテレビジョン方式の場合には、記憶部と出力表示部 17 との間に D S C（Digital Signal Converter）が設けられて、走査フォーマットが変換された後に出力されればよい。

【0036】

操作入力部 16 は、押しボタンスイッチ、キーボード、マウス、若しくはトラックボール、出力表示部上のタッチパネル、又は、これらの組み合わせを備えており、操作者の入力操作を操作信号に変換し、超音波診断装置本体 1 に入力する。

【0037】

出力表示部 17 は、LCD（Liquid Crystal Display）をはじめとする各種表示器による表示画面とその駆動部を備える。出力表示部 17 は、制御部 11 から出力された制御信号や、画像処理部 15 から出力される画像データに従って表示画面（各表示画素）を生成し、表示画面上に超音波診断に係るメニュー、ステータスや、受信された超音波に基づく計測データの表示を行う。  
40

【0038】

ケーブル 5 は、その一端に超音波診断装置本体 1 とのコネクタ（図示せず）を有し、超音波探触子 2 は、このコネクタにより超音波診断装置本体 1 に対して着脱可能に構成されている。

【0039】

図 3 は、本実施形態に係る超音波探触子 2 における振動子配列 21 の一例を示す図であ  
50

る。本実施形態に係る超音波診断装置Uにおける振動子配列21は、所定の方向（長軸方向、第2の方向）と、この長軸方向に直交する短軸方向（第1の方向）で規定される二次元面（平面でなくてもよい）内でマトリクス状に配列された複数の振動子210-1a~c、210-2a~c、...、210-na~c、である。ここでは、長軸方向への振動子21の配列数は、短軸方向への振動子21の配列数よりも多くなっている。短軸方向には、3つの振動子（例えば図3の左端では210-1a、210-1b、210-1c）が順に配列されている。この短軸方向に沿って配列された3つの振動子210a~210cの組を、以下、「振動子組」とも言う。振動子配列21の個々の振動子210-1a~c、210-2a~c、...、210-na~cは、ケーブル5内の配線経路23に接続されており、スイッチング素子等によって、個別に、電圧パルスの供給が可能となっている。言い換えると、振動子配列21の個々の振動子210-1a~c、210-2a~c、...、210-na~cは、個別に、駆動状態と非駆動状態とを切り替え可能となっている。

10

#### 【0040】

超音波ビームは、個々の振動子210-1a~c、210-2a~c、...、210-na~cに対して駆動パルスが供給され、当該駆動パルスが供給された振動子210-1a~c、210-2a~c、...、210-na~cの圧電体が電界に応じて変形（伸縮）することによって、送信される。この際、超音波ビームは、電圧パルスが供給された振動子210-1a~c、210-2a~c、...、210-na~cの位置、方向、超音波ビームの収束方向及びタイミングのずれ（遅延）の大きさに応じた位置、方向に送信される。又、振動子210-1a~c、210-2a~c、...、210-na~cに被検体内で反射した反射波が入射すると、その音圧により圧電体の厚さが変動（振動）することで当該変動量に応じた電荷が生じ、当該電荷量に応じた電気信号に変換され、受信信号として受信処理部13に出力される。Bモード画像を生成する際には（図7を参照して後述）、長軸方向に沿って所定数の振動子組ずつ順番に（一部重複がある場合を含む）駆動パルスが供給されることになる。

20

#### 【0041】

振動子切替部24は、振動子配列21の個々の振動子210-1a~c、210-2a~c、...、210-na~cの駆動状態を切り替えるためのセレクトである。振動子切替部24は、短軸方向において個々の振動子210-1a~c、210-2a~c、...、210-na~cの駆動状態と非駆動状態とを切り替えるためのスイッチング素子（図4を参照して後述）を有する。振動子切替部24は各振動子組のa~cの振動子の駆動、非駆動状態を切り替えるものであるが、原理的には長軸方向の開口位置を切り替える目的に兼用させることもできる。

30

#### 【0042】

図2の操作入力部28は、操作者の入力操作を受け付けて操作内容に応じた動作を行わせる。例えば、操作入力部28への操作に応じて手動で振動子切替部24の設定を変更することができる。

#### 【0043】

次に、本実施形態の超音波診断装置Uにおける超音波ビームの送受信方向の偏向に係る構成について説明する。

40

#### 【0044】

図4は、本実施形態の超音波探触子2の振動子配列21における短軸方向（振動子組）に沿った断面構造を示す図である。ここでは、図3の振動子組210-ma~210-mcにおける短軸断面A-Aでの断面構造を示している。

#### 【0045】

この超音波探触子2には、図4に示すように、短軸方向に配列された3つの振動子210a~210cに対して凸状の音響レンズ22（収束部）が設けられている。そして、各振動子210a~210cによって生成される超音波ビームは、音響レンズ22で屈折されて、短軸方向の中心点にその送受信幅が収束される。音響レンズ22には、通常、シリ

50

コーンなどが用いられる。或いは、所望の超音波屈折率に応じて適宜その他の材質が選択されてもよい。

【0046】

又、この超音波探触子2には、短軸方向において個々の振動子210のオンオフを制御するためのスイッチング素子230a~230cと、レジスタ240とが設けられている(振動子切替部24に対応する)。スイッチング素子230a~230cは、それぞれ、配線経路23と各振動子210a~210cの間に介在し、各振動子210a~210cに対する駆動信号の送受を制御するとともに、各振動子210a~210cで生成される受信信号の取得を制御している。尚、スイッチング素子230a~230cとしては、特に限られないが、電力消費量や超音波送受信に係る耐圧性能などを考慮して、例えば、FET(電界効果トランジスタ)が好ましく用いられる。

10

【0047】

又、スイッチング素子230a~230cの制御電極には、それぞれ、レジスタ240が接続され、スイッチング素子230a~230cは、それぞれ、レジスタ240から出力されるスイッチ切替信号によってオンオフを切り替える。レジスタ240は、超音波ビームの送受信方向を短軸方向に偏向させるための設定を記憶し、当該設定に応じて、各スイッチング素子230a~230cの制御電極にスイッチ切替信号を出力し、各スイッチング素子230a~230cのオンオフを切替動作させる。尚、レジスタ240には、制御部11(切替制御部11a)からシリアルに制御信号が送信されて、設定変更がなされる。このように、シリアル信号でレジスタ240を設定可能とすることで、制御部11とレジスタ240との間の信号線の本数を低減している。

20

【0048】

このように、振動子切替部24は、振動子組のスイッチング素子230a~230cのうちオンオフさせる組み合わせを変更することで、振動子組による超音波ビームの送受信方向を短軸方向に対して偏向させる。そして、振動子切替部24は、長軸方向に沿って配列された振動子組ごとに、レジスタ240を設定することが可能となっている。言い換えると、振動子切替部24は、振動子組ごとに、超音波ビームの送受信方向の偏向角度を設定することが可能となっているものとする。尚、スイッチング素子230をオフした場合には、対応する振動子210には駆動信号が送られず、加えて、反射波により生成される受信信号も当該振動子210から出力されないことになる。但し、振動子切替部24は、超音波ビームの送信のみをオフし、反射波の受信については行わせるように制御してもよい。

30

【0049】

図5は、駆動させる振動子210a~210cと超音波ビームの送受信方向との関係の一例を示す図である。図5では、縦軸を短軸方向、横軸を深度方向として、振動子210a~210cの送受信面の中心0点からの超音波ビームの送信方向を示している。図5のグラフ左側には、グラフの縦軸に併せて、振動子210a~210cの配列位置を表している。尚、振動子210a~210cが反射波を受信する方向は、超音波ビームの送信方向とは反対の方向となる。

【0050】

ここで、実線W1は、振動子210a~210cすべてを駆動した場合の超音波ビームの送信方向を示している。点線W2は、振動子210aのみを駆動した場合の超音波ビームの送信方向を示している。一点鎖線W3は、振動子210cのみを駆動した場合の超音波ビームの送信方向を示している。そして、実線W1、点線W2、一点鎖線W3は、当該深度における、超音波送受信ビームの信号強度のピーク値に対して-6dBの位置を表し、2本の線の間はその深さの指向性の最大点が存在する。言い換えると、超音波ビームの指向性は、深度に応じて異なる。そのため、実線W1、点線W2、一点鎖線W3の2本の線の間幅(超音波ビームの信号強度のピーク値に対して-6dBの位置)は、図5中の深度d1、d2、d3に応じて、異なるものとなっている(図10を参照して後述する)。

40

50

## 【0051】

図5に示すように、振動子210a～210cをすべて用いた場合（実線W1）、超音波ビームは、偏向することなく直進する（偏向角度0度を表す。以下、「第1の超音波ビーム」とも言う。）。一方、振動子210aのみを用いた場合（点線W2）、音響レンズ22の屈折により、超音波ビームの送信方向は、中心0点に対して短軸方向の振動子210c側に偏向する（ここでは、偏向角度略-3度を表す。以下、「第2の超音波ビーム」とも言う。）。又、振動子210cのみを用いた場合（一点鎖線W3）、超音波ビームの送信方向は、中心0点に対して短軸方向の振動子210a側に偏向する（ここでは、偏向角度略+3度を表す。以下、「第3の超音波ビーム」とも言う。）。尚、図中で、二点鎖線（T線）は、超音波ビームの中心軸を表している。又、偏向角度とは、超音波ビームの中心軸T線から傾く角度であり、言い換えると、振動子210a～210cの超音波ビームの送受信面の法線方向から短軸方向に対して傾く角度を表す（以下、「超音波ビームの偏向角度」とも言う。）。又、深度方向とは、超音波ビームを送信する被検体Q（図6）の内部の方向を表し、深度とは、被検体Qの内部の深さ位置であって、振動子210a～210cの超音波ビームの送受信面からの距離を表す。

10

## 【0052】

このように、短軸方向の複数の振動子210a～210cのうち、一部の振動子を用いることによって、超音波ビームの送受信方向を短軸方向に偏向することができる。又、振動子210aを駆動せず、振動子210b、210cを駆動した場合には、振動子210cのみを駆動した場合よりも、短軸方向に対する偏向角度を更に小さくすることもできる。尚、駆動対象の振動子210を選択する際、長軸方向における振動子210の駆動状態・非駆動状態も制御する（例えば、振動子210cに対応する長軸方向の列の振動子210については、交互にオンオフする。長軸方向の偶数番目の振動子はオンして送受信に用い、奇数番目はオフして送受信には用いない。）ことで、更に細かく偏向角度を変化させることもできる。

20

## 【0053】

<超音波画像の生成方法>

次に、図6～図11を参照して、本実施形態に係る超音波画像の生成方法について説明する。

## 【0054】

図6は、超音波探触子2と穿刺針3の位置関係の一例を示す図である。図7は、超音波診断装置Uが表示する画像の一例を示す図である。図8は、超音波診断装置Uが表示する画像を生成する際に制御部11が実行する制御手順の一例を示す図である。

30

## 【0055】

本実施形態では、平行法を用いて、穿刺針3を被検体Qの内部に穿刺する態様を示す（図6を参照）。平行法では、穿刺針3は、超音波探触子2の長軸方向に沿って、被検体Qの外部の表皮部分から、被検体Qの表皮内部に向けて穿刺される。

## 【0056】

本実施形態に係る超音波診断装置Uは、穿刺針3を被検体Qの表皮内部のターゲットG（例えば、腫瘍）に向けて穿刺している際に、超音波断層画像（図7B）と、穿刺針3を上面から見た平面視画像（図7A）を表示する。これらの画像は、超音波探触子2を被検体Qの表面に接触させた状態で、超音波ビームを被検体内部に向けて送信し、その反射波を受信することによって生成される。

40

## 【0057】

図7Bに示す超音波断層画像は、Bモード画像である。当該Bモード画像は、被検体Qの内部（振動子210の送受信面に対して略法線方向）に向けて超音波ビームを送信したときに、反射波による受信信号の時間的変化に基づいて生成される。言い換えると、Bモード画像は、送信した超音波が反射して戻るまでの時間や強度に基づいて、被検体Qの内部の断層像として生成されるものである。かかるBモード画像は、超音波探触子2の長軸方向と組織の内部方向を断面とした断層画像であり、穿刺針3（とくに先端部分3a）と

50

ターゲット G との位置関係を使用者に把握させる。

【 0 0 5 8 】

図 7 A に示す平面視画像は、長軸方向の複数の地点で特定された、穿刺針 3 の短軸方向における位置（以下、「短軸位置」と言う）を示す画像として生成される。かかる平面視画像は、B モード画像の長軸方向に対応する位置に、穿刺針 3 を上面から見た画像として生成され、穿刺針 3 の短軸位置を操作者に把握させる。尚、図 7 A の中心線 M L は、超音波ビームの中心軸の位置であり、振動子 2 1 0 a ~ 2 1 0 c を偏向なしで用いた場合の送受信面の短軸方向における中心断面の位置である。図 7 A は、図 7 B のように超音波 B モード断層像である必要はなく、穿刺針の短軸方向、長軸方向の位置が把握できればよい。穿刺針のマークのようなものを表示するだけでも実用上は問題ない。

10

【 0 0 5 9 】

まず、穿刺針 3 のある一地点の、短軸位置を求める手順について説明する。

【 0 0 6 0 】

制御部 1 1（位置特定部 1 1 b）は、まず、穿刺針 3 の当該一地点の深度を特定する。穿刺針 3 は、超音波の反射強度が大きい（人体の体内細胞に対して音響インピーダンスの差が大きい）ため、穿刺針 3 の深度は、反射波の受信信号の時間的変化を検出した際に、信号強度が強くなるタイミングとして求められる。そのため、かかる穿刺針 3 の深度は、B モード画像を生成する際に求められる。尚、穿刺針 3 の深度とは、振動子 2 1 0 の超音波ビームの送受信面と穿刺針 3 の反射波を発生させた部位との距離を表す。

【 0 0 6 1 】

穿刺針 3 の深度を特定することによって、穿刺針 3 の短軸位置を特定する際に参照する、超音波ビームの送受信指向特性カーブを特定することができる。尚、超音波ビームの送受信指向特性カーブは、穿刺針 3 が存在する深度に応じて異なるカーブを描く（図 1 0 を参照して後述）。

20

【 0 0 6 2 】

図 9 A は、超音波ビームの送受信指向特性カーブの一例を示す図である。

【 0 0 6 3 】

送受信指向特性カーブとは、所定の測定条件にて、検出対象物に対して超音波ビームを送受信した場合に推定される、受信信号の信号強度と当該検出対象物の短軸方向における位置の関係を示すデータ（以下、「送受信指向特性データ」とも言う）である。送受信指向特性カーブは、各点ごとに実験的に求めることもでき、又、穿刺針 3 と超音波ビームの送受信点との距離、穿刺針 3 や被検体組織 Q の音響インピーダンス、被検体 Q の内部での超音波の減衰特性等に基づいて、シミュレーションにより求めることも可能である。尚、所定の測定条件としては、駆動させる振動子、駆動させる振動子と検出対象物の距離、超音波ビームの偏向角度、超音波ビームの送信強度、パルス幅、被検体内の減衰率等が挙げられる。

30

【 0 0 6 4 】

図 9 A は、図 5 に対応させて、超音波ビームを偏向させた場合の、ある深度における送受信指向特性カーブ W 1 a（偏向角度 0 度の第 1 の超音波ビーム）、W 2 a（偏向角度 - 3 度の第 2 の超音波ビーム）、W 3 a（偏向角度 + 3 度の第 3 の超音波ビーム）を表している。図中の縦軸（d B）は（穿刺針 3 からの反射波の受信強度 / 超音波ビームの送信信号の信号強度）の伝達関数を表す。言い換えると、仮想的に穿刺針 3 が当該深度において横軸の偏向角度（短軸位置）に存在すると仮定した場合に、穿刺針 3 から反射して検出される超音波ビームの信号強度を表している（以下、「受信強度」とも言う）。又、横軸（度）は、深度方向（超音波探触子 2 の送受信面における法線方向）において、ある深度を基準とした、短軸方向に対する偏向角度を表す。図 9 A に示す送受信指向特性カーブによれば、例えば、第 1 の超音波ビーム（実線 W 1 a）、第 2 の超音波ビーム（点線 W 2 a）、第 3 の超音波ビーム（一点鎖線 W 3 a）の指向方向が異なること、第 2、第 3 の超音波ビームのピークが第 1 の超音波ビームのピークに対し、相対的に約 7 d B 低いことがわかる。

40

50

## 【0065】

穿刺針3等の短軸位置は、一般に、超音波ビームの送受信方向を偏向させて、その受信信号の信号強度が最も高い値となったときの偏向角度から特定することができる。この点、短軸の振動子組のうち送受信に用いる振動子210を切り替えて、超音波ビームの送受信方向を短軸方向に対して偏向させる場合には、偏向角度の調整が段階的であるため、受信信号の信号強度がある程度高い値となったときの偏向角度と、上記した送受信指向特性カーブを参照して、穿刺針3の短軸位置を特定することになる。

## 【0066】

しかし、振動子の切替によって超音波ビームの偏向角度を変化させた場合（点線、一点鎖線）、図9Aの送受信指向特性カーブに示すように超音波ビームの指向性が広く、穿刺針3からの受信強度は、ピーク時においても、ピークから少しずれても変化の度合いが小さくなる。その結果、穿刺針3の短軸位置を特定する際に、誤差となり得る範囲は、実際の位置から広い範囲（例えば、-8度から-2度程度）になってしまい、穿刺針3の短軸位置を正確に特定できない。また、送受信に用いる振動子をスイッチで選択する方式では、偏向の角度のバリエーションが少なく、穿刺針位置ちょうどのに向けた偏向を実現することができない。

## 【0067】

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置Uでは、超音波ビームの送受信方向を偏向させて、偏向角度二方向分（0度を含む）の受信信号を検出し、その二方向分の受信信号からこのような指向性の緩さや偏向角度の選択肢の制限による誤差を相殺して分解能の向上を図っている。具体的には、図9Bに示すように、短軸方向にある偏向角を持たせた第1の超音波ビームを送受信したときの穿刺針3からの反射波の受信強度と、別の偏向角を持たせた第2の超音波ビームを送受信したときの穿刺針3からの反射波の受信強度との差分値を用いている。この図では、第1の超音波ビームを用いたときの受信強度と、第2の超音波ビームを用いたときの受信強度との差分値が一致する位置を、送受信指向特性カーブW2aと送受信指向特性カーブW1aとからサーチする方法の一例を表している。本方式においては、穿刺針による反射率はほぼ一定としている。

## 【0068】

図9Bは、本実施形態に係る穿刺針3の短軸位置の特定方法を説明する図である。図9Bは、図9Aに対応する図で、第2の超音波ビームの送受信指向特性カーブW2aを全体として3dBだけ引き下げた線W2bを追加したものである。ここでは、説明の便宜として、第1の超音波ビームを用いたときに検出された受信強度が-16dBであり、第2の超音波ビームを用いたときに検出された受信強度が-13dBであったとする。

## 【0069】

具体的には、制御部11（位置特定部11b）は、まず、第1の超音波ビームを用いたときに検出された穿刺針3からの受信強度-16dBと、第2の超音波ビームを用いたときに検出された穿刺針3からの受信強度-13dBから差分値3dBを算出する。次に、制御部11（位置特定部11b）は、当該差分値3dBだけ、第2の超音波ビームの元の送受信指向特性カーブ（点線W2a）を全体としてシフトさせて、点線W2bを生成する。そうすることで、制御部11（位置特定部11b）は、第1の超音波ビームを用いたときの受信強度と、第2の超音波ビームを用いたときの受信強度との差分値3dBが一致するのは、当該点線W2bと、第1の超音波ビームの送受信指向特性カーブW1aの交点Nの場合であると特定することができる。言い換えると、制御部11（位置特定部11b）は、穿刺針3の短軸位置が当該交点Nの位置（-5度）であると特定することができる。

## 【0070】

このように、本実施形態では、穿刺針3からの反射波の受信強度から、送受信指向特性カーブを用いて、直接穿刺針3の短軸位置を特定する方法に代えて、二方向分の受信強度の差とそれぞれの対応する送受信指向特性カーブを用いて、穿刺針3の短軸位置を特定する。そうすることで、上記したビームの指向性の広さや、可能な偏向角度の限定による誤差を相殺することができる。言い換えると、穿刺針3の短軸位置の測定における分解能を

10

20

30

40

50

向上させることができる。尚、制御部 11 (位置特定部 11b) は、検出対象物の短軸方向における位置を座標データとして求めてもよいし、偏向角度として求めてもよい。

【0071】

以上のようにして、穿刺針 3 のある一地点の、短軸位置を求めることができる。

【0072】

尚、二方向分の超音波ビームを用いる際には、本方式において誤差が少なくなるような偏向角度を用いることが望ましい。図 9A、図 9B から把握できるように、例えば、偏向角が -3 度付近を特定する際に、送受信指向特性カーブ W1a と W3a を用いたとするならば、両方のカーブの傾きが -3 度付近では、ほとんど一致しているために、本手法を用いると誤差が大きくなる。この場合には送受信指向特性カーブ W3a の代わりに W2a を用いることで、精度の良い結果を得ることができる。

10

【0073】

図 10 は、深度に応じた超音波ビームの送受信指向特性カーブの一例を示す図である。図 9 では、ある深度における送受信指向特性カーブを示したが、超音波ビームの指向性 (受信強度) は、深度によって異なる。そのため、送受信指向特性カーブは、超音波ビームの送受信方向の偏向角度が同じであっても、深度に応じて異なったものとなる。

【0074】

図 10A、図 10B、図 10C は、それぞれ、図 5 に示した深度 d1、d2、d3 に対応する位置での超音波ビームの送受信指向特性カーブを示すものである。各図では、図 5 に対応させて、振動子組のすべての振動子を用いたときの第 1 の超音波ビーム (実線)、振動子 210a のみを用いたときの第 2 の超音波ビーム (点線)、振動子 210c のみを用いたときの第 3 の超音波ビーム (一点鎖線) の送受信指向特性カーブを示している。このように、深度ごとに、予め、送受信指向特性カーブを求めておくことによって、穿刺針 3 の検出される深度に応じて、対応する送受信指向特性カーブを用いて穿刺針 3 の短軸位置を求めることができる。また、図 10A ~ C の送受信指向特性カーブからわかるように、振動子のレンズ焦点より浅い位置においては、短軸方向でのビームの位置が左右逆になるため、単純に左側の超音波ビーム、右側の超音波ビームと判別することは不可能であり、その点からも本方式により正しい位置を特定することは意味があると言える。

20

【0075】

次に、図 8 を参照して、平面視画像 (図 7A) を生成するための処理を説明する。ここでは、制御部 11 の制御のもと、B モード画像 (図 7B) を生成するための処理が行われた後に、平面視画像 (図 7A) を生成するための処理が行われるものとする。

30

【0076】

画像表示処理が開始されると、制御部 11 は、画像処理部 15 に中心断面における B モード画像を生成させる (S1)。具体的には、制御部 11 (切替制御部 11a) は、振動子切替部 24 を制御して、振動子配列 21 のうち駆動対象の振動子 210 を長軸方向に沿って順に切り替えることによって B モード画像を生成させる (アレイ型電子走査)。

【0077】

このとき、振動子 210 は、深度方向に向けてパルス状の超音波ビームを送信し、超音波ビームを送信した後、反射体 (ターゲット G や穿刺針 3) からの反射波を受信する。そして、振動子 210 は、当該反射波の音圧に応じた信号強度の受信信号を生成して、受信処理部 13 に当該受信信号を送信する。振動子 210 によって生成された受信信号は、受信処理部 13 で A/D 変換等がなされた後、信号強度 (振幅) の時間的变化として画像処理部 15 のラインメモリに蓄積される。そして、超音波ビームを送受信させる振動子 210 は、長軸方向に沿って、順次、個別に又はブロック単位 (複数の振動子 210 単位) で切り替えられていく。このようにして、受信信号は、長軸方向に沿って、複数のラインメモリに蓄積され、当該受信信号の信号強度を輝度に変換することによって、二次元の B モード画像が生成される。

40

【0078】

平面視画像 (図 7A) は、(S2) ~ (S6) の工程を繰り返し行い、長軸方向に沿っ

50

た複数の地点で、短軸方向における穿刺針 3 の短軸位置を特定することによって生成される。

【 0 0 7 9 】

制御部 1 1 (位置特定部 1 1 b) は、まず、B モード画像を取得したときの受信信号の時間的变化に基づいて、穿刺針 3 の短軸位置を求める対象地点の深度を特定する (S 2)。そして、制御部 1 1 (位置特定部 1 1 b) は、穿刺針 3 の深度を特定することによって、図 1 0 に示したように、穿刺針 3 の短軸位置を特定する際に参照する、超音波ビームの送受信指向特性カーブを尚、穿刺針 3 の深度は B モード画像を用いて、その画像内の穿刺針 3 画像の位置から求めてもよい。この際、制御部 1 1 (位置特定部 1 1 b) は、穿刺針 3 の深度を座標データとして求めてもよいし、超音波ビームの送信から受信までの時間として求めてもよい。決定する。

10

【 0 0 8 0 】

次に、制御部 1 1 (切替制御部 1 1 a) は、振動子切替部 2 4 の設定を変更する制御信号をレジスタ 2 4 0 に出力し、超音波ビームの送受信方向を中心断面 (短軸方向) に対して両側に順に偏向させて、超音波ビームの送受信を行わせる (S 3)。そして、制御部 1 1 (位置特定部 1 1 b) は、穿刺針 3 からの反射波の受信強度が大きくなる際の超音波ビームの偏向角度における受信強度を取得するとともに、B モード画像を取得したときの (偏向角度 0 度) 穿刺針 3 からの反射波の受信強度を取得する (S 4)。その後、制御部 1 1 (位置特定部 1 1 b) は、当該二方向の偏向角度の超音波ビームを送受信したときに、検出された受信強度の差分値を算出する (S 5)。そして、制御部 1 1 (位置特定部 1 1 b) は、当該二方向の偏向角度における受信強度の差分値に基づいて、図 9 B で説明したように、当該二方向の偏向角度における送受信指向特性カーブとのフィッティングを行い、穿刺針 3 のある一地点の短軸位置を特定する (S 6)。

20

【 0 0 8 1 】

尚、二方向の偏向角度における受信強度の差分値から短軸位置を特定する際には、グラフ上の送受信指向特性カーブを必ずしも用いる必要はなく、数値データが一致する点をサーチするものであってもよいのは勿論である。又、ここでは、伝達関数で表された受信強度の差分値を用いているが、受信信号の波形の振幅で表された受信強度の差分値を直接用いてもよいのは勿論である。

【 0 0 8 2 】

このように、制御部 1 1 は、長軸方向に沿った複数の地点において、(S 2) ~ (S 6) の工程を行い、当該複数の地点において、穿刺針 3 の短軸位置を特定する。

30

【 0 0 8 3 】

続いて、制御部 1 1 (検出対象特定部 1 1 c) は、穿刺針 3 の短軸位置が、長軸方向に沿って連続するかを判定する (S 7)。被検体内からの強い反射は穿刺針 3 である可能性が高いが、繊維組織の境界面などでも強い反射を起こす場合があり、(S 6) の結果にはそれらの反射によるデータが穿刺針のデータに交じっている。穿刺針であるか否かの判断として、これらエコーの位置が長軸方向に沿って連続しない場合は、穿刺針のデータでないとして、棄却する。そして、制御部 1 1 は、連続状態と判定された検出対象物を穿刺針 3 と特定し、当該穿刺針 3 からの反射波によって検出された短軸位置に係る座標データを画像処理部 1 5 に出力することで、画像処理部 1 5 に平面視画像 (図 7 A) を生成させる (S 8)。

40

【 0 0 8 4 】

図 1 1 は、上記 (S 7) の工程における連続状態の判定方法について説明する図である。図 1 1 は、図 7 A の平面視画像を生成する際の元データを表している。図中に示すマーク a 1 ~ a 1 0 は、長軸方向に沿った複数の地点において、(S 2) ~ (S 6) の工程を行って特定された短軸方向の位置を示すものである。図中のマーク A は、長軸方向の位置 a 4 において、穿刺針 3 とともに検出されたものとする。図中の M L は、図 7 A の中心線 M L に対応し、超音波ビームの中心軸であり、振動子 2 1 0 a ~ 2 1 0 c の送受信面の短軸方向における中心断面の位置である。

50

## 【 0 0 8 5 】

マーク a 1 ~ a 1 0 の位置は、例えば、a 1 に対応する位置から順に、a 2、a 3、a 4・・・と長軸方向の各位置で ( S 2 ) ~ ( S 6 ) の工程を行って短軸方向の位置を特定されたものである。被検体 Q の内部には、腫瘍のように反射率が高い部位が存在するため、マーク A のように、穿刺針 3 以外のものも検出される。

## 【 0 0 8 6 】

この点、制御部 1 1 ( 検出対象特定部 1 1 c ) は、図 1 1 のように、長軸方向の複数の地点において特定された、穿刺針 3 の短軸位置のデータを用いることによって、各位置で検出された反射体が、長軸方向に沿って連続しているか否かを判定することができる。言い換えると、制御部 1 1 ( 検出対象特定部 1 1 c ) は、マーク a 1 ~ a 1 0 は、穿刺針 3 からの反射波によって検出されたものであり、マーク A は、穿刺針 3 以外のものからの反射波によって検出されたものと判別することができる。

10

## 【 0 0 8 7 】

具体的には、制御部 1 1 ( 検出対象特定部 1 1 c ) は、長軸方向に隣接する地点での検出位置 ( 短軸位置 ) が、所定の距離 ( 例えば、0 . 5 mm ) 離れている場合には、連続状態ではないと判定するものとする。そして、かかる短軸位置の長軸方向に沿った連続状態に基づいて、穿刺針 3 以外のもの A からの反射波によって検出された短軸位置に係る座標データと、穿刺針 3 からの反射波によって検出された短軸位置に係る座標データとを判別する。このようにして、制御部 1 1 は、検出された穿刺針 3 の候補 ( 反射体 ) の中から検出対象物たる穿刺針 3 を特定する。又、制御部 1 1 ( 位置特定部 1 1 b ) は、超音波ビームが網羅する穿刺針 3 の根元から先端部分 3 a までの各位置を特定することができる。

20

## 【 0 0 8 8 】

このようにして生成された穿刺針 3 の位置を示す平面視画像によって、操作者は、穿刺針 3 の先端部分 3 a が短軸方向のどちら側にどの程度偏向しているかを把握しながら、被検体 Q の内部のターゲット G に向けて穿刺針 3 を穿刺することができる。尚、画像処理部 1 5 は、例えば、予め用意した穿刺針 3 の画像フォーマットデータと、上記のように特定された穿刺針 3 の位置とに基づいて、平面視画像を生成することができる。

## 【 0 0 8 9 】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置によれば、二方向分について、短軸方向に対して偏向させた超音波ビーム ( 偏向角度 0 度も含む ) を用いた場合の、穿刺針等の検出対象物からの反射波の受信信号を参照することによって、より高精度に検出対象物の短軸方向における位置を特定することができる。そして、超音波ビームの中心軸から偏向する位置として、検出対象物の位置を特定することができるため、B モード画像を生成する際等に、より好適に用いることができる。

30

## 【 0 0 9 0 】

特に、超音波診断装置は、二方向の偏向角度に係る反射波の受信強度の差分値を用いて検出対象物の短軸方向における位置を特定しているので、超音波ビームの指向性が緩いことに起因する誤差を低減し、検出対象物の短軸方向における位置の測定の分解能を向上させることができる。

## 【 0 0 9 1 】

加えて、超音波診断装置は、穿刺針 3 の短軸位置の長軸方向における連続状態に基づいて穿刺針 3 が体組織かを判定するため、超音波ビームが網羅する穿刺針 3 の根元から先端部分 3 a までの各位置を高精度に特定でき、動いている体組織等を穿刺針 3 と誤検出することも防止できる。

40

## 【 0 0 9 2 】

尚、上記実施形態では、B モード画像と平面視画像の両方を表示させるものとしたが、その表示態様は種々に変更しうる。例えば、穿刺針 3 が短軸方向に偏向している場合には、B モード画像の中に当該偏向状態が識別可能なように色や線種で表示するものとしてもよい。又、穿刺針 3 の偏向状態を単純に文字や標識で表示させてもよい。

## 【 0 0 9 3 】

50

## (第1実施形態の変形例)

上記実施形態では、検出対象物の短軸位置を特定する際、二方向の偏向角度の超音波ビームにおける受信信号を用いたが、更に、他の一方向の偏向角度の超音波ビームにおける受信信号を用いてもよい。この場合も、上記と同様に、異なる偏向角度の超音波ビームを用いたときの受信強度と差分値を求め、対応する送受信指向特性カーブの受信強度の差分値(縦軸)と一致する短軸位置(横軸)をサーチすることによって、検出対象物の短軸位置を求めることができる。

## 【0094】

図12は、第1の超音波ビーム、第2の超音波ビームに加えて、第3の超音波ビームを用いたときの受信強度に基づいて、穿刺針3の短軸位置を特定する方法を説明する図である。図12は、図9Bに対応する図である。

10

## 【0095】

図12中の点線W2cは、第2の超音波ビームの元の送受信指向特性カーブW2aを全体として略1dB引き下げた線である。又、図12中の一点鎖線W3cは、第3の超音波ビームの元の送受信指向特性カーブW3aを全体として略5dB引き上げた線である。ここでは、説明の便宜として、第1の超音波ビームを用いたときに検出された穿刺針3からの受信強度が-10dBであり、第2の超音波ビームを用いたときに検出された穿刺針3からの受信強度が-9dBであり、第3の超音波ビームを用いたときに検出された穿刺針3からの受信強度が-15dBであったとする。

## 【0096】

20

制御部11(位置特定部11b)は、まず、第1の超音波ビームを用いたときの受信強度が-10dBと、第2の超音波ビームを用いたときの受信強度が-9dBの差分値1dBを、第2の超音波ビームの元の送受信指向特性カーブ(点線W2a)から全体として引き下げて、点線W2cにシフトさせる。この場合、図12に示すように、実線W1aと点線W2cとは、P点とQ点の2点で交叉する状態となっている。つまり、第1の超音波ビームを用いたときに検出された穿刺針3からの受信強度と、第2の超音波ビームを用いたときに検出された穿刺針3からの受信強度の値だけでは、P点とQ点のいずれの位置が穿刺針3の短軸位置か特定することができない。

## 【0097】

そこで、制御部11(位置特定部11b)は、第3の超音波ビームを用いたときに検出された穿刺針3からの受信強度(一点鎖線W3c)を用いて、P点とQ点のいずれの位置が穿刺針3の短軸位置かを特定する。

30

## 【0098】

このとき、制御部11(位置特定部11b)は、第1の超音波ビームを用いたときの受信強度が-10dBと、第3の超音波ビームを用いたときの受信強度が-15dBの差分値5dBを、第3の超音波ビームの元の送受信指向特性カーブ(点線W3a)から全体として引き上げて、一点鎖線W3cにシフトさせる。そうすることで、制御部(位置特定部11b)は、一点鎖線W3cが、実線W1aと点線W2cの交叉するP点とQ点のうち、いずれと一致するかを特定できる。ここでは、一点鎖線W3cが、P点と一致することが検出されているため、穿刺針3の短軸位置は、P点側であると特定することができる。つまり、穿刺針3の短軸位置は、-3度程度の位置であると特定することができる。

40

## 【0099】

以上のように、穿刺針3の短軸位置を特定する際、二方向の偏向角度の超音波ビームにおける受信信号を用いても一意に特定できない場合には、更に、他の一方向の偏向角度の超音波ビームにおける受信信号を用いるのが望ましい。言い換えると、三方向以上の偏向角度の超音波ビームにおける受信信号を用いることによって、検出対象物の短軸方向における位置の測定の分解能をより向上させることも可能である。

## 【0100】

## (第2の実施形態)

本実施形態の超音波診断装置Uは、穿刺針3の短軸位置を特定する際、二方向の偏向角

50

度の超音波ビームの受信信号の時間差（位相差）を用いる点で、第1の実施形態と相違する。尚、第1の実施形態と共通する構成については、説明を省略する（以下、他の実施形態についても同様）。

【0101】

図13は、穿刺針3の短軸位置を特定する方法を説明する図である。図13は、短軸方向における振動子210a、210b、210cと、反射体たる穿刺針3のある一点の位置関係を示している。尚、図13では、音響レンズ22を省略している。

【0102】

この図の位置関係においては、穿刺針3と振動子210aの距離よりも、穿刺針3と振動子210cの距離の方が短い。従って、例えば、振動子210aを用いて超音波ビームの送受信を行ったときに超音波ビームを送信してから反射波として表れるまでの時間は、振動子210cを用いて超音波ビームの送受信を行ったときに超音波ビームを送信してから反射波として表れるまでの時間よりも長くなる。そして、被検体Qの内部での超音波の伝搬速度は、予め求めることができるため、超音波ビームを送信してから穿刺針3で反射されて受信するまでの伝播時間から、振動子210a、210cの送受信面から穿刺針3の一地点までの距離 $L_a$ 、 $L_c$ を求めることができる。そして、振動子210aと振動子210cの位置関係は、既知であり、振動子210a～210cの送受信面の中心点0点から穿刺針3の深度Dは、第1の実施形態と同様に、Bモード画像生成時に求められる。

【0103】

図14は、制御部11が実行する制御手順の一例を示す図である。具体的な制御フローとしては、制御部（位置特定部11b）は、まず、Bモード画像を取得したときの受信信号の時間的変化に基づいて、中心点0点と穿刺針3の短軸位置を求める対象地点の深度Dを特定する（S12）。次に、制御部11（切替制御部11a）は、振動子切替部24の設定を変更する制御信号をレジスタ240に出力し、振動子210aのみを駆動させて超音波ビームの送受信を行わせるとともに、振動子210cのみを駆動させて超音波ビームの送受信を行わせる（S13）。そして、制御部11（位置特定部11b）は、振動子210aのみを駆動させた場合の時間的変化に基づいて距離 $L_a$ を算出し、振動子210cのみを駆動させた場合の時間的変化に基づいて距離 $L_c$ を算出する（S14）。その後、制御部11（位置特定部11b）は、深度D、距離 $L_a$ 、距離 $L_c$ に基づいて、中心点0点とB点の短軸方向における距離を算出する（S15）。その後は、上記第1の実施形態と同様に、長軸方向の複数地点における短軸位置を特定し、検出対象物の連続状態の判定を行い（S16）、平面視画像を生成する（S17）。

【0104】

これより、制御部（位置特定部11b）は、距離 $L_a$ 、 $L_c$ と深度Dとを用いて、穿刺針3の短軸位置を算出することができる。尚、距離 $L_a$ 、 $L_c$ を求める際には、より望ましくは、位相検波により、それぞれの受信信号の位相差を用いる。そうすることで、反射波の波形が鮮鋭でなく、受信信号の到達時間が明確に求められない場合でも、距離 $L_a$ 、 $L_c$ を正確に求めることが可能となる。

【0105】

以上、本実施形態に係る超音波診断装置Uのように、短軸方向に対して二方向に偏向させた超音波ビーム（偏向角度0度も含む）を用いた場合の、穿刺針等の検出対象物からの反射波の受信信号を参照することによっても、より高精度に検出対象物の短軸方向における位置を特定することができる。

【0106】

（第3の実施形態）

本実施形態の超音波診断装置Uは、操作者に穿刺針3の短軸位置を識別させるための構成として、報知部18を備える構成とする点で相違する。

【0107】

図15は、穿刺針3の短軸位置を報知するための報知部18の一例を示す図である。

【0108】

10

20

30

40

50

報知部 18 は、図 7 A に示した平面視画像と同様に、穿刺針 3 の先端部分 3 a が短軸方向のどちら側に偏向しているかを操作者に把握させる。報知部 18 は、例えば、図 15 に示すように、超音波探触子 2 に設けられた赤、青の 2 つの LED ランプ 18 a、18 b と、LED 駆動回路（図示せず）を備える。そして、報知部 18 は、制御部 11（第 2 の出力制御部 11 d）からの制御信号に応じて LED 駆動回路が制御されて、LED ランプ 18 a、18 b を動作させる。この図では、穿刺針 3 の先端部分 3 a が短軸方向の中央から偏向したときに、偏向した方向の LED ランプ 18 a、18 b いずれかが点滅する態様を示している。

【0109】

又、報知部 18 は、穿刺針 3 の先端部分 3 a の短軸位置に応じて報知態様を異ならせるものとしてもよい。例えば、報知部 18 は、穿刺針 3 の先端部分 3 a が短軸方向における中央位置からの偏向度合いが大きいほど、点滅周期を短くし、偏向度合いが小さくなると点滅周期をゆっくりにし、偏向がなくなった（短軸方向の中央位置）ところで、両方の LED を点灯させる。この場合、制御部 11（第 2 の出力制御部 11 d）は、特定された穿刺針 3 の短軸位置に応じて、LED 駆動回路を制御すればよい。

10

【0110】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置 U によれば、操作者は、穿刺針 3 の先端部分 3 a が短軸方向のどちら側にどの程度偏向しているかを把握しながら、被検体 Q の内部のターゲット G に向けて穿刺針 3 を穿刺することができる

20

【0111】

（第 3 の実施形態の変形例）

報知部 18 は、LED ランプによって穿刺針 3 の短軸位置を報知する構成に代えて、音によって報知する構成としてもよい。この場合、報知部 18 は、スピーカとスピーカ駆動回路を備える構成として、制御部 11（第 3 の出力制御部 11 d）は、特定された穿刺針 3 の短軸位置に応じて、スピーカ駆動回路を制御すればよい（図示せず）。

【0112】

スピーカの音で報知する態様としては、穿刺針 3 の先端部分 3 a が短軸方向のどちら側に偏向しているかを操作者に知らせる。例えば、穿刺針 3 の先端部分 3 a が逸れている方向に音を出力したり、一方の音は周波数が高い音（例えば、「ピー」という音）、もう一方の音は周波数が低い音（例えば、「ブー」という音）を出力する。又、報知部 18 は、音は間歇音とし、短軸方向における中央位置からの偏向度合いが大きいほど高い頻度で出力し、偏向度合いが小さくなると頻度を小さくして出力し、偏向がなくなった（短軸方向の中央位置）ところで音をなくすか、もしくは連続音とする。

30

【0113】

このようにすることで、操作者は、穿刺針 3 の先端部分 3 a が短軸方向のどちら側にどの程度偏向しているかを把握しながら、被検体 Q の内部のターゲット G に向けて穿刺針 3 を穿刺することができる。

【0114】

他方、報知部 18 は、穿刺針 3 とターゲット G の距離を操作者に知らせる構成としてもよい。この場合、制御部 11（第 3 の出力制御部 11 d）は、例えば、B モード画像等に基づいてターゲット G の位置を特定し、穿刺針 3 の先端部分 3 a とターゲット G との距離に基づいて、報知態様を異ならせる。そして、報知部 18 は、例えば、穿刺針 3 の先端部分 3 a がターゲット G に近づいたら音を間歇的に鳴らし始め、近づくにつれて間歇の間隔を狭くして、ターゲット G に達したら連続音を鳴らす等の態様とする。

40

【0115】

このような構成とすることで、操作者は、穿刺針 3 の先端部分 3 a がどの程度、被検体 Q の内部のターゲット G に近づいているかを把握しながら、穿刺針 3 を穿刺することができる。

【0116】

（その他の実施形態）

50

本発明は、上記実施形態に限らず、種々に変形態様が考えられる。

【0117】

上記実施形態では、振動子切替部24の構成の一例として、短軸方向の振動子組210a~210cのうち、一部の振動子210に送受信動作を行わせないことによって、超音波ビームの送受信方向を偏向する態様を示した。しかし、当該態様に代えて、図16のような態様で送受信方向を偏向させることもできる。図16は、図5の構成にメモリ19を加えたものである。例えば、短軸方向の振動子210aの列(第1振動子群)を用いて超音波ビームの送受信を行ない、受信処理部13の整相加算部(整相加算回路)による整相加算処理で得られたデータをメモリ19に記憶させる。次に、振動子210bの列(第2振動子群)を用いて、長軸方向における同一音線に対して同様に、超音波ビームの送受信を行ない、受信処理部13の整相加算部(整相加算回路)による整相加算処理で得られたデータを、先にメモリ19に記憶させたデータと加算して、当該加算したデータをメモリ19に記憶させる。受信処理部13は、このようにして生成されたデータを、メモリ19から画像処理部15に送る。このように、メモリ19のデータと加算する際に、偏向分だけタイミングをずらせることで、加算した信号が好適な角度に偏向するようにできる。同様にして、メモリ19に2音線分持たせることで振動子210のa列、b列、c列の偏向を加味して加算することもできる。

10

【0118】

又、上記実施形態では、複数の振動子210の構成の一例として、長軸方向及び短軸方向に二次元の平面マトリクス状に振動子210を配列した振動子配列21の態様を示した。しかし、複数の振動子210の態様は、任意であり、例えば、複数の振動子210が配列される部位を凸型にして、複数の振動子210から放射状に超音波ビームを送信するコンベックス型等であってもよい。又、複数の振動子210を、凹凸面上に配設する構成としてもよい。その場合、振動子210ごとに超音波ビームを送信する方向が異なるため、複数の振動子210の送受信面に音響レンズ22を設けずに、駆動させる振動子210によっても超音波ビームを偏向させることができる。

20

【0119】

又、上記実施形態では、検出対象物の位置等を特定するため動作主体(演算主体)の構成の一例として、一の制御装置11が、位置特定部11b、位置特定部11b、検出対象物特定部11cのすべての構成を有する態様を示した。しかし、その動作主体は、必ずしも一の装置である必要はなく、複数の動作主体によってこれらの構成が実現されるものとしてもよい。例えば、画像処理部15が、Bモード画像の画像データに基づいて、穿刺針3の深度を特定する(位置特定部11bで)ものとしてもよい。

30

【0120】

本明細書および添付図面の記載により、少なくとも以下の事項が明らかとなる。

【0121】

第1の方向(例えば、短軸方向)に沿って配列され、被検体Qに対して超音波ビームを送信してその反射波を受信する複数の振動子210と、前記複数の振動子210への駆動信号を制御して、前記超音波ビームの送信方向を前記第1の方向に偏向させる振動子切替部24と、を有する超音波探触子2から前記反射波に係る受信信号を受信する制御装置11であって、前記受信信号の時間的変化に基づいて、前記被検体Qの内部における検出対象物3の深度を特定する位置特定部11bと、前記超音波ビームの前記送信方向が異なる第1及び第2の角度のときに前記検出対象物3からの反射波により生成された前記受信信号に基づいて、前記検出対象物3の前記第1の方向における位置を特定する位置特定部11bと、を備えることを特徴とする超音波診断装置を開示する。この超音波診断装置によれば、より高精度に検出対象物の第1の方向における位置を特定することができる。

40

【0122】

ここで、前記位置特定部11bは、前記超音波ビームの前記送信方向が前記第1及び第2の角度のときの測定条件にて前記超音波ビームを送受信した場合に推定される、前記深度に存在する前記検出対象物3からの反射波により生成される前記受信信号の信号強度と

50

、前記検出対象物 3 の前記第 1 の方向における位置の関係を示す送受信指向特性データを参照して、当該送受信指向特性データと、前記超音波ビームの前記送信方向が前記第 1 及び第 2 の角度のときに前記検出対象物 3 からの反射波により生成された前記受信信号の信号強度の差分値と、に基づいて、前記検出対象物 3 の前記第 1 の方向における位置を特定するものであってもよい。この超音波診断装置によれば、測定環境に起因する誤差を低減し、検出対象物の第 1 の方向における位置の測定の分解能を向上させることができる。

【0123】

又、ここで、前記位置特定部 11b は、更に、前記超音波ビームの前記送信方向が異なる第 3 の角度のときの測定条件にて前記超音波ビームを送受信した場合に推定される、前記深度に存在する前記検出対象物 3 からの反射波により生成される前記受信信号の信号強度と、前記検出対象物 3 の前記第 1 の方向における位置の関係を示す送受信指向特性データを参照して、当該送受信指向特性データと、前記超音波ビームの前記送信方向が前記第 1 及び第 2 の角度、並びに前記第 3 の角度のときに前記検出対象物 3 からの反射波により生成された前記受信信号の信号強度と、に基づいて、前記検出対象物 3 の前記第 1 の方向における位置を特定するものであってもよい。この超音波診断装置によれば、検出対象物の第 1 の方向における位置の測定の分解能をより向上させることができる。

【0124】

又、ここで、前記第 2 の位置特定部は、前記複数の振動子から送信される前記超音波ビームの中心軸から偏向する位置として、前記検出対象物の前記第 1 の方向における位置を特定するものであってもよい。

【0125】

又、ここで、前記超音波探触子は、前記第 1 の方向と交叉する第 2 の方向（例えば、長軸方向）に沿って配列され、前記被検体 Q に対して超音波ビームを送信してその反射波を受信する複数の振動子 210 を更に有し、前記位置特定部 11b は、前記第 2 の方向に沿って配列された前記複数の振動子 210 に係る前記受信信号の時間的变化に基づいて、前記第 2 の方向に沿った複数の地点における前記検出対象物 3 の深度を特定し、前記位置特定部 11b は、前記第 2 の方向に沿った複数の地点で前記検出対象物 3 の前記第 1 の方向における位置を特定するものであってもよい。この超音波診断装置によれば、検出対象物の先端部分までの第 1 の方向における各位置を特定することができる。

【0126】

又、ここで、前記検出対象物 3 は穿刺針であって、前記第 2 の方向は、当該穿刺針を穿刺する方向に沿う方向であり、前記第 1 の方向は、当該穿刺針を穿刺する方向に直交する方向であるものであってもよい。この超音波診断装置によれば、穿刺針の先端部分の末端までの第 1 の方向における各位置を特定することができる。

【0127】

又、ここで、前記第 2 の方向に沿った複数の地点で特定された、前記検出対象物 3 の前記第 1 の方向における位置の連続状態に基づいて、前記検出対象物 3 の種別を特定する検出対象特定部 11c を更に備えるものであってもよい。この超音波診断装置によれば、検出対象以外の反射体と検出対象物とを判別して、検出対象物の先端部分の末端までの第 1 の方向における各位置を特定することができる。

【0128】

又、ここで、出力制御部 11d は、前記第 2 の方向に沿った複数の地点で特定された前記検出対象物 3 の前記第 1 の方向における位置に基づいて、前記第 2 の方向に沿って生成された前記被検体 Q の断層画像に対応するように、前記検出対象物 3 の前記第 1 の方向における位置を示す画像を生成させるものであってもよい。この超音波診断装置によれば、操作者は、穿刺針 3 の先端部分 3a が短軸方向のどちら側にどの程度偏向しているかを把握しながら、被検体 Q の内部のターゲット G に向けて穿刺針 3 を穿刺することができる。

【0129】

又、ここで、出力制御部 11d は、前記検出対象物 3 の前記第 1 の方向における位置に応じた報知態様で、前記超音波探触子 2 の操作者へ報知させるものであってもよい。この

10

20

30

40

50

超音波診断装置によれば、操作者は、穿刺針 3 の先端部分 3 a が短軸方向のどちら側にどの程度偏向しているかを把握しながら、被検体 Q の内部のターゲット G に向けて穿刺針 3 を穿刺することができる。

【 0 1 3 0 】

又、ここで、前記複数の振動子から得られる受信信号を整相加算する整相加算部と、前記第 1 の方向においていずれかの列に配列される第 1 振動子群により取得される受信信号から求められる第 1 の整相加算された受信データを一時記憶するメモリと、前記メモリに記憶させた前記第 1 の整相加算された受信データと、前記第 1 の方向における前記第 1 振動子群とは異なる列の第 2 振動子群により取得される受信信号から求められる第 2 の整相加算された受信データを加算するメモリと、を備え、長軸方向における同一音線に対して複数回の超音波ビームの送信を行うことで偏向制御を行うものであってもよい。

10

【 0 1 3 1 】

又、第 1 の方向に沿って配列され、被検体 Q に対して超音波ビームを送信してその反射波を受信する複数の振動子 2 1 0 と、前記複数の振動子 2 1 0 への駆動信号を制御して、前記超音波ビームの送信方向を前記第 1 の方向に偏向させる振動子 2 1 0 切替部と、を有する超音波探触子から前記反射波に係る受信信号を受信する超音波診断装置の制御プログラムであって、前記受信信号の時間的变化に基づいて、前記被検体 Q の内部における検出対象物 3 の深度を特定する工程と、前記超音波ビームの前記送信方向が異なる第 1 及び第 2 の角度のときに前記検出対象物 3 からの反射波により生成された前記受信信号に基づいて、前記検出対象物 3 の前記第 1 の方向における位置を特定する工程と、を備えることを特徴とする制御プログラムを開示する。

20

【 0 1 3 2 】

以上、本発明の具体例を詳細に説明したが、これらは例示にすぎず、請求の範囲を限定するものではない。請求の範囲に記載の技術には、以上に例示した具体例を様々に変形、変更したものが含まれる。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 3 3 】

本開示は、超音波探触子を用いて被検体の内部の検出対象物の位置を特定する際に用いるに好適である。

【符号の説明】

30

【 0 1 3 4 】

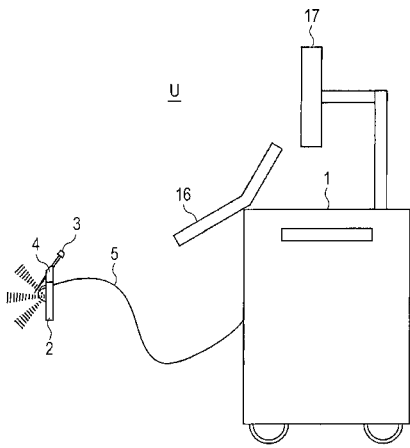
- 1 超音波診断装置本体
- 2 超音波探触子
- 3 穿刺針
- 4 取付部
- 5 ケーブル
- 1 1 制御部
- 1 2 送信駆動部
- 1 3 受信処理部
- 1 4 送受信切替部
- 1 5 画像処理部
- 1 6 操作入力部
- 1 7 出力表示部
- 1 8 報知部
- 1 9 メモリ
- 2 1 振動子配列
- 2 2 音響レンズ
- 2 3 配線経路
- 2 4 振動子切替部
- 2 1 0 振動子

40

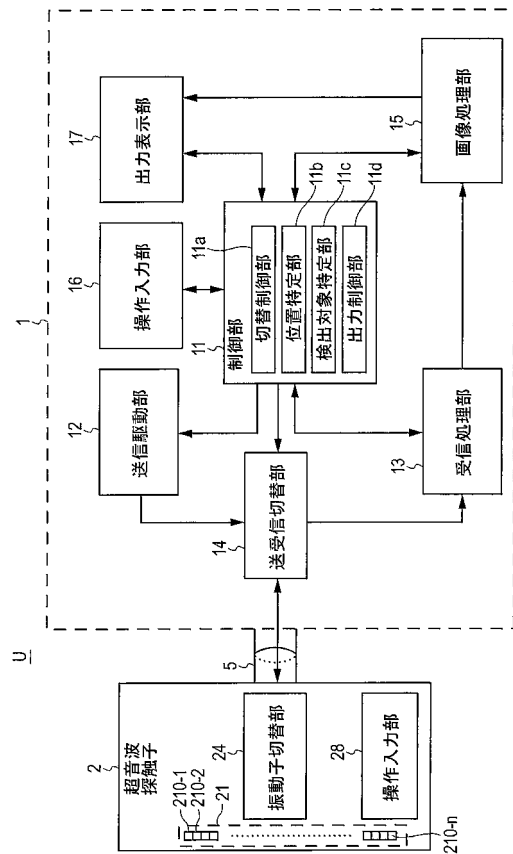
50

- 230 スイッチング素子
- 240 レジスタ

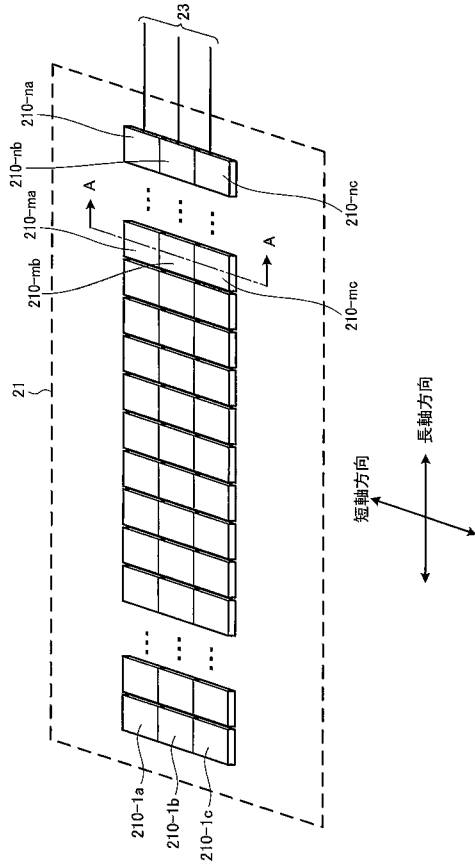
【図1】



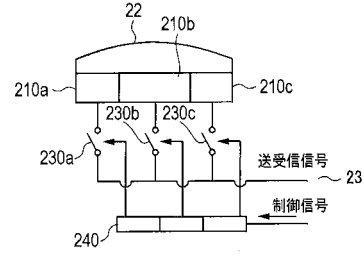
【図2】



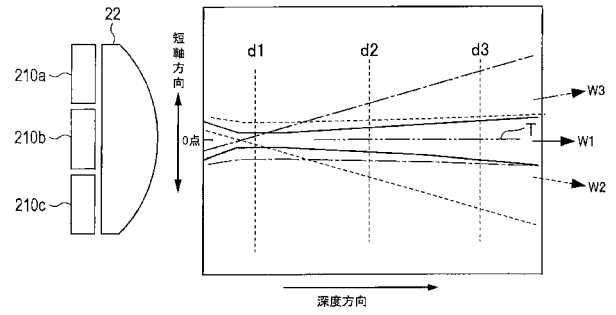
【 図 3 】



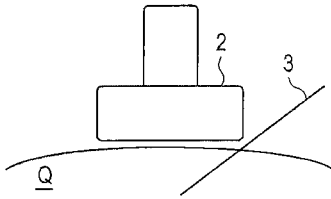
【 図 4 】



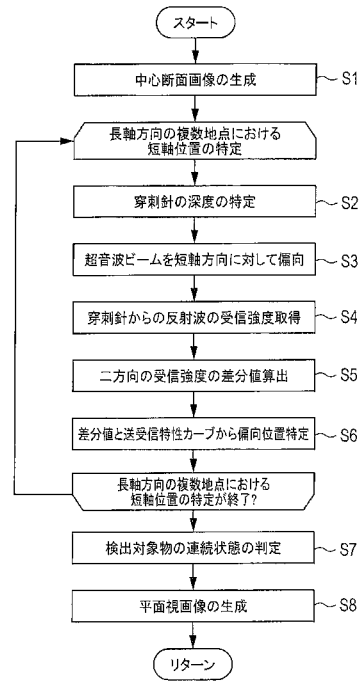
【 図 5 】



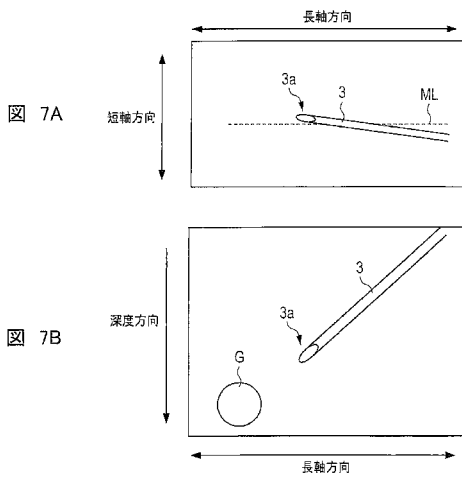
【 図 6 】



【 図 8 】



【 図 7 】



【 图 9 】

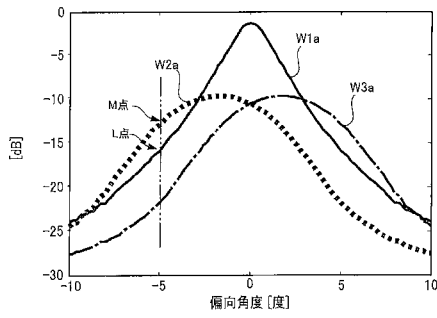


图 9A

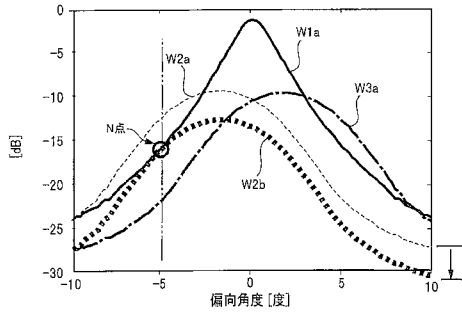


图 9B

【 图 10 】

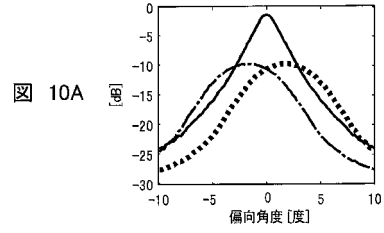


图 10A

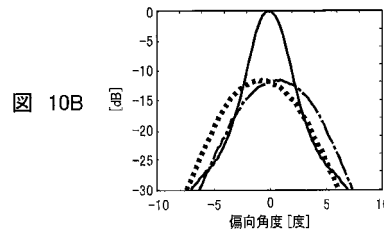


图 10B

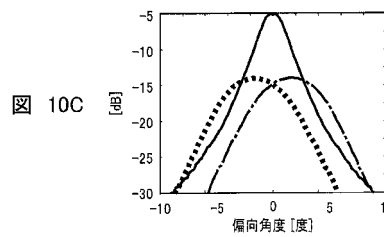
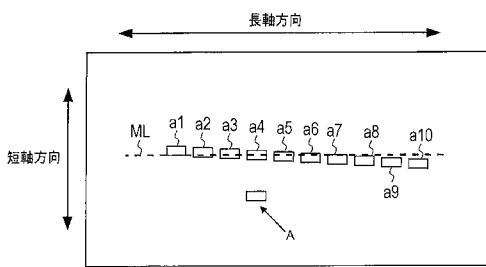
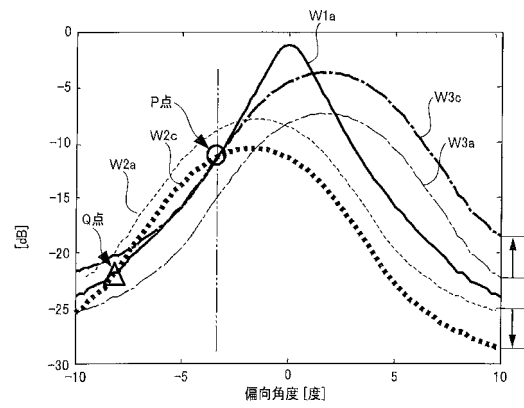


图 10C

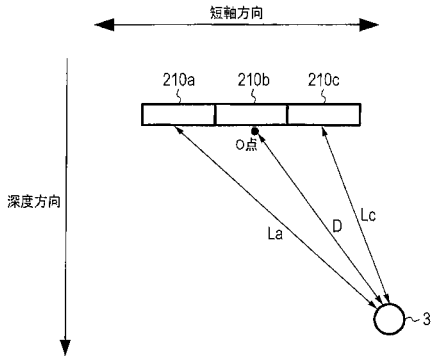
【 图 11 】



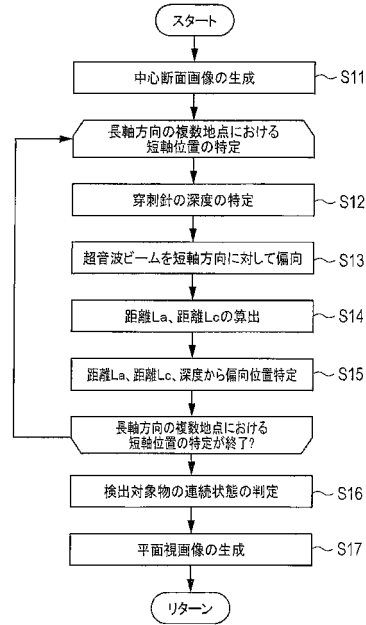
【 图 12 】



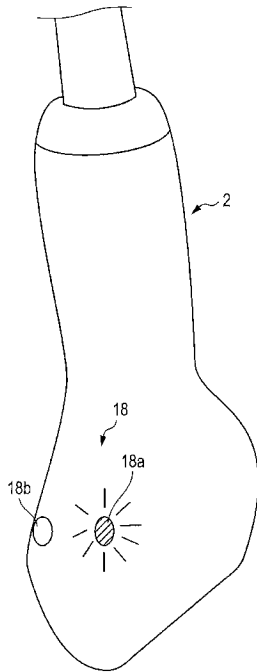
【 図 1 3 】



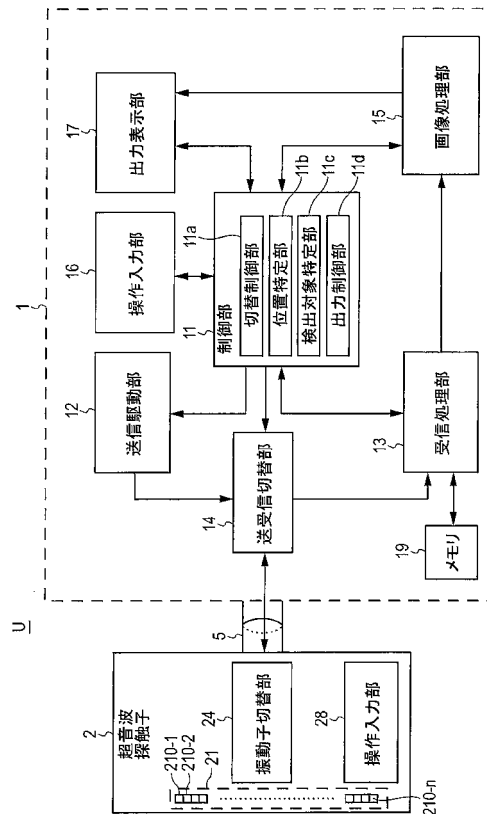
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 利春

東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内

(72)発明者 武田 義浩

東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB06 EE10 EE11 FF04 FF05 GA06 GA20 GA26 GB08 KK16