

(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2017-86297

(P2017-86297A)

(43) 公開日 平成29年5月25日(2017.5.25)

(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 13 O L (全 44 頁)

(21) 出願番号 特願2015-218241 (P2015-218241)  
(22) 出願日 平成27年11月6日(2015.11.6)

(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 110001900  
特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所  
(72) 発明者 津島 峰生  
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 BB08 EE03 EE09 EE12 FF03  
GA20 GA26 GA33 GB04 HH25  
HH38 JC11 KK31 KK45 LL07

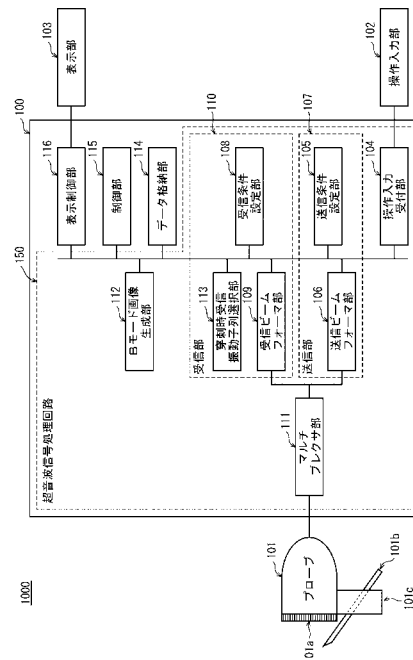
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波信号処理方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波画像中の穿刺針の視認性を向上する。

【解決手段】 送信イベントに同期して列方向に漸次移動する送信振動子列Txを選択して超音波が被検体中で集束するように送信する送信部107と、送信イベントに同期して、反射超音波に基づいて振動子各々に対する受波信号列rfを生成し、穿刺針101bからの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列Rxを選択し、送信イベントに同期して、被検体内において送信された超音波が到達する範囲内に音響線信号のサブフレームデータdsiが生成されるべき対象領域Bxを決定し、当該対象領域Bx内の複数の観測点Pij各々について、受信振動子列Rx内の振動子に対応する受波信号列rfを整相加算することにより音響線信号のサブフレームデータdsiを生成し、これらを合成して合成音響線信号のフレームデータdsを生成する受信部110とを備えた。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数の振動子が列設された超音波プローブが接続可能に構成されており、穿刺針が刺入された被検体に対して、前記複数の振動子を選択的に駆動して超音波を送信する送信イベントを複数回繰り返すとともに、送信イベントに同期して受波した反射超音波に基づき音響線信号のサブフレームデータを複数生成し、それらを合成して合成音響線信号のフレームデータの生成を繰り返し行う超音波診断装置であって、

前記複数の振動子から、送信イベントに同期して送信振動子列が列方向に漸次移動するように送信振動子列を選択するとともに、送信イベントごとに前記送信振動子列から超音波が被検体中で集束するように送信する送信部と、

送信イベントに同期して、前記複数の振動子の一部又は全部が被検体内から受波した反射超音波に基づいて振動子各々に対する受波信号列を生成し、

前記複数の振動子から、穿刺針からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子列を受信振動子列として選択し、

送信イベントに同期して、被検体内において送信された超音波が到達する範囲内に前記音響線信号のサブフレームデータが生成されるべき対象領域を決定し、当該対象領域内の複数の観測点各々について、前記受信振動子列内の振動子に対応する前記受波信号列を整相加算することにより前記音響線信号のサブフレームデータを生成し、

得られた複数の前記音響線信号のサブフレームデータを合成することにより前記合成音響線信号のフレームデータを生成する受信部とを備えた

超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記受信部は、前記複数の振動子各々に対する受波信号列から高強度の受波信号を含む受波信号列を受信した高強度受波振動子を特定し、特定された高強度受波振動子を含む振動子の列を受信振動子列に選択する

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記受信部は、複数の送信イベントにおいて特定された高強度受波振動子を含む受信振動子列を選択する

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記受信部は、前記音響線信号のサブフレームデータにおける、観測点の音響線信号の強度が高い線状領域を抽出し、その配置から描画されている穿刺針の位置及び傾斜角度を算出し、当該位置及び傾斜角度に基づいて受信振動子列を選択する

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記受信部は、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントに同期して生成された音響線信号のサブフレームデータに基づき算出された位置及び傾斜角度に基づいて受信振動子列を選択する

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記現在の送信イベントより前に行われた送信イベントは、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントのうち、現在の送信イベントと送信開口振動子列が同一である最も新しい送信イベントである

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記現在の送信イベントより前に行われた送信イベントに同期して生成された音響線信号のサブフレームデータは、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントのうち、現在の送信イベントと送信開口振動子列が同一である最も新しい送信イベント以後に行われた複数の送信イベントに同期して生成された複数の音響線信号サブフレームデータであ

10

20

30

40

50

る

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

さらに、前記超音波プローブが接続されたとき、前記超音波プローブからプローブ識別情報を取得するプローブ I / F 部を備え、

前記受信部は、前記プローブ識別情報に基づき前記超音波プローブに装着された穿刺針の位置及び傾斜角度を認定し、当該位置及び傾斜角度に基づき前記受信振動子列を選択する

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

さらに、操作入力される操作入力部が接続可能に構成されており、

前記受信部は、前記操作入力部に穿刺針の位置と傾斜角度とを示す情報が入力されたとき、当該情報に基づき前記受信振動子列を選択する

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記受信部は、送信イベントに同期して選択される送信振動子列に基づいて、送信イベントごとに異なる受信振動子列を選択する

請求項 1、2、4 から 5 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

受信部は、前記各観測点から得られた反射等音波に基づく前記受波信号列を整相加算することにより被検体内において送信された超音波が到達する範囲内に位置する複数の観測点についての前記音響線信号を生成する整相加算部とを備え、

前記整相加算部は、

送信された超音波が、前記関心領域内の観測点に到達するまでの送信時間と、

前記観測点からの反射波が前記振動子の各々に到達するまでの受信時間との和から、

送信された超音波が前記観測点で反射され前記複数の振動子の各振動子へ到達するまでの総伝播時間を算出し、当該総伝播時間に基づいて前記各振動子に対する遅延量を算出し、

前記各振動子に対する前記受波信号列から前記各振動子に対する遅延量に相当する受波信号値を同定して前記複数の振動子について加算することにより、前記観測点に対する音響線信号を生成する

請求項 1 ~ 10 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記送信振動子列の列中心と、被検体中の前記送信された超音波が集束する深さにおけるビーム中心との距離を第 1 距離、前記ビーム中心と前記対象領域内の観測点との距離を第 2 距離としたとき、

前記整相加算部は、

観測点が前記ビーム中心よりも被検体深さ方向において深い場合には、前記第 1 距離と前記第 2 距離との和を音速で除して前記送信時間を算出し、

観測点が前記ビーム中心よりも被検体深さ方向において浅い場合には、前記第 1 距離から前記第 2 距離を減じた差を音速で除して前記送信時間を算出する

請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

穿刺針が刺入された被検体に対して、超音波プローブに列設された複数の振動子を選択的に駆動して超音波を送信する送信イベントを複数回繰り返すとともに、送信イベントに同期して受波した反射超音波に基づき音響線信号のサブフレームデータを複数生成し、それらを合成して音響線信号のフレームデータの生成を繰り返し行う超音波信号処理方法であって、

前記複数の振動子から、送信イベントに同期して送信振動子列が列方向に漸次移動するように送信振動子列を選択するとともに、送信イベントごとに前記送信振動子列から超音

10

20

30

40

50

波が被検体中で集束するように送信し、

送信イベントに同期して、前記複数の振動子の一部又は全部が被検体内から受波した反射超音波に基づいて振動子各々に対する受波信号列を生成し、

前記複数の振動子から、穿刺針からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子列を受信振動子列として選択し、

送信イベントに同期して、被検体内において前記音響線信号のサブフレームデータが生成されるべき対象領域を決定し、当該対象領域内の複数の観測点各々について、前記受信振動子列内の振動子に対応する前記受波信号列を整相加算することにより前記音響線信号のサブフレームデータを生成し、

得られた複数の前記音響線信号のサブフレームデータを合成することにより前記音響線信号のフレームデータを生成する

超音波信号処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、超音波診断装置、及び超音波信号処理方法に関し、特に、穿刺針を用いた超音波画像診断のためのビームフォーミング処理技術に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、被検体である患者の生体内に穿刺針を挿入して組織や体液を採取し、これを診断する生体組織診断が行われている。また、麻酔科、集中治療室、ペインクリニック科では、穿刺針を用いた麻酔治療が実施されている。これらの診断では、医師等の操作者は、超音波プローブ（以後、「プローブ」とする）にて取得した被検体内の超音波画像を見て穿刺針の位置を確認し穿刺針の穿刺を実施する。このとき、モニター上において、穿刺針、特にその先端部の位置を確認できることが必要であり、超音波診断装置における穿刺針の視認性向上が求められている。

【0003】

超音波診断装置は、超音波プローブを構成する複数の振動子から被検体内部に超音波を送信し、被検体組織の音響インピーダンスの差異により生じる超音波反射波（エコー、以後、「反射波」とする）を受信し、得られた電気信号に基づいて被検体の内部組織の構造を示す超音波断層画像を生成してモニタ上に表示する装置である。

従来の超音波診断装置では、受信した反射波に基づく信号の受信ビームフォーミング方法として、一般的に整相加算法と呼ばれる方法が使用されている（例えば、非特許文献1）。図29は、従来の超音波診断装置における受信ビームフォーミング方法を示す模式図である。従来の超音波診断装置は、被検体の体内から反射波を受信する複数の超音波振動子201a（以後、「振動子」とする）を備えたプローブ201と、各々の振動子201aに対応づけられ、振動子201aで受信した反射波に基づく電気信号に対して増幅処理、A/D変換処理、遅延処理（整相）を行い、出力信号をアボダイゼーションと呼ばれる重みを乗じて加算して結果を音響線信号として出力する受信ビームフォーマ部202とを有する。この方法では、一般に、複数の振動子201aによって行われる被検体への超音波送信が行われる際、被検体のある深さで超音波ビームが集束するよう送信ビームフォーミングがなされる。また、音響線信号の観測点Pを送信超音波ビームの中心軸上に設定し、観測点Pと各振動子201aとの距離に基づいて遅延量が算出される。

【0004】

そのため、1回の超音波送信により超音波ビームの中心軸上にある1本若しくは少数本の線上にある観測点Pの音響線信号しか生成することができず、1回あたりの超音波送信に対する信号生成の効率が悪く、また、観測点Pがフォーカス点近傍から離れた位置にある場合には、得られる音響線信号の分解能及び信号S/N比が低くなり、結果、超音波画像の視認性が低下するという課題を有している。

【0005】

10

20

30

40

50

これに対して、合成開口法(Synthetic Aperture Method)により、送信フォーカス点近傍以外の領域においても分解能の高い、高画質な画像を得る受信ビームフォーミング方法が考案されている(例えば、非特許文献2)。この方法によれば、超音波送信波の伝播経路と、その伝播経路による反射波の振動子への到達時間の両方を加味した遅延制御を行うことで、送信フォーカス点近傍以外に位置する超音波主照射領域からの反射波も反映した受信ビームフォーミングを行うことができる。その結果、1回の超音波送信から超音波主照射領域全体に対して音響線信号を生成することができる。また、合成開口法では、複数の送信イベントから得た同一観測点に対する複数の受信信号をもとに仮想的に送信フォーカスを合わせることで、非特許文献1記載の受信ビームフォーミング方法と比較して、分解能及び信号S/N比を高め超音波画像の視認性を高めることが可能となる。

10

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】伊東正安、望月剛共著「超音波診断装置」コロナ社出版、2002年8月26日(P42 - P45)

【非特許文献2】"Virtual ultrasound sources in high resolution ultrasound imaging", S.I. Nikolov and J.A. Jensen, in Proc, SPIE - Progress in biomedical optics and imaging, vol. 3, 2002, P. 395-405

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0007】

超音波診断装置は、プローブから被検体内に向けて超音波ビームを送信し反射波を可視化する装置である。したがって、例えば、被検体に刺入されている穿刺針の視認性を向上するためには、生体組織からの反射波に加え、穿刺針からの反射波を的確に受波することが必要となる。

ところが、穿刺針からの反射波は、生体組織において多くみられる散乱反射とは異なり、鏡面反射の傾向が強く高い指向性を有する。そのため、穿刺針の挿入角とプローブとの位置関係とに基づき定まる特定の方向に強く反射され、超音波ビームと穿刺針との位置関係や角度条件によっては、プローブの振動子に入信する穿刺針からの反射波が弱くなり、結果、穿刺針の可視化が不十分となる場合がある。

30

【0008】

特に、上記非特許文献2記載の合成開口法を用いた受信ビームフォーミング方法では、超音波主照射領域全体にわたって観測点が設定されることがあるために、観測点と反射波を受信するための振動子との位置関係によっては、穿刺針からの反射波が殆ど振動子に入信されない場合があり穿刺針の視認性を低下させる要因となっていた。

本開示は、上記課題に鑑みてなされたものであり、合成開口法を用いた受信ビームフォーミングにおいて、超音波画像中の穿刺針の視認性を向上する超音波信号処理方法及び超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

40

本開示の一態様に係る超音波診断装置は、複数の振動子が列設された超音波プローブが接続可能に構成されており、穿刺針が刺入された被検体に対して、前記複数の振動子を選択的に駆動して超音波を送信する送信イベントを複数回繰り返すとともに、送信イベントに同期して受波した反射超音波に基づき音響線信号のサブフレームデータを複数生成し、それらを合成して合成音響線信号のフレームデータの生成を繰り返し行う超音波診断装置であって、

前記複数の振動子から、送信イベントに同期して送信振動子列が列方向に漸次移動するように送信振動子列を選択するとともに、送信イベントごとに前記送信振動子列から超音波が被検体中で集束するように送信する送信部と、

送信イベントに同期して、前記複数の振動子の一部又は全部が被検体内から受波した反

50

射超音波に基づいて振動子各々に対する受波信号列を生成し、

前記複数の振動子から、穿刺針からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子列を受信振動子列として選択し、

送信イベントに同期して、被検体内において送信された超音波が到達する範囲内に前記音響線信号のサブフレームデータが生成されるべき対象領域を決定し、当該対象領域内の複数の観測点各々について、前記受信振動子列内の振動子に対応する前記受波信号列を整相加算することにより前記音響線信号のサブフレームデータを生成し、

得られた複数の前記音響線信号のサブフレームデータを合成することにより前記合成音響線信号のフレームデータを生成する受信部とを備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0010】

本開示の一態様に係る超音波診断装置及び超音波信号処理方法によれば、合成開口法を用いた受信ビームフォーミングにおいて、超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】実施の形態1に係る超音波診断装置100を含む超音波診断システム1000の機能ブロック図である。

【図2】送信部107による送信波の伝播経路を示す模式図である。

【図3】送信ビームフォーマ部106の機能ブロック図である。

20

【図4】受信ビームフォーマ部109の機能ブロック図である。

【図5】送信イベントにおける送信振動子列 $T_x$ 、超音波主照射領域 $A_x$ 、対象領域 $B_x$ 、受信振動子列 $R_x$ 、受信アポダイゼーションの関係を示す模式図である。

【図6】(a)(b)は、整相加算部1092中の遅延処理部10921において、超音波の伝播経路の計算方法の概要を示す模式図である。

【図7】(a)(b)は、整相加算部1092における観測点 $P_{ij}$ についての音響線信号生成動作を説明するための模式図である。

【図8】サブフレーム加算部10931における音響線信号サブフレームデータを合成する処理を示す模式図である。

【図9】(a)(b)は、合成部1093の増幅処理動作を説明する模式図である。

30

【図10】穿刺時受信振動子列選択部113の機能ブロック図である。

【図11】穿刺時受信振動子列選択部113の動作を説明する模式図である。

【図12】(a)(b)は、穿刺時受信振動子列選択部113の動作を説明する模式図である。

【図13】(a)から(d)は、穿刺時受信振動子列選択部113の動作を説明する模式図である。

【図14】(a)から(d)は、穿刺時受信振動子列選択部113の動作を説明する模式図である。

【図15】超音波診断装置100におけるビームフォーミング処理の動作を示すフローチャートである。

40

【図16】穿刺時受信振動子列選択部113における受信振動子列 $R_x$ の選択処理動作を示すフローチャートである。

【図17】整相加算部1092における観測点 $P_{ij}$ についての音響線信号生成動作を示すフローチャートである。

【図18】実施の形態2に係る超音波診断装置100Aを含む超音波診断システム1000Aの機能ブロック図である。

【図19】穿刺時受信振動子列選択部113Aの機能ブロック図である。

【図20】(a)から(c)は、穿刺時受信振動子列選択部113Aの動作を説明するために被検体内の対応する位置に音響線信号サブフレームデータを重ねて示した模式図である。

50

【図 2 1】穿刺時受信振動子列選択部 1 1 3 A における受信振動子列 R x の選択処理動作を示すフローチャートである。

【図 2 2】実施の形態 3 に係る超音波診断装置 1 0 0 B を含む超音波診断システム 1 0 0 0 B の機能ブロック図である。

【図 2 3】穿刺時受信振動子列選択部 1 1 3 B の機能ブロック図である。

【図 2 4】( a ) ( b ) は、穿刺時受信振動子列選択部 1 1 3 B の動作を説明する模式図である。

【図 2 5】穿刺時受信振動子列選択部 1 1 3 B における受信振動子列 R x の選択処理動作を示すフローチャートである。

【図 2 6】実施の形態 4 に係る超音波診断装置 1 0 0 C を含む超音波診断システム 1 0 0 0 C の機能ブロック図である。

【図 2 7】穿刺時受信振動子列選択部 1 1 3 C の機能ブロック図である。

【図 2 8】穿刺時受信振動子列選択部 1 1 3 C における受信振動子列 R x の選択処理動作を示すフローチャートである。

【図 2 9】従来の超音波診断装置における受信ビームフォーミング方法を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 2】

実施の形態 1

< 超音波診断システム 1 0 0 0 >

1 . 構成概要

実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 0 0 を含む超音波診断システム 1 0 0 0 について、図面を参照しながら説明する。図 1 は、実施の形態 1 に係る超音波診断システム 1 0 0 0 の機能ブロック図である。図 1 に示すように、超音波診断システム 1 0 0 0 は、被検体に向けて超音波を送信しその反射波を受信する先端表面に列設された複数の振動子 1 0 1 a を有する超音波プローブ 1 0 1 ( 以下、「プローブ 1 0 1」とする)、プローブ 1 0 1 に超音波の送受信を行わせプローブ 1 0 1 からの出力信号に基づき超音波画像を生成する超音波診断装置 1 0 0、検査者からの操作入力を受け付ける操作入力部 1 0 2、超音波画像を画面上に表示する表示部 1 0 3 を有する。プローブ 1 0 1、操作入力部 1 0 2、表示部 1 0 3 は、それぞれ、超音波診断装置 1 0 0 に各々接続可能に構成されている。図 1 は超音波診断装置 1 0 0 に、プローブ 1 0 1、操作入力部 1 0 2、表示部 1 0 3 が接続された状態を示している。なお、プローブ 1 0 1、操作入力部 1 0 2、表示部 1 0 3 が、超音波診断装置 1 0 0 に含まれる態様であってもよい。

【0 0 1 3】

次に、超音波診断装置 1 0 0 に外部から接続される各要素について説明する。

2 . プローブ 1 0 1

プローブ 1 0 1 は、例えば一次元方向 ( 以下、「振動子配列方向」とする) に配列された複数の振動子 1 0 1 a を有する。プローブ 1 0 1 は、後述の送信ビームフォーマ部 1 0 6 から供給されたパルス状の電気信号 ( 以下、「送信信号」とする) をパルス状の超音波に変換する。なお、変換前後の信号はパルス状に限定されないが、本開示では簡単のため、パルス状として説明を行う。プローブ 1 0 1 は、プローブ 1 0 1 の振動子側外表面を被検体の皮膚表面に当接させた状態で、複数の振動子から発せられる複数の超音波からなる超音波ビームを測定対象に向けて送信する。そして、プローブ 1 0 1 は、被検体からの複数の超音波反射波 ( 以下、「反射超音波」とする) を受信し、複数の振動子によりこれら反射超音波をそれぞれ電気信号に変換して受信ビームフォーマ部 1 0 9 に供給する。

【0 0 1 4】

プローブ 1 0 1 には、穿刺ガイド 1 0 1 c が穿刺針 1 0 1 b を保持した状態で装着されている。穿刺ガイド 1 0 1 c は、振動子 1 0 1 a を被検体表に当てた状態で穿刺針 1 0 1 b が被検体内に所定の挿入角度で挿入されるように穿刺針 1 0 1 b を案内するよう穿刺針ガイド部 ( 不図示) が設けられている。穿刺ガイド 1 0 1 c のプローブ 1 0 1 に対する相

10

20

30

40

50

対角度を調整することにより、穿刺針 101b の被検体への挿入角度を変更することができる構成としてもよい。

#### 【0015】

##### 3. 操作入力部 102

操作入力部 102 は、検査者からの超音波診断装置 100 に対する各種設定・操作等の各種操作入力を受け付け、操作入力受付部 104 を介して制御部 115 に出力する。例えば、実施の形態 4 において後述するように、操作者が穿刺針 101b の被検体組織への挿入角度や振動子 101a との相対的位置関係をマニュアルで手入力する構成としてもよい。

#### 【0016】

操作入力部 102 は、例えば、表示部 103 と一体に構成されたタッチパネルであってもよい。この場合、表示部 103 に表示された操作キーに対してタッチ操作やドラッグ操作を行うことで超音波診断装置 100 の各種設定・操作を行うことができ、超音波診断装置 100 がこのタッチパネルにより操作可能に構成される。また、操作入力部 102 は、例えば、各種操作のキーを有するキーボードや、各種操作のボタン、レバー等を有する操作パネルであってもよい。また、表示部 103 に表示されるカーソルを動かすためのトラックボール、マウスまたはフラットパッド等であってもよい。または、これらを複数用いてもよく、これらを複数組合せた構成のものであってもよい。

#### 【0017】

##### 4. 表示部 103

表示部 103 は、いわゆる画像表示用の表示装置であって、後述する表示制御部 116 からの画像出力を画面に表示する。表示部 103 には、液晶ディスプレイ、CRT、有機 EL ディスプレイ等を用いることができる。

##### < 超音波診断装置 100 の構成概要 >

次に、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 100 について説明する。

#### 【0018】

超音波診断装置 100 は、プローブ 101 の複数ある振動子 101a のうち、送信の際に用いる送信振動子列を示す情報を設定し送信ビームフォーマ部 106 に出力する送信条件設定部 105 と、超音波の送信を行うためにプローブ 101 の各振動子 101a に対する高電圧印加のタイミングを制御する送信ビームフォーマ部 106 と、受信の際に用いる受信振動子列を示す情報を設定し受信ビームフォーマ部 109 に出力する受信条件設定部 108 と、プローブ 101 で受信した反射波に基づき、受信ビームフォーミングして音響線信号を生成する受信ビームフォーマ部 109 と、送信又は受信の際に用いる振動子との各々に選択的に接続し、選択された振動子に対する駆動信号の入出力を確保するマルチプレクサ部 111 と、穿刺針 101b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子列を受信振動子列 Rx として検出する穿刺時受信振動子列選択部 113 を有する。

#### 【0019】

また、送信ビームフォーマ部 106 及び受信ビームフォーマ部 109 においてされた超音波の送受信に基づいて出力される音響線信号に基づき時系列に超音波画像 (B モード画像) を生成する B モード画像生成部 112 を有する。

また、操作入力部 102 に対し、操作者がマニュアルで手入力した超音波診断装置 100 の操作に関する情報を受付ける操作入力受付部 104、受信ビームフォーマ部 109 が出力する受波信号や音響線信号、B モード画像生成部 112 が出力する B モード画像等を保存するデータ格納部 114、表示画像を構成して表示部 103 に表示させる表示制御部 116、さらに、各構成要素を制御する制御部 115 を備える。

#### 【0020】

このうち、操作入力受付部 104、送信条件設定部 105、送信ビームフォーマ部 106、受信条件設定部 108、受信ビームフォーマ部 109、マルチプレクサ部 111、B モード画像生成部 112、及び穿刺時受信振動子列選択部 113 は、超音波信号処理回路

10

20

30

40

50

150を構成し、送信条件設定部105、及び送信ビームフォーマ部106は送信部107を構成し、受信条件設定部108、受信ビームフォーマ部109、及び穿刺時受信振動子列選択部113は、受信部110を構成する。

#### 【0021】

超音波信号処理回路150を構成する各要素、制御部115、表示制御部116は、それぞれ、例えば、FPGA(Field Programmable Gate Array)、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)などのハードウェア回路により実現される。あるいは、CPU(Central Processing Unit)やGPGPU(General-Purpose computing on Graphics Processing Unit)やプロセッサなどのプログラマブルデバイスとソフトウェアにより実現される構成であってもよい。これらの構成要素は一個の回路部品とすることができるし、複数の回路部品の集合体とすることもできる。また、複数の構成要素を組合せて一個の回路部品とすることができるし、複数の回路部品の集合体とすることもできる。

10

#### 【0022】

データ格納部114は、コンピュータ読み取り可能な記録媒体であり、例えば、フレキシブルディスク、ハードディスク、MO、DVD、DVD-RAM、半導体メモリ等を用いることができる。また、データ格納部114は、超音波診断装置100に外部から接続された記憶装置であってもよい。

なお、本実施の形態1に係る超音波診断装置100は、図1で示した構成の超音波診断装置に限定されない。例えば、マルチプレクサ部111が不要な構成もあるし、プローブ101に送信ビームフォーマ部106や受信ビームフォーマ部109、またその一部などが内蔵される構成であってもよい。

20

#### 【0023】

< 超音波診断装置100の各部構成 >

実施の形態1に係る超音波診断装置100は、プローブ101の各振動子101aから超音波送信を行わせる送信部107と、プローブ101での超音波反射波の受信から得た電気信号を演算して超音波画像を生成するための音響線信号を生成する受信部110に特徴を有する。そのため、以下、送信部107及び受信部110に含まれる構成について、その構成及び機能を説明する。なお、それ以外の構成については、公知の超音波診断装置に使われるものと同じ構成を適用可能であり、公知の超音波診断装置の本実施の形態に係る送信部107及び受信部110を置き換えて使用することが可能である。

30

#### 【0024】

##### 1. 送信部107

送信部107は、マルチプレクサ部111を介してプローブ101と接続され、プローブ101から超音波送信を行うために、プローブ101に存する複数の振動子101aの一部に当たる送信波を送信させる送信振動子列Txに含まれる振動子の各々に対する高電圧パルスの印加タイミングを制御する。送信部107は、超音波送信ごとに送信振動子列Txを列方向に漸次移動させながら超音波送信を繰り返し、プローブ101に存する全ての振動子101aから超音波送信を行う。以後、送信部107により同一の送信振動子列Txから行われる超音波送信を「送信イベント」と称呼する。

40

#### 【0025】

送信部107は、送信条件設定部105と送信ビームフォーマ部106から構成される。

##### 1.1 送信条件設定部105

送信条件設定部105は、送信ビームフォーマ部106に対し、送信イベントごとに送信振動子列Txに含まれる振動子に被検体内の所定の深さの送信焦点FPに送信波ビームが集束するように送信波を送信させるための送信制御信号を供給する。送信制御信号には、例えば、送信振動子列Txに含まれる振動子の位置を示す情報、送信焦点FPの位置を示す情報、送信波パルスのパルス幅が含まれている。

50

## 【 0 0 2 6 】

図 2 は、送信部 1 0 7 による送信波の伝播経路を示す模式図である。ある送信イベントにおいて、超音波送信に寄与するアレイ状に配列された振動子列を送信振動子列 T x を図示している。例えば、プローブ 1 0 1 に存する振動子 1 0 1 a 全数を 1 9 2 としたとき、送信振動子列 T x を構成する振動子列の数として、例えば 2 0 ~ 1 0 0 を選択してもよい。

## 【 0 0 2 7 】

送信ビームフォーマ部 1 0 3 において、送信振動子列 T x の中心に位置する振動子ほど送信タイミングを遅らせるように各振動子の送信タイミングを制御することにより、送信振動子列 T x 内の振動子列から送信された超音波送信波は、被検体のある深度 ( F o c a l d e p t h ) において、波面がある一点で送信焦点 F P ( F o c a l p o i n t ) が合い超音波ビームが集束する状態となる。送信焦点 F P の深さ ( F o c a l d e p t h ) は、任意に設定することができる。

送信焦点 F P で合焦した波面は、再び拡散し、送信振動子列 T x を底とし送信焦点 F P を節とする交差する 2 つの直線で区切られた砂時計型の空間内を超音波送信波が主に伝播する。すなわち、送信振動子列 T x から放射された超音波は、しだいにその空間上での幅 ( 図中の横軸方向 ) を小さくし、送信焦点 F P でその幅を最小化し、それよりも深部 ( 図中では上部 ) に進行するにしたがって、再び、その幅を大きくしながら拡散し、伝播することとなる。この砂時計型の領域 ( 斜線ハッチングで示した領域 ) を超音波主照射領域 A x と称呼する。

## 【 0 0 2 8 】

送信ビームフォーマ部 1 0 3 において、送信波の F 値 ( F - n u m b e r ) は、( 送信焦点 F P の深さ ) / ( 送信振動子列 T x の長さ ) として定義され、例えば、2 以上 4 以下とすることができる。この場合、送信焦点 F P における超音波主照射領域 A x 外延を示す上記 2 直線の交差角度 は、約 1 4 ° 以上約 2 8 ° 以下となる。

ここで、送信波による超音波ビームが「集束」するとは、超音波ビームが絞られフォーカスビームであること、すなわち、超音波ビームに照射される面積が送信後に減少し特定の深さにおいて最小値を採ることを指し、超音波ビームが 1 点にフォーカスされる場合に限られない。この場合、「送信焦点 F P」とは、超音波ビームが集束する深さにおける超音波ビーム中心をさす。

## 【 0 0 2 9 】

## 1 . 2 送信ビームフォーマ部 1 0 6

送信ビームフォーマ部 1 0 6 は、マルチプレクサ部 1 1 1 を介してプローブ 1 0 1 と接続され、送信条件設定部 1 0 5 からの送信制御信号に基づき、プローブ 1 0 1 から超音波の送信を行うために、送信振動子列 T x に含まれる複数の振動子各々に対する高電圧印加を出力する回路である。

## 【 0 0 3 0 】

図 3 は、送信ビームフォーマ部 1 0 6 の構成を示す機能ブロック図である。図 3 に示すように、送信ビームフォーマ部 1 0 6 は、駆動信号発生部 1 0 6 1、遅延プロファイル生成部 1 0 6 2、駆動信号送信部 1 0 6 3 を含む。

## ( 1 ) 駆動信号発生部 1 0 6 1

駆動信号発生部 1 0 6 1 は、受信条件設定部送信条件設定部 1 0 5 からの送信制御信号のうち、送信振動子列 T x とパルス幅を示す情報とに基づき、プローブ 1 0 1 に存する振動子 1 0 1 a の一部又は全部に該当する送信振動子から超音波ビームを送信させるためのパルス信号 s p を発生する回路である。

## 【 0 0 3 1 】

## ( 2 ) 遅延プロファイル生成部 1 0 6 2

遅延プロファイル生成部 1 0 6 2 では、送信波発生部 1 0 5 から得られる送信制御信号のうち、送信振動子列 T x と送信焦点 F P の位置を示す情報とに基づき、超音波ビームの送信タイミングを決める遅延時間 t p k ( k は、1 から送信波送信振動子の数 m までの自

10

20

30

40

50

然数)を振動子毎に設定して出力する回路である。これにより、遅延時間分だけ振動子毎に超音波ビームの送信を遅延させて超音波ビームのフォーカシングを行う。

【0032】

(3) 駆動信号送信部1063

駆動信号送信部1063は、駆動信号発生部1061からのパルス信号 $s_p$ と遅延プロファイル生成部1062からの遅延時間 $t_{pk}$ とに基づき、プローブ101に存する複数の振動子101a中、送信振動子列 $T_x$ に含まれる各振動子に超音波ビームを送信させるための送信信号 $s_{ck}$ を供給する送信処理を行う回路である。送信振動子列 $T_x$ は、マルチプレクサ部111によって選択される。

【0033】

送信ビームフォーマ部106は、送信条件設定部105からの送信制御信号に基づき、送信波の送信ごとに送信振動子列 $T_x$ を列方向に漸次移動させながら送信波の送信を繰り返し、プローブ101に存する全ての振動子101aから送信波を送信を行う。また、送信ビームフォーマ部106は、送信ごとに送信振動子列 $T_x$ を列方向に漸次移動させながら送信波の送信を繰り返すことにより送信焦点 $F_P$ を列方向に漸次移動させる。これにより被検体の観測すべき対象表域全てに対し送信波を伝播させる。同一の送信振動子列 $T_x$ から行われる各回の送信波の送信を「送信イベント」と称呼する。

【0034】

2. 受信部110

受信部110は、プローブ101で受信した超音波の反射波に基づき、複数の振動子101aで得られた電気信号に基づき音響線信号を生成する。図1に示すように、受信部110は、受信条件設定部108、受信ビームフォーマ部109、穿刺時受信振動子列選択部113から構成される。

【0035】

以下、受信部110を構成する各部の構成について説明する。

2.1 受信条件設定部108

受信条件設定部108は、送信イベントごとにプローブ101で受信した超音波の反射波に基づき、複数の振動子101aで得られた電気信号に基づき音響線信号を生成させるための受信制御信号を決定し、受信ビームフォーマ部109に供給する。受信制御信号には、例えば、音響線信号を生成すべき対象領域 $B_x$ 、受信振動子列 $R_x$ が含まれる。さらに、受信アポダイゼーションが含まれてもよい。

【0036】

a) 対象領域内 $B_x$ の設定

受信条件設定部108は、送信イベントに同期して、送信条件設定部105から送信振動子列 $T_x$ と送信焦点 $F_P$ の位置を示す情報を取得しその情報に基づき、被検体内において音響線信号の生成を行う対象領域内 $B_x$ を決定する。ここで、「対象領域」とは、送信イベントに同期して被検体内において音響線信号の生成が行われるべき信号上の領域であり、送信イベントごとに対象領域 $B_x$ 内の観測点 $P_{ij}$ について音響線信号が生成される。対象領域 $B_x$ は、音響線信号の生成が行われる観測対象点の集合として、1回の送信イベントに同期して計算の便宜上決定される。

【0037】

図5は、送信イベントにおける送信振動子列 $T_x$ 、超音波主照射領域 $A_x$ 、対象領域 $B_x$ 、受信振動子列 $R_x$ 、受信アポダイゼーションの関係を示す模式図である。図5に示すように、本開示では、対象領域 $B_x$ は、送信振動子列 $T_x$ の両端と送信焦点 $F_P$ とを通る2直線に内接する砂時計型の領域とした。したがって、対象領域 $B_x$ と超音波主照射領域 $A_x$ とは略等しい範囲となる。

【0038】

b) 受信振動子列 $R_x$ の設定

次に、受信条件設定部108は、受信振動子列 $R_x$ を決定する。「受信振動子列」とは、観測点 $P_{ij}$ の音響線信号を生成するために整相加算の対象となる受波信号列にを受波

10

20

30

40

50

した複数の振動子の列である（図5）。

具体的には、穿刺時受信振動子列選択部113から穿刺時における受信振動子列 $R_x$ を示す情報を取得したときには、その情報を受信振動子列 $R_x$ として決定する。穿刺時受信振動子列選択部113から穿刺時における受信振動子列 $R_x$ を示す情報が出力されない場合には、所定の方法により受信振動子列 $R_x$ を決定する。所定の方法としては、送信イベントに同期して送信振動子列 $T_x$ と受信振動子列 $R_x$ とのそれぞれの列中心を合致させる方法や、響線信号を生成すべき観測点 $P_{ij}$ の設定に同期して受信振動子列 $R_x$ の列中心を観測点 $P_{ij}$ の列方向位置と合致させる方法等がある。所定の方法による場合には、受信振動子列 $R_x$ の列長は、対応する送信イベントにおける送信振動子列 $T_x$ の列長よりも長いことが好ましい。受信振動子列 $R_x$ を構成する振動子列の数は、例えば32、64、96、128、192等としてもよい。

10

【0039】

c) 受信アポダイゼーションの設定

さらに、受信条件設定部108は、受信振動子列 $R_x$ の決定に同期して、整相加算における重み付分布を示す受信アポダイゼーションを決定してもよい。受信アポダイゼーションは受信振動子列 $R_x$ 内の各振動子に対応する受波信号列に適用される重み係数の数列である。受信アポダイゼーションは、受信振動子列 $R_x$ の列方向の中心に位置する振動子に対する重みが最大となるように設定され、図5に示すように、重みの分布の中心軸は、受信振動子列中心軸 $R_xo$ と一致する。受信アポダイゼーションの分布の形状は、ハミング窓、ハニング窓、矩形窓などを用いることができ、分布の形状は特に限定されない。

20

【0040】

d) その他

なお、受信制御信号の決定は、送信イベントに対応して、送信イベントと同じ回数だけ行われる。また、受信制御信号の決定は、送信イベントに同期して漸次行われる構成であってもよく、あるいは、全ての送信イベントが終了した後に、各送信イベントに対応した受信制御信号の設定が送信イベントの回数分まとめて行われる構成であってもよい。

【0041】

なお、対象領域 $B_x$ は、本実施の形態では、超音波主照射領域 $A_x$ の形状に類似した形状となるよう送信振動子列が接触する被検体表面を底辺とする砂時計形状の領域とした。超音波主照射領域 $A_x$ のほぼ全域に観測点を設定することができ、1回あたりの超音波送信に対する信号生成の効率を向上することができるからである。

30

しかしながら、対象領域 $B_x$ の形状は、砂時計形状に限定されず他の形状としてもよい。例えば、送信振動子列から平行波による超音波送信が行われる場合等においては、対象領域 $B_x$ の形状は、送信振動子列が接触する被検体表面を底辺とする矩形形状としてもよい。この場合も、超音波主照射領域 $A_x$ のほぼ全域に観測点を設定することができ、1回あたりの超音波送信に対する信号生成の利用効率を向上することができる。

【0042】

決定された、受信制御信号は、受信ビームフォーマ部109に出力される。

2.2. 受信ビームフォーマ部109

受信ビームフォーマ部109は、複数回の送信波の各々に対応して複数の振動子101aにおいて時系列に受信された被検体組織からの反射波に基づき、超音波主照射領域 $A_x$ 内に設定された対象領域 $B_x$ 内の複数の観測点 $P_{ij}$ に対する音響線信号を生成して音響線信号サブフレームデータ $ds_i$ を生成するとともに、送信イベントに同期して生成される音響線信号サブフレームデータ $ds_i$ を合成して合成音響線信号フレームデータ $ds$ を生成する回路である。

40

【0043】

まず、受信ビームフォーマ部109は、送信波を送信した後、プローブ101で受信した反射波に基づき、複数の振動子101aで得られた電気信号から音響線信号を生成する。なお、「音響線信号」とは、整相加算処理がされたあとのある観測点に対する受波信号である。

50

1回の送信イベントに対応して、対象領域  $B \times$  内に存在する全ての観測点  $P_{ij}$  について生成された音響線信号を音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  とする。そして、送信イベントに同期して送信波の送受信を繰り返し、全ての送信イベントに対する音響線信号サブフレームデータ  $d_s$  を生成することができる。

【0044】

送信イベントに同期して生成された音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  ( $i$  は1から送信イベントの回数  $n$  までの自然数) は、データ格納部 114 に出力され保存される。

次に、受信ビームフォーマ部 109 は、送信イベントに同期して生成される複数の音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  を合成して合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  を生成する。生成された合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  は、データ格納部 114 に出力され保存される。

10

【0045】

さらに、受信ビームフォーマ部 109 は、合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  の生成を繰り返し行うことにより合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  のシーケンスを生成する。生成された合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  のシーケンスはデータ格納部 114 に保存される。

図4は、受信ビームフォーマ部 109 の機能ブロック図である。受信ビームフォーマ部 109 は、入力部 1091、整相加算部 1092、合成部 1093 を備える。

【0046】

(1) 入力部 1091

入力部 1091 は、マルチプレクサ部 111 を介してプローブ 101 と接続され、プローブ 101 において反射波に基づき受波信号 (RF 信号) を生成する回路である。ここで、受波信号  $rf$  (RF 信号) とは、送信信号  $sck$  の送信に基づいて各振動子にて受信された反射波から変換された電気信号を A/D 変換したデジタル信号であり、受波信号  $rf$  は各振動子にて受信された超音波の送信方向 (被検体の深さ方向) に連なった信号の列 (受波信号列) から構成されている。

20

【0047】

入力部 1091 は、送信イベントに同期して選択される受波振動子の各々が得た反射波に基づいて、送信イベントごとに各受波振動子に対する受波信号  $rf$  の列を生成する。ここで、反射超音波を受信する振動子を「受波振動子」と称呼する。受波振動子列はプローブ 101 に存する複数の振動子 101a の一部又は全部にあたる振動子列から構成されており、送信イベントごとに制御部 115 からの指示に基づきマルチプレクサ部 111 によって選択される。受波振動子の数は、送信振動子列  $T_x$  に含まれる振動子の数よりも多いことが好ましい。本例では、全ての送信イベントにおいて複数の振動子 101a の全部が受波振動子列として選択される構成とした。これにより、送信イベントごとに反射波を全ての振動子を用いて受波して全ての振動子に対する受波振動子列を生成することができる。

30

【0048】

送信イベントごとに生成された受波信号  $rf$  のサブフレームデータ  $r_{fi}$  は生成され、データ格納部 114 に出力され保存される。データ格納部 114 には、受波信号サブフレームデータ  $r_{fi}$  のシーケンスが格納される。

40

(2) 整相加算部 1092

整相加算部 1092 では、送信イベントに同期して対象領域  $B \times$  内の観測点  $P_{ij}$  から、受波振動子列に含まれる複数の受信振動子  $R_{pk}$  の列が受信した受波信号  $rf$  に遅延処理を施した後、全ての受信振動子  $R_{pk}$  について加算して音響線信号  $d_s$  を生成する回路である。受信振動子  $R_{pk}$  の列である受信振動子列  $R_x$  はプローブ 101 に存する複数の振動子 101a の一部にあたる振動子から構成されており、送信イベントごとに受信条件設定部 108 からの制御信号に基づき整相加算部 1092 によって選択される。本例では、受信振動子列  $R_x$  として、送信イベント内の対応する各送信イベントにおける送信振動子列  $T_x$  を構成する振動子を少なくとも全て含む振動子列が選択される構成とした。

50

## 【0049】

整相加算部1092は、受波信号 $r_f$ に対する遅延処理を行うための遅延処理部10921、加算部10922とを備える。

## (2-1) 遅延処理部10921

遅延処理部10921は、送受信振動子列 $R_x$ 内の受信振動子 $R_{pk}$ に対する受波信号(受波信号列)から、観測点 $P_{ij}$ と受信振動子 $R_{pk}$ 各々との間の距離の差を音速値で除した受信振動子 $R_{pk}$ 各々への反射波の到達時間差(遅延量)により補償して、観測点 $P_{ij}$ からの反射波に基づく受信振動子 $R_{pk}$ に対応する受信信号として同定する回路である。図6(a)(b)は、整相加算部1092中の遅延処理部10921において、超音波の伝播経路の計算方法の概要を示す模式図であって、(a)は、観測点 $P_{ij}$ が送信焦点 $F_P$ よりも深い場合を、(b)は、観測点 $P_{ij}$ が送信焦点 $F_P$ よりも浅い場合を示したものである。送信振動子列 $T_x$ から放射され超音波主照射領域 $A_x$ 内に配された対象領域 $B_x$ 内の任意の位置にある観測点 $P_{ij}$ において反射され受信振動子 $R_{pk}$ に到達する超音波の伝播経路を示したものである。

10

## 【0050】

## a) 送信時間の算出

まず、遅延処理部10921は、送信イベントに対応して、送信条件設定部105から取得した、送信振動子列 $T_x$ に含まれる振動子及び送信焦点 $F_P$ の位置を示す情報と、超音波主照射領域 $A_x$ 内の対象領域 $B_x$ の位置を示す情報とに基づき、1回の送信イベントに対し対象領域 $B_x$ 内に存在する観測点 $P_{ij}$ について、送信された超音波が被検体中の観測点 $P_{ij}$ に到達するまでの送信経路を算出し、これを音速で除して送信時間を算出する。

20

## 【0051】

まず、図6(a)に示すように、送信振動子列 $T_x$ から放射された送信波は、経路401を通過して送信焦点 $F_P$ にて波面が集まった後、経路402を通過して送信焦点 $F_P$ よりも深い位置にある超音波主照射領域 $A_x$ 内に存在する観測点 $P_{ij}$ に到達する送信経路を想定する。したがって、送信波が経路401を通過する時間と、経路402を通過する時間を合算した値が、送信時間となる。具体的な算出方法としては、例えば、経路401の長さ $L_1$ と経路402の長さ $L_2$ とを加算した全経路長を、被検体内における超音波の伝搬速度 $v$ で除算することで求められる。

30

## 【0052】

次に、図6(b)に示すように、送信振動子列 $T_x$ から放射された送信波は、経路404を通過して送信焦点 $F_P$ よりも浅い位置にある対象領域 $B_x$ 内に存在する観測点 $P_{ij}$ に到達するという送信経路を想定する。ここでは、観測点 $P_{ij}$ が送信焦点 $F_P$ よりも浅い場合は、送信振動子列 $T_x$ から放射された送信波が経路401を通過して送信焦点 $F_P$ に到達する時刻と、経路404を通過して観測点 $P_{ij}$ に到達した後、観測点 $P_{ij}$ から経路402を通過して送信焦点 $F_P$ に到達する時刻とが同一であるものとして計算を行う。したがって、送信波が経路401を通過する時間から、経路402を通過する時間を差し引いた値が、経路404を通過する送信時間となる。具体的な算出方法としては、例えば、経路401の長さ $L_1$ から経路402の長さ $L_2$ を減算した経路長差 $L_1 - L_2$ を、被検体内における超音波の伝搬速度 $v$ で除算することで求められる。

40

## 【0053】

送信焦点 $F_P$ は送信条件設定部105により設計値として規定されているので、送信焦点 $F_P$ から任意の観測点 $P_{ij}$ までの経路402の長さ $L_2$ は幾何学的に算出することができる。

## b) 受信時間の算出

次に、遅延処理部10921は、送信イベントに対応して、さらに、データ格納部114から取得した送受信振動子列 $R_x$ の位置を示す情報に基づき、1回の送信イベントに対し対象領域 $B_x$ 内に存在する観測点 $P_{ij}$ について、送信された超音波が観測点 $P_{ij}$ で反射され送受信振動子列 $R_x$ の受信振動子 $R_{pk}$ に到達するまでの受信経路を算出し、音

50

速で除して受信時間を算出する。

【 0 0 5 4 】

具体的には、観測点  $P_{ij}$  で音響インピーダンスに変化があれば反射波を生成し、その反射波が経路 4 0 3 を通ってプローブ 1 0 1 における受信振動子  $R_{pk}$  に戻っていく受信経路を計算上想定する。

送受信振動子列  $R_x$  内の受信振動子  $R_{pk}$  の位置情報は制御部 1 1 5 から取得されるので、任意の観測点  $P_{ij}$  から受信振動子  $R_{pk}$  までの経路 4 0 3 の長さは幾何学的に算出することができる。

【 0 0 5 5 】

c) 遅延量の算出

次に、遅延処理部 1 0 9 2 1 は、送信時間と受信時間とから送受信振動子列  $R_x$  内の受信振動子  $R_{pk}$  への総伝播時間を算出し、当該総伝播時間に基づいて、受信振動子  $R_{pk}$  に対する受波信号の列に適用する遅延量を算出する。すなわち、送信された超音波が観測点  $P_{ij}$  を経由して受信振動子  $R_{pk}$  へ到達するまでの総伝播時間を算出し、受信振動子  $R_{pk}$  に対する総伝播時間の差異により、受信振動子  $R_{pk}$  に対する受波信号の列に適用する遅延量を算出する。

【 0 0 5 6 】

d) 遅延処理

図 7 ( a ) ( b ) は、整相加算部 1 0 9 2 における観測点  $P_{ij}$  についての音響線信号生成動作を説明するための模式図であって、( a ) は、観測点  $P_{ij}$  が送信焦点  $F_P$  よりも深い場合を、( b ) は、観測点  $P_{ij}$  が送信焦点  $F_P$  よりも浅い場合を示したものである。遅延処理部 1 0 9 2 1 は、送受信振動子列  $R_x$  内の受信振動子  $R_{pk}$  に対する受波信号の列から、受信振動子  $R_{pk}$  に対する遅延量に相当する受波信号（遅延量を差引いた時間に対応する受波信号）を、観測点  $P_{ij}$  からの反射波に基づく受信振動子  $R_{pk}$  に対応する受信信号として同定する。遅延処理部 1 0 9 2 1 は、送信イベントに対応して、図 7 ( a ) ( b ) に示すように、データ格納部 1 1 4 から受波信号  $r_f$  を入力として、対象領域  $B_x$  内に存在する全ての観測点  $P_{ij}$  について上記処理を行う。

【 0 0 5 7 】

( 2 - 2 ) 加算部 1 0 9 2 2

加算部 1 0 9 2 2 は、遅延処理部 1 0 9 2 1 から出力される受信振動子  $R_{pk}$  に対応して同定された受信信号を入力として、それらを加算して、観測点  $P_{ij}$  に対する整相加算された音響線信号を生成する回路である。

あるいは、さらに、各受信振動子  $R_{pk}$  に対応して同定された受信信号に対し、受信振動子  $R_{pk}$  に対する受信アポダイゼーション（重み数列）を乗じて加算して、観測点  $P_{ij}$  に対する音響線信号を生成する。重み数列は、送受信振動子列  $R_x$  内の受信振動子  $R_{pk}$  に対応する受信信号に適用される重み係数の数列である。

【 0 0 5 8 】

加算部 1 0 9 2 2 は、送信イベントに対応して、図 7 ( a ) ( b ) に示すように、超対象領域  $B_x$  内に存在する全ての観測点  $P_{ij}$  について上記処理を行い、対象領域  $B_x$  内に存在する全ての観測点  $P_{ij}$  について音響線信号を生成する。ここで、1 回の送信イベントから生成される対象領域  $B_x$  内に存在する全ての観測点  $P_{ij}$  に対する音響線信号の集合を「音響線信号サブフレームデータ」と称呼する。「サブフレーム」とは、1 回の送信イベントで得られ、対象領域  $B_x$  内に存在する全ての観測点  $P_{ij}$  に対応するまとまった信号を形成する単位をさす。

【 0 0 5 9 】

遅延処理部 1 0 9 2 1 において送受信振動子列  $R_x$  内に位置する受信振動子  $R_{pk}$  が検出した受波信号の位相を整えて加算部 1 0 9 2 2 にて加算処理をすることにより、観測点  $P_{ij}$  からの反射波に基づいて受信振動子  $R_{pk}$  で受信した受信信号を重ね合わせてその信号  $S/N$  比を増加し、観測点  $P_{ij}$  からの受信信号を抽出することができる。

( 3 ) 合成部 1 0 9 3

10

20

30

40

50

送信ごとに送信振動子列  $T_x$  を列方向に漸次移動させながら送受信を繰り返し、プロープ 101 に存する全ての振動子 101 a から送受信を行う。合成部 1093 は、送信イベントに同期して生成される音響線信号サブフレームデータ  $d_{s_i}$  を合成して合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  を生成する回路である。合成部 1093、合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  の生成を繰り返し行うことにより合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  のシーケンスを生成する。図 4 に示すように、合成部 1093 は、サブフレーム加算部 10931、増幅処理部 10932 を備える。

【0060】

(3-1) サブフレーム加算部 10931

サブフレーム加算部 10931 は、データ格納部 114 に保持されている複数の音響線信号サブフレームデータ  $d_{s_i}$  を読み出す。そして、各音響線信号サブフレームデータ  $d_{s_i}$  に含まれる音響線信号が取得された観測点  $P_{ij}$  の位置を指標として複数の音響線信号サブフレームデータ  $d_{s_i}$  を加算することにより、各観測点に対する合成音響線信号を生成して合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  を合成する。そのため、複数の音響線信号サブフレームデータ  $d_{s_i}$  に含まれる同一位置の観測点に対する音響線信号は加算されて合成音響線信号が生成される。

10

【0061】

図 8 は、サブフレーム加算部 10931 における音響線信号サブフレームデータ  $d_{s_i}$  を合成する処理を示す模式図である。上述のとおり、送信イベントに同期して送信振動子列（送信振動子列  $T_x$ ）に用いる振動子を振動子列方向に漸次異ならせて超音波送信が順次行われる。そのため、異なる送信イベントに基づく超音波主照射領域  $A_x$  内に設定される対象領域  $B_x$  も送信イベントごとに同一方向に漸次位置が異なる。複数の音響線信号サブフレームデータ  $d_{s_i}$  を、各音響線信号サブフレームデータ  $d_{s_i}$  に含まれる音響線信号が取得された観測点  $P_{ij}$  の位置を指標として加算することにより、全ての対象領域  $B_x$  を網羅した合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  が合成される。

20

【0062】

また、位置の異なる複数の対象領域  $B_x$  にまたがって存在する観測点  $P_{ij}$  については、各音響線信号サブフレームデータ  $d_{s_i}$  における音響線信号の値が加算されるので、合成音響線信号は、跨りの程度に応じて大きな値を示す。以後、観測点  $P_{ij}$  が異なる対象領域  $B_x$  含まれる回数を「重畳数」、振動子列方向における重畳数の最大値を「最大重畳数」と称する。

30

【0063】

図 9 (a) (b) は、合成部 1093 の増幅処理動作を説明する模式図である。図 9 (a) は、合成音響線信号における最大重畳数の深さ方向の変化を示したものである。対象領域  $B_x$  は砂時計形状の領域としているので、最大重畳数は被検体の深さ方向において変化し、最大重畳数に応じて合成音響線信号の信号強度の値は変化する。そのため、合成音響線信号の値も同様に深さ方向において変化する。

【0064】

合成された合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  は増幅処理部 10932 に出力される。

(3-2) 増幅処理部 10932

上述のとおり、合成音響線信号の値は被検体の深さ方向においても変化する。これを補うために、増幅処理部 10932 は、合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  に含まれる合成音響線信号の合成において、加算が行われた回数に応じて決定した増幅率を各合成音響線信号に乗じる増幅処理を行う。

40

【0065】

図 9 (b) は、増幅処理における増幅率の深さ方向の変化を示したものである。上述のとおり最大重畳数は被検体の深さ方向において変化するので、この変化を補うように、最大重畳数に応じて決定された被検体深さ方向において変化する増幅率が合成音響線信号に乗じられる。これにより、深さ方向における重畳数の変化に伴う合成音響線信号の変動要因は解消され、増幅処理後の合成音響線信号の値は深さ方向において均一化が図られる。

50

なお、生成した各観測点に対する合成音響線信号に増幅処理を施した信号を合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  とする。なお、上述した増幅率の設定方法は本開示では、特に規定しない。

#### 【0066】

##### 2.3 穿刺時受信振動子列選択部 113

穿刺時受信振動子列選択部 113 は、受波信号サブフレームデータ  $r_f i$  のシーケンスに基づき、プローブ 101 に備わる複数の振動子 101 a から穿刺針からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子列を受信振動子列  $R_x$  として選択する回路である。ここで、「穿刺針からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子列」とは、複数の振動子に含まれる振動子列の中で、穿刺針からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高い又は高いと推定される振動子列をさす。

10

#### 【0067】

本実施の形態では、穿刺時受信振動子列選択部 113 は、複数の振動子 101 a 各々に対する受波信号列  $r_f$  から高強度の受波信号を含む受波信号列  $r_f$  を受信した高強度受波振動子を検出し、検出された高強度受波振動子を含む振動子の列を受信振動子列  $R_x$  に選択する。

図 10 は、穿刺時受信振動子列選択部 113 の機能ブロック図である。図 11 から 14 は、穿刺時受信振動子列選択部 113 の動作を説明する模式図である。図 10 に示すように、穿刺時受信振動子列選択部 113 は、深さ方向高強度信号検出部 1131、列方向最大強度振動子検出部 1132、受信振動子列決定部 1133 を備える。

20

#### 【0068】

##### (1) 深さ方向高強度信号検出部 1131

穿刺時受信振動子列選択部 113 は、送信イベントに同期して取得されデータ格納部 114 に保存されている受波信号サブフレームデータ  $r_f i$  のシーケンスをデータ格納部 114 から読み出す。

深さ方向高強度信号検出部 1131 は、1枚の受波信号サブフレームデータ  $r_f i$  も含まれる複数の受波信号列について解析を行う。解析では、図 11 中段に示すように、各受波信号列において閾値以上の信号強度が得られる信号部分を検出する。穿刺針 101 b からの反射波は鏡面反射の傾向を示し、生体組織からの反射波に比べて極めて高い信号強度を示す。そのため、閾値を設定することによりこれらを判別することができる。したがって、閾値以上の信号強度が得られた受信信号を含む受波信号列を検出することで、穿刺針 101 b からの反射波を受波した振動子を検出することができる。

30

#### 【0069】

深さ方向高強度信号検出部 1131 は、複数の受波信号サブフレームデータ  $r_f i$  について、閾値以上の高い信号強度が得られる受波信号列の信号部分を抽出する。

##### (2) 列方向最大強度振動子検出部 1132

列方向最大強度振動子検出部 1132 は、図 11 中段に示すように、1枚の受波信号サブフレームデータ  $r_f i$  に含まれる検出された閾値以上の信号強度が得られる受波信号のうち、最大値付近の信号強度を示す受波信号を含む受波信号列の信号部分を検出し、当該受波信号列を受波した高強度受波振動子を特定する。閾値以上の信号強度が得られた受波信号を受波した振動子の中で、最大値付近の信号強度が得られた高強度受波振動子を特定することで、これを穿刺針 101 b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子の 1 つとして検出することができる。

40

#### 【0070】

列方向最大強度振動子検出部 1132 は、複数の受波信号サブフレームデータ  $r_f i$  について、高強度受波振動子を特定する。

##### (3) 受信振動子列決定部 1133

受信振動子列決定部 1133 は、図 11 上段に示すように、例えば、1枚の受波信号サブフレームデータ  $r_f i$  から得られた高強度受波振動子を中心とした複数の振動子からなる振動子列を、穿刺針 101 b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受

50

信振動子列  $R_x$  として選択することができる。受信アポダイゼーションを用いる場合には、受信アポダイゼーションの中心軸を高強度受波振動子に一致させることが好ましい。

【0071】

これにより、図12に示すように穿刺針101bの被検体への挿入角度（穿刺針傾斜角度）が変化した場合でも、高強度受波振動子101aXを検出し、これを中心とした受信振動子列  $R_x$  を選択することができる。

また、上述のとおり、送信波は焦点波から構成され、送信波の送信焦点FPにおける超音波主照射領域Ax外延を通る2直線の交差角度は、通常、約14°以上約28°以下である。そのため、送信波が焦点波である構成では、図13(a)から(c)に示すように、送信波ビームと穿刺針101bとの角度がの範囲内で列方向において変化する。そのため、1回の送信イベントに基づき得られた受波信号サブフレームデータrfiから、複数の振動子が最大値付近の信号強度が得られた高強度受波振動子101aXとして検出される場合がある。この場合には、受信振動子列決定部1133は、図13(d)に示すように、これら複数の高強度受波振動子101aXを含む振動子列を受信振動子列  $R_x$  として選択してもよい。その場合には、受信アポダイゼーションを用いる場合には、受信アポダイゼーションの中心軸を高強度受波振動子101aXの中央に一致させることが好ましい。これにより、複数の高強度受波振動子101aXを含む受信振動子列  $R_x$  を選択することができる。

【0072】

また、受信振動子列決定部1133は、複数の受波信号サブフレームデータrfiから得られた複数の高強度受波振動子101aXを含む受信振動子列  $R_x$  として選択してもよい。図14(a)から(c)に示すように、送信イベントごとに送信振動子列Txの位置が列方向に変化する場合には、送信イベントごとに得られた受波信号サブフレームデータrfiから検出される高強度受波振動子101aXの位置が変化する。この場合には、受信振動子列決定部1133は、図14(d)に示すように、これら複数の高強度受波振動子101aXを含み、複数の高強度受波振動子101aXの中央を中心とした複数の振動子からなる振動子列を受信振動子列  $R_x$  として選択することができる。この場合も、受信アポダイゼーションの中心軸を複数の高強度受波振動子101aXの中央に一致させることが好ましい。これにより、複数の送信イベントにまたがって穿刺針101bからの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列  $R_x$  を選択することができる。

【0073】

選択された受信振動子列  $R_x$  の位置を示す情報は、受信条件設定部108に出力される。受信振動子列  $R_x$  を検出しない場合には、穿刺時受信振動子列選択部113は、受信振動子列  $R_x$  の位置を示す情報を、受信条件設定部108に出力しない。

3. その他の構成

Bモード画像生成部112は、データ格納部114から合成音響線信号のフレームデータdsのシーケンスを入力して、音響線信号に対して包絡線検波、対数圧縮などの処理を実施してその強度に対応した輝度信号へと変換し、その輝度信号を直交座標系に座標変換を施すことでBモード画像フレームデータのシーケンスを生成する。なお、合成音響線信号フレームデータのシーケンスからBモード画像フレームデータのシーケンスを生成するための処理には公知の方法を用いることができる。生成されたBモード画像フレームデータのシーケンスはデータ格納部114に出力され保存される。表示制御部116はBモード画像フレームデータを表示画像として構成して表示部103に表示させる。さらに、表示制御部116は、Bモード画像の穿刺針に相当する画素に対して強調処理や着色処理を施し、表示部103に出力する構成としてもよい。

【0074】

データ格納部114は、受波信号列rf、音響線信号サブフレームデータdsi、合成音響線信号フレームデータds、Bモード画像フレームデータ等を逐次記録する記録媒体である。

制御部115は、操作入力部102からの指令に基づき、超音波診断装置100内の各

10

20

30

40

50

ブロックを制御する。制御部 115 には CPU 等のプロセッサを用いることができる。

【0075】

<動作について>

1. ビームフォーミングによる音響線信号サブフレームデータの生成処理の動作

以上の構成からなる超音波診断装置 100 のビームフォーミングによる音響線信号サブフレームデータ  $ds_i$  の生成処理の動作について説明する。

図 15 は、超音波診断装置 100 におけるビームフォーミング処理の動作を示すフローチャートである。

【0076】

まず、ステップ S101 において、送信ビームフォーマ部 106 は、プローブ 101 に  
10 存する複数の振動子 101a 中、送信条件設定部 105 により設定された送信振動子列  $T_x$  に含まれる各振動子に超音波ビームを送信させるための送信信号を供給する送信処理（送信イベント）を行う。

次に、ステップ S102 において、受信ビームフォーマ部 109 は、プローブ 101 で  
20 の超音波反射波の受信から得た電気信号に基づき受波信号を生成しデータ格納部 114 に出力し、データ格納部 114 に受波信号を保存する。規定されている全ての送信イベントの回数について超音波送信が完了したか否かを判定する（ステップ S103）。そして、完了していない場合にはステップ S101 に戻り、送信振動子列  $T_x$  を列方向に所定ピッチ移動させて、新たな送信振動子列  $T_x$  からの送信イベントを行い、完了している場合にはステップ S201 に進む。

【0077】

次に、ステップ S201 において、穿刺時受信振動子列選択部 113 は、受波信号サブ  
フレームデータ  $rf_i$  に基づき、プローブ 101 に備わる複数の振動子 101a から穿刺  
針からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列  $R_x$ 、すなわち、  
穿刺針からの反射波受波に適合した受信振動子列  $R_x$  を選択し、結果を受信条件設定部 1  
08 に出力する。ステップ S201 における処理の詳細については後述する。

【0078】

次に、受信条件設定部 108 により設定された対象領域  $B_x$  内の観測点  $P_{ij}$  の位置を  
示す座標  $ij$  を最小値に初期化する（ステップ S301、S302）。そして、受波信号  
列のサブフレームデータ  $rf_i$  のうち受信条件設定部 108 により設定された受信振動子  
列  $R_x$  に対応する受波信号列のデータに基づき、観測点  $P_{ij}$  について音響線信号を生成  
30 する（ステップ S303）。ステップ S303 における処理の詳細については後述する。

【0079】

次に、座標  $ij$  をインクリメントしてステップ S303 を繰り返すことにより、対象領  
域  $B_x$  内の座標  $ij$  に位置する全ての観測点  $P_{ij}$ （図 7（a）（b）中の「・」）につ  
いて音響線信号が生成される。対象領域  $B_x$  内に存在する全ての観測点  $P_{ij}$  について音  
響線信号の生成を完了したか否かを判定し（ステップ S305、S307）、完了してい  
ない場合には座標  $ij$  をインクリメント（ステップ S306、S308）して、観測点  $P_{ij}$   
について音響線信号を生成し（ステップ S303）、完了した場合にはステップ S3  
09 に進む。この段階では、1 回の送信イベントに伴う超音波主照射領域  $A_x$  内に配され  
40 た対象領域  $B_x$  内の存在する全ての観測点  $P_{ij}$  についての音響線信号サブフレームデー  
タ  $ds_i$  が生成され、データ格納部 114 に出力され保存されている。

【0080】

次に、全ての送信イベントについて音響線信号の生成が終了したか否かを判定し（ステ  
ップ S309）、終了していない場合には、ステップ S301 に戻り、次の送信イベント  
での送信波に基づく音響線信号サブフレームデータ  $ds_i$  の生成を行い（ステップ S30  
1～S307）、終了している場合には処理を終了する。

次に、ステップ S401 において、サブフレーム加算部 10931 は、データ格納部 1  
14 に保持されている音響線信号のサブフレームデータ  $ds_i$  を全てのサブフレーム分読  
み出し、観測点  $P_{ij}$  の位置を指標として音響線信号の全てのサブフレームデータ  $ds_i$   
50

を加算して各観測点  $P_{ij}$  に対する音響線信号を生成して合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  を合成する。次に、増幅処理部 10932 は、音響線信号フレームデータ  $d_s$  に含まれる各合成音響線信号の加算回数に応じて決定された増幅率を各合成音響線信号に乘以 (ステップ S402)、増幅された合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  を、データ格納部 114 に出力し (ステップ S403) 処理を終了する。

#### 【0081】

以上により、合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  の生成処理を終了する。

なお、図 15 に示される合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  の生成処理を繰り返し行うことにより合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  のシーケンスが生成される。生成された合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  のシーケンスはデータ格納部 114 に保存される。

10

#### 2. ステップ S201 における処理の詳細について

次に、ステップ S201 における、穿刺針からの反射波受波に適合した受信振動子列  $R_x$  を選択する処理の動作について説明する。図 16 は、穿刺時受信振動子列選択部 113 における受信振動子列  $R_x$  の選択処理動作を示すフローチャートである。

#### 【0082】

穿刺時受信振動子列選択部 113 は、送信イベントに同期して取得されデータ格納部 114 に保存されている受波信号サブフレームデータ  $r_{fi}$  のシーケンスをデータ格納部 114 から取得する。

ステップ S2011 では、深さ方向高強度信号検出部 1131 は、各受波信号サブフレームデータ  $r_{fi}$  も含まれる複数の受波信号列について解析を行い、閾値以上の高い信号強度が得られる受波信号列中の受波信号を抽出する。これにより、穿刺針 101b からの反射波は鏡面反射の傾向を示す閾値以上の信号強度が得られた振動子を検出することで、穿刺針 101b からの反射波を受波した振動子を検出することができる。

20

#### 【0083】

さらに、列方向最大強度振動子検出部 1132 は、1 枚の受波信号サブフレームデータ  $r_{fi}$  に含まれる検出された閾値以上の信号強度が得られる受波信号のうち、最大値付近の信号強度を示す受波信号を検出し、当該受波信号を含む受波信号列を受波した振動子を高強度受波振動子 101aX として、穿刺針 101b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子の 1 つとして特定する。列方向最大強度振動子検出部 1132 は、複数の受波信号サブフレームデータ  $r_{fi}$  について検出を行い、受波信号サブフレームデータ  $r_{fi}$  ごとに高強度受波振動子 101aX を特定する。

30

#### 【0084】

ステップ S2012 では、受信振動子列決定部 1133 は、受波信号サブフレームデータ  $r_{fi}$  ごとに特定された複数の高強度受波振動子 101aX の列方向の中央位置を算出する。

ステップ S2013 では、算出された中央位置を中心とし、複数の振動子からなる振動子列を受信振動子列  $R_x$  として選択する。この際、受信振動子列  $R_x$  は、受波信号サブフレームデータ  $r_{fi}$  ごとに特定された複数の高強度受波振動子 101aX を全て含むことが好ましい。これより、複数の送信イベントにまたがって穿刺針 101b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列  $R_x$  を、穿刺針からの反射波受波に適合した受信振動子列  $R_x$  として選択することができる。

40

#### 【0085】

選択された受信振動子列  $R_x$  の位置を示す情報は、受信条件設定部 108 に出力される。

#### 3. ステップ S303 における処理の詳細について

次に、ステップ S303 における、観測点  $P_{ij}$  について音響線信号を生成処理の動作について説明する。図 17 は、整相加算部 1092 における観測点  $P_{ij}$  についての音響線信号生成動作を示すフローチャートである。

#### 【0086】

整相加算部 1092 は、受信条件設定部 108 から、対象領域  $B_x$ 、受信振動子列  $R_x$

50

を示す情報、さらに、受信アポダイゼーションを示す情報を取得する。

まず、ステップ S 3 0 3 1 において、遅延処理部 1 0 9 2 1 は、対象領域 B x 内に存在する任意の観測点 P i j について、送信された超音波が被検体中の観測点 P i j に到達する送信時間を算出する。

【 0 0 8 7 】

送信時間は、上述のとおり、観測点 P i j が送信焦点 F P よりも浅い位置にある場合には、受信振動子列 R x 内の受信振動子 R p k から観測点 P i までの送信経路 4 0 4 を、受信振動子列 R x の列中心から送信焦点 F P までの第 1 経路 4 0 1 と、送信焦点 F P から観測点 P i j までの第 2 経路 4 0 2 との差分 ( 4 0 1 - 4 0 2 ) として算出し、送信経路の長さを超音波の音速 c s で除することにより算出する。

10

【 0 0 8 8 】

観測点 P i j が送信焦点 F P よりも深い位置にある場合には、送信時間は、受信振動子 R p k から観測点 P i までの送信経路を、受信振動子列 R x の列中心から送信焦点 F P までの第 1 経路 4 0 1 と、送信焦点 F P から観測点 P i j までの第 2 経路 4 0 2 との和 ( 4 0 1 + 4 0 2 ) として算出し、送信経路の長さを超音波の音速 c s で除することにより算出する。

【 0 0 8 9 】

次に受信振動子列 R x から求められる受信振動子列 R x 内の受信振動子 R p k の識別番号 k を受信振動子列 R x 内の最小値に初期化し ( ステップ S 3 0 3 2 )、送信された超音波が被検体中の観測点 P i j で反射され受信振動子列 R x の受信振動子 R p k に到達する受信時間を算出する ( ステップ S 3 0 3 3 )。

20

受信時間は、幾何学的に定まる観測点 P i j から受信振動子 R p k までの経路 4 0 3 の長さを超音波の音速 c s で除することにより算出できる。さらに、送信時間と受信時間の合計から、送信振動子列 T x から送信された超音波が観測点 P i j で反射して受信振動子 R p k に到達するまでの総伝播時間を算出し ( ステップ S 3 0 3 4 )、受信振動子列 R x 内の各受信振動子 R p k に対する総伝播時間の差異により、各受信振動子 R p k に対する遅延量を算出する ( ステップ S 3 0 3 5 )。

【 0 0 9 0 】

受信振動子列 R x 内に存在する全ての受信振動子 R p k について遅延量の算出を完了したか否かを判定し ( ステップ S 3 0 3 6 )、完了していない場合には座標 l をインクリメント ( ステップ S 3 0 3 7 ) して、更に受信振動子 R p k について遅延量の算出し ( ステップ S 3 0 3 3 )、完了している場合にはステップ S 3 0 3 8 に進む。この段階では、受信振動子列 R x 内に存在する全ての受信振動子 R p k について観測点 P i j からの反射波到達の遅延量が算出されている。

30

【 0 0 9 1 】

ステップ S 3 0 3 8 において、遅延処理部 1 0 9 2 1 は、受波信号列のサブフレームデータ r f i のうち受信振動子列 R x に対応する受波信号列のデータをデータ格納部 1 1 4 から読み出し、受信振動子列 R x 内の受信振動子 R p k に対応する受波信号の列から、各受信振動子 R p k に対する遅延量を差引いた時間に対応する受波信号を観測点 P i j からの反射波に基づく受波信号として同定する。

40

【 0 0 9 2 】

次に、重み算出部 ( 不図示 ) は、受信振動子列 R x の列方向の中心に位置する振動子に対する重みが最大となるよう各受信振動子 R p k に対する重み数列を算出する ( ステップ S 3 0 3 9 )。加算部 1 0 9 2 2 は、各受信振動子 R p k に対応して同定された受波信号に、各受信振動子 R p k に対する重みを乗じて加算して、観測点 P i j に対する音響線信号を生成し ( ステップ S 3 0 4 0 )、生成された観測点 P i j に対する音響線信号はデータ格納部 1 1 4 に出力され保存される ( ステップ S 3 0 4 1 )。

【 0 0 9 3 】

以上により、図 1 5 におけるステップ S 3 0 3 の処理を終了する。

< 効 果 >

50

以上、説明したように実施の形態 1 に係る超音波診断装置 100 は、複数の振動子 101 a が列設された超音波プローブ 101 が接続可能に構成されており、穿刺針 101 b が刺入された被検体に対して、複数の振動子 101 a を選択的に駆動して超音波を送信する送信イベントを複数回繰り返すとともに、送信イベントに同期して受波した反射超音波に基づき音響線信号のサブフレームデータ  $d s i$  を複数生成し、それらを合成して合成音響線信号のフレームデータ  $d s$  の生成を繰り返し行う超音波診断装置であって、以下の構成を有する。

【0094】

すなわち、超音波診断装置 100 は、複数の振動子 101 a から、送信イベントに同期して送信振動子列  $T x$  が列方向に漸次移動するように送信振動子列  $T x$  を選択するとともに、送信イベントごとに送信振動子列  $T x$  から超音波が被検体中で集束するように送信する送信部 107 と、

送信イベントに同期して、複数の振動子 101 a の一部又は全部が被検体内から受波した反射超音波に基づいて振動子各々に対する受波信号列  $r f$  を生成し、

複数の振動子 101 a 各々に対する受波信号列  $r f$  から高強度の受波信号を含む受波信号列  $r f$  を受信した高強度受波振動子 101 a X を特定し、特定された高強度受波振動子 101 a X を含む振動子の列を受信振動子列  $R x$  に選択することにより、複数の振動子 101 a から、穿刺針 101 b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子列を受信振動子列  $R x$  として選択し、

送信イベントに同期して、被検体内において送信された超音波が到達する範囲内に音響線信号のサブフレームデータ  $d s i$  が生成されるべき対象領域  $B x$  を決定し、当該対象領域  $B x$  内の複数の観測点  $P i j$  各々について、受信振動子列  $R x$  内の振動子に対応する受波信号列  $r f$  を整相加算することにより音響線信号のサブフレームデータ  $d s i$  を生成し、

得られた複数の音響線信号のサブフレームデータ  $d s i$  を合成することにより合成音響線信号のフレームデータ  $d s$  を生成する受信部 110 とを備えた構成を採る。

【0095】

係る構成により、送信振動子列  $T x$  を列方向に漸次移動させながら送信イベントを繰り返す合成開口法において、各送信イベントにおいて、穿刺針からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列  $R x$  を用いて整相加算を行うことができ、合成開口法を用いた受信ビームフォーミングにおいて、超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。

【0096】

被検体に穿刺針 101 b を刺入した状態での超音波計測では、穿刺針 101 b からの反射波は鏡面反射の傾向を示し、散乱反射が主体の生体組織からの反射波に比べて極めて高い信号強度を示す。そのため、閾値を設定することによりこれらを判別することができ、閾値以上の信号強度が得られた振動子を穿刺針 101 b からの反射波を受波した振動子として検出し当該振動子を含む受信振動子列  $R x$  を選択することで、鏡面反射による高い指向性を有する穿刺針 101 b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受波振動子列  $R x$  を選択することができる。そして、受信振動子列  $R x$  を用いて対象領域  $B x$  内の観測点  $P i j$  からの受波信号  $r f$  を整相加算して対象領域  $B x$  に対する音響線信号のフレームデータ  $d s i$  を生成することで、穿刺針の視認性を向上することができる。

【0097】

他方、被検体内の生体組織では散乱反射が主体であるので、穿刺針 101 b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列  $R x$  を選択した場合でも、受信振動子列  $R x$  において生体組織からの反射波を受波することができ、生体組織からの反射波に基づく対象領域  $B x$  内の音響線信号も同時に生成することができる。

また、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 100 では、穿刺時受信振動子列選択部 113 は、受波信号列  $r f$  から高強度の受波信号を含む受波信号列  $r f$  を受信した高強度受波振動子 101 a X を特定して、これを含む振動子の列を受信振動子列  $R x$  に選択するとい

う、演算負荷の大きい整相加算処理を伴わないより簡易な処理方法を採用することができる。これにより、簡易な回路構成にて、穿刺針 101b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列 Rx を選択することができる。なお、実施形態 1 において示した方法は、受波信号に基づいて受信振動子列 Rx を選択する方法の一例であって、その他受波信号の強度に基づいて受信振動子列 Rx を選択することができれば、上記方法に限られないことは言うまでもない。

#### 【0098】

例えば、図 10 に示した深さ方向高強度信号検出部 1131、列方向最大強度振動子検出部 1132 を備えた穿刺時受信振動子列選択部 113 は、受波信号に基づいて受信振動子列 Rx を選択するための構成の一例であって、その構成は上記した構成に限定されるものではない。すなわち、穿刺時受信振動子列選択部 113 は、受波信号の強度に基づいて穿刺針 101b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子列を受信振動子列 Rx として選択できる構成であればよく、例えば、受波信号サブフレームデータ rfi から最大値付近の信号強度を示す受波信号 rf とその信号を受波した高強度受波振動子 101aX を一度の処理で検出して、検出した高強度受波振動子 101aX を中心とした複数の振動子からなる受信振動子列 Rx として選択する構成や、あるいは、受波信号サブフレームデータ rfi から閾値以上の信号強度を示す受波信号 rf とその信号を受波した受波振動子 101aX を検出してこれらを含む受信振動子列 Rx を選択する構成としてもよい。または、その他の処理方法を用いた構成としてもよい。

10

#### 【0099】

##### 実施の形態 2

実施の形態 2 に係る超音波診断装置 100A について説明する。実施の形態 1 に係る超音波診断装置 100 では、図 10、11 に示すように、穿刺時受信振動子列選択部 113 は、複数の振動子 101a 各々に対する受波信号列 rf から高強度の受波信号を含む受波信号列 rf を受信した高強度受波振動子 101aX を特定して、これを含む振動子の列を受信振動子列 Rx に選択することにより、穿刺針 101b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列 Rx を選択する構成とした。しかしながら、受信振動子列 Rx は、穿刺針 101b からの反射波受波に適合するように構成されていればよく、その選択方法は上記に限られない。

20

#### 【0100】

超音波診断装置 100A では、穿刺時受信振動子列選択部は、音響線信号のサブフレームデータ dsi における音響線信号の特徴から描画されている穿刺針の位置及び傾斜角度を認定し、これを基に受信振動子列 Rx を選択する点で実施の形態 1 と相違する。

30

##### < 構成 >

以下、超音波診断装置 100A の構成について説明する。

#### 【0101】

図 18 は、実施の形態 2 に係る超音波診断装置 100A を含む超音波診断システム 1000A の機能ブロック図である。超音波診断装置 100A では、穿刺時受信振動子列選択部 113A の構成が実施の形態 1 の構成と相違するため、穿刺時受信振動子列選択部 113A の構成について説明する。他の構成については、超音波診断装置 100 と同じであり説明を省略する。

40

#### 【0102】

穿刺時受信振動子列選択部 113A は、音響線信号のサブフレームデータ dsi における、観測点の音響線信号の強度が高い線状領域を抽出し、その配置から描画されている穿刺針 101b の位置及び傾斜角度を認定し、当該位置及び傾斜角度に基づいて受信振動子列 Rx を選択する回路である。

図 19 は、穿刺時受信振動子列選択部 113A の機能ブロック図である。図 20 (a) から (c) は、穿刺時受信振動子列選択部 113A の動作を説明するために被検体内の対応する位置に音響線信号サブフレームデータを重ねて示した模式図である。図 19 に示すように、穿刺時受信振動子列選択部 113A は、高強度観測点位置検出部 1131A、穿

50

刺針位置・角度算出部 1 1 3 2 A、受信振動子列決定部 1 1 3 3 A を備える。

【 0 1 0 3 】

高強度観測点位置検出部 1 1 3 1 A は、送信イベントに同期して取得されデータ格納部 1 1 4 に保存されている音響線信号サブフレームデータ  $d s i$  のシーケンスをデータ格納部 1 1 4 から読み出す。

本実施の形態では、読み出される音響線信号サブフレームデータ  $d s i$  は、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントに同期して生成された音響線信号のサブフレームデータ  $d s i$  とした。例えば、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントのうち、現在の送信イベントと送信開口振動子列  $T x$  が同一である最も新しい送信イベントに同期して生成された音響線信号のサブフレームデータ  $d s i$  としてもよい。あるいは、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントのうち、現在の送信イベントと送信開口振動子列が同一である最も新しい送信イベント以後に行われた複数の送信イベントに同期して生成された複数の響線信号サブフレームデータ  $d s i$  であってもよい。

10

【 0 1 0 4 】

高強度観測点位置検出部 1 1 3 1 A は、複数の音響線信号サブフレームデータ  $d s i$  について、閾値以上の高い強度の音響線信号が得られる観測点  $P i j h$  の位置を抽出する。図 2 0 ( a ) に示すように、各音響線信号において閾値以上の信号強度が得られる観測点  $P i j h$  ( 図中の  $\square$  で示す ) を検出する。穿刺針 1 0 1 b からの反射波は鏡面反射の傾向を示す。そのため、仮に、何れかの送信イベントにおいて穿刺針 1 0 1 b からの反射波が受波され、生成された音響線信号サブフレームデータ  $d s i$  に穿刺針 1 0 1 b を表す音響線信号が存在する場合には、生体組織からの反射波に基づく音響線信号に比べて極めて高い信号強度を示す。したがって、閾値を設定することによりこれを判別することができる。このように、閾値以上の信号強度が得られた複数の観測点  $P i j h$  の配置を検出することで、音響線信号サブフレームデータ  $d s i$  に描画されている穿刺針 1 0 1 b を検出することができる。

20

【 0 1 0 5 】

穿刺針位置・角度算出部 1 1 3 2 A は、図 2 0 ( b ) に示すように、閾値以上の信号強度の音響線信号を含む音響線信号サブフレームデータ  $d s i$  について、サブフレームデータに含まれる複数の観測点  $P i j h$  の存在領域の形状を解析する。領域の形状が所定幅の線形状である場合には、当該線状領域を穿刺針 1 0 1 b が描画されている穿刺針描画領域 1 0 1 b X であると認定し、穿刺針描画領域 1 0 1 b X に、例えば細線化処理等を施してその位置・角度を幾何学的に算出する。これにより、描画されている穿刺針 1 0 1 b の位置・角度を算出する。穿刺針位置・角度算出部 1 1 3 2 A は、複数の音響線信号サブフレームデータ  $d s i$  について、穿刺針描画領域 1 0 1 b X を特定し描画されている穿刺針 1 0 1 b の位置・角度を算出する。

30

【 0 1 0 6 】

受信振動子列決定部 1 1 3 3 A は、図 2 0 ( c ) に示すように、音響線信号サブフレームデータ  $d s i$  において、得られた穿刺針描画領域 1 0 1 b X に位置する穿刺針 1 0 1 b からの反射波が入信する高強度受波振動子 1 0 1 a X の位置を幾何学的に算出する。例えば、振動子 1 0 1 a 列の列中心から穿刺針描画領域 1 0 1 b X に垂直に入射し鏡面反射して到達する位置にある振動子を高強度受波振動子 1 0 1 a X としてもよい。そして、高強度受波振動子 1 0 1 a X を中心とした複数の振動子からなる振動子列を受信振動子列  $R x$  として選択することができる。

40

【 0 1 0 7 】

穿刺針描画領域 1 0 1 b X が特定された音響線信号サブフレームデータ  $d s i$  が複数ある場合には、受信振動子列決定部 1 1 3 3 A は、それぞれの音響線信号サブフレームデータ  $d s i$  について、高強度受波振動子 1 0 1 a X の位置を算出する。この場合には、算出した複数の高強度受波振動子 1 0 1 a X を含み、複数の高強度受波振動子 1 0 1 a X の列方向の中央位置を中心とした複数の振動子からなる振動子列を受信振動子列  $R x$  として選択することが好ましい。

50

## 【0108】

選択された受信振動子列  $R_x$  の位置を示す情報は、受信条件設定部 108 に出力される。何れの音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  においても、穿刺針描画領域  $101bX$  が検出されない場合には、穿刺時受信振動子列選択部 113A は、受信振動子列  $R_x$  の位置を示す情報を、受信条件設定部 108 に出力しない。

## &lt;動作&gt;

超音波診断装置 100A の音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  の生成処理の動作について説明する。超音波診断装置 100A における上記動作は、穿刺針からの反射波受波に適合した受信振動子列  $R_x$  を選択する処理の動作が、超音波診断装置 100 による動作と相違し、異なる処理についてのみ以下説明する。

10

## 【0109】

図 21 は、超音波診断装置 100A における穿刺時受信振動子列選択部 113A における受信振動子列  $R_x$  の選択処理動作を示すフローチャートである。

穿刺時受信振動子列選択部 113A は、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントに同期して生成された音響線信号のサブフレームデータ  $d_{si}$  に基づき算出された位置及び傾斜角度に基づいて受信振動子列を選択する。例えば、現在の送信イベントより前に行われた、現在の送信イベントと送信開口振動子列が同一である最も新しい送信イベントを選択してもよい。あるいは、その送信イベント以後に行われた複数の送信イベントに同期して生成された複数の音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  に基づき受信振動子列を選択する構成としてもよい。

20

## 【0110】

穿刺時受信振動子列選択部 113A は、送信イベントに同期して取得されデータ格納部 114 に保存されている音響線信号のサブフレームデータ  $d_{si}$  のシーケンスをデータ格納部 114 から取得する。

ステップ S2011A では、高強度観測点位置検出部 1131A は、複数の音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  について、閾値以上の高い強度の音響線信号が得られる観測点  $P_{ijh}$  の位置を抽出する。

## 【0111】

ステップ S2012A では、穿刺針位置・角度算出部 1132A は、観測点  $P_{ijh}$  を含む音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  について、含まれる複数の観測点  $P_{ijh}$  の存在領域の形状を解析し、線形状である線状領域を穿刺針描画領域  $101bX$  であると認定し、穿刺針描画領域  $101bX$  の位置・角度を幾何学的に算出して描画されている穿刺針  $101b$  の位置・角度を算出する。

30

## 【0112】

ステップ S2013A では、受信振動子列決定部 1133A は、検出した描画されている穿刺針  $101b$  の位置・角度に基づき受信振動子列  $R_x$  を選択する。具体的には、ステップ S2012A で得られた穿刺針描画領域  $101bX$  に位置する穿刺針  $101b$  からの反射波が入信する高強度受波振動子  $101aX$  の位置を幾何学的に算出し、高強度受波振動子  $101aX$  を中心とした複数の振動子からなる受信振動子列  $R_x$  を選択する。

40

## 【0113】

あるいは、現在の送信イベントより前に行われた複数の送信イベントについて、生成された複数の音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  に基づき算出された位置及び傾斜角度に基づいて受信振動子列が選択する構成を採る場合には、次のように処理を行ってもよい。すなわち、複数の音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  において穿刺針描画領域  $101bX$  が特定されている場合には、それぞれで特定された複数の高強度受波振動子  $101aX$  を含み、複数の高強度受波振動子  $101aX$  の列方向の中央位置を中心とした複数の受信振動子列  $R_x$  を選択してもよい。

## 【0114】

選択された受信振動子列  $R_x$  の位置を示す情報は、受信条件設定部 108 に出力され、図 15 と同様の処理により、合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  の生成処理を終了する。

50

## &lt; 効果 &gt;

以上、説明したように、実施の形態 2 に係る超音波診断装置 100A では、穿刺時受信振動子列選択部 113A は、音響線信号のサブフレームデータ d s i における、観測点の音響線信号の強度が高い線状領域を抽出し、その配置から描画されている穿刺針の位置及び傾斜角度を認定し、当該位置及び傾斜角度に基づいて受信振動子列 R x を選択することにより、複数の振動子 101a から、穿刺針 101b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子列を受信振動子列 R x として選択する構成を採る。

## 【0115】

係る構成により、実施の形態 1 と同様に、合成開口法を用いた受信ビームフォーミングにおいて、超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。さらに、整相加算処理がされ信号 S / N が高い音響線信号のサブフレームデータ d s i を用いて、描画されている穿刺針の位置及び傾斜角度を算出することにより、より高い精度で穿刺針の位置及び傾斜角度を算出することができる。

## 【0116】

また、複数の送信イベントにおいて生成された複数の音響線信号のサブフレームデータ d s i の一部において音響線信号の強度が高い線状領域が検出された場合には、その一部の送信イベントにおいて穿刺針 101b からの反射波が受信振動子列 R x に受波されたことを意味する。そのような場合に、検出された線状領域からされた高強度受波振動子 101a X を中心とした受信振動子列 R x を選択することにより、他の送信イベントにおいても穿刺針 101b からの反射波が受波しやすくなる。

## 【0117】

なお、実施形態 2 において示した方法は、音響線信号に基づいて受信振動子列 R x を選択する方法の一例であって、その他音響線信号の強度に基づいて穿刺針 101b の位置を検出し、検出した位置に基づき受信振動子列 R x を選択することができれば、上記方法に限られない。

## 実施の形態 3

実施の形態 3 に係る超音波診断装置 100B について説明する。実施の形態 2 に係る超音波診断装置 100A では、穿刺時受信振動子列選択部 113A は、音響線信号のサブフレームデータ d s i における音響線信号の特徴から描画されている穿刺針の位置及び傾斜角度を認定し、これを基に受信振動子列 R x を選択する構成とした。しかしながら、穿刺針の位置及び傾斜角度を認定する方法は、他の方法を用いてもよく適宜変更可能である。

## 【0118】

超音波診断装置 100B は、超音波プローブ 101 からプローブの識別情報を取得するプローブ I / F 部を備え、穿刺時受信振動子列選択部は、プローブ識別情報に基づき穿刺針 101b の位置及び傾斜角度を認定して受信振動子列 R x を選択する点で実施の形態 2 と相違する。

## &lt; 構成 &gt;

以下、超音波診断装置 100B の構成について説明する。図 22 は、超音波診断装置 100B を含む超音波診断システム 1000B の機能ブロック図である。実施の形態 1 と相違する穿刺時受信振動子列選択部 113B、プローブ I / F 部 117 の構成について説明し、超音波診断装置 100 と同じである他の構成については説明を省略する。

## 【0119】

プローブ I / F 部 117 は、超音波プローブ 101 が超音波診断装置 100C に接続されたときに、超音波プローブ 101 からプローブ 101 の識別情報を取得する入力部である。識別情報は、プローブ 101 固有の情報であり、識別情報により接続されているプローブ 101 の機種や仕様、あるいは個体を特定することができる。取得した識別情報は、穿刺時受信振動子列選択部 113B に出力される。

## 【0120】

穿刺時受信振動子列選択部 113B は、プローブ I / F 部 117 より取得した識別情報に基づき、穿刺針 101b の位置及び傾斜角度を認定し、当該位置及び傾斜角度に基づい

10

20

30

40

50

て受信振動子列  $R_x$  を選択する回路である。

図 2 3 は、穿刺時受信振動子列選択部 1 1 3 B の機能ブロック図である。図 2 4 ( a ) ( b ) は、穿刺時受信振動子列選択部 1 1 3 B の動作を説明する模式図である。図 2 4 に示すように、穿刺時受信振動子列選択部 1 1 3 B は、穿刺針位置・角度認定部 1 1 3 2 B 、受信振動子列決定部 1 1 3 3 B を備える。

#### 【 0 1 2 1 】

図 2 4 ( a ) に示すように、プローブ 1 0 1 には、穿刺ガイド 1 0 1 c が穿刺針 1 0 1 b を保持した状態で装着されている。穿刺ガイド 1 0 1 c は、振動子 1 0 1 a を被検体表に当てた状態において穿刺針 1 0 1 b が被検体内に所定の挿入角度で挿入されるように穿刺針 1 0 1 b を案内するよう穿刺針ガイド部 ( 不図示 ) が設けられている。一般に、穿刺ガイド 1 0 1 c はプローブ 1 0 1 により一義に定まっており、穿刺針 1 0 1 b のプローブ 1 0 1 への装着位置と穿刺針 1 0 1 b の被検体への挿入角度とは、穿刺ガイド 1 0 1 c により既定されている。そのため、識別情報を取得することにより穿刺針 1 0 1 b の振動子 1 0 1 a に対する位置  $n_p$  と振動子 1 0 1 a 表面に対する傾斜角度  $n_a$  を認定することができる。

10

#### 【 0 1 2 2 】

穿刺針位置・角度認定部 1 1 3 2 B は、取得した識別情報に基づき、穿刺針 1 0 1 b の位置  $n_p$  及び傾斜角度  $n_a$  を認定することができる。

受信振動子列決定部 1 1 3 3 B は、図 2 4 ( a ) に示すように、得られた穿刺針 1 0 1 b の位置  $n_p$  及び傾斜角度  $n_a$  を示す情報に基づき、穿刺針 1 0 1 b からの反射波が入信する高強度受波振動子 1 0 1 a X の位置を幾何学的に算出する。実施の形態 2 と同様の方法により、図 2 4 ( b ) に示すように、音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  上に穿刺針描画領域 1 0 1 b X を特定して、穿刺針描画領域 1 0 1 b X に位置から高強度受波振動子 1 0 1 a X の位置を幾何学的に算出してもよい。そして、高強度受波振動子 1 0 1 a X を中心とした複数の振動子からなる振動子列を受信振動子列  $R_x$  として選択する。選択された受信振動子列  $R_x$  の位置を示す情報は、受信条件設定部 1 0 8 に出力される。

20

#### 【 0 1 2 3 】

##### < 動作 >

超音波診断装置 1 0 0 B の音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  の生成処理の動作について説明する。超音波診断装置 1 0 0 による動作と相違する、穿刺針からの反射波受波に適合した受信振動子列  $R_x$  を選択する処理の動作 ( 図 2 5 ) について説明する。

30

穿刺時受信振動子列選択部 1 1 3 B は、送信イベントに同期して取得されデータ格納部 1 1 4 に保存されている受波信号サブフレームデータ  $r_{fi}$  のシーケンスをデータ格納部 1 1 4 から取得する。

#### 【 0 1 2 4 】

穿刺針位置・角度認定部 1 1 3 2 B は、プローブ I / F 部 1 1 7 から接続されているプローブ 1 0 1 の識別情報を取得し、識別情報に基づき、穿刺針 1 0 1 b の位置  $n_p$  及び傾斜角度  $n_a$  を認定し ( ステップ S 2 0 1 2 B ) 、受信振動子列決定部 1 1 3 3 B は、得られた穿刺針 1 0 1 b の位置  $n_p$  ・角度  $n_a$  に基づき高強度受波振動子 1 0 1 a X の位置を幾何学的に算出し、高強度受波振動子 1 0 1 a X を中心とした複数の振動子からなる受信振動子列  $R_x$  を選択する ( ステップ S 2 0 1 3 B ) 。選択された受信振動子列  $R_x$  の位置を示す情報は、受信条件設定部 1 0 8 に出力され、図 1 5 と同様の処理により、合成音響線信号フレームデータ  $d_s$  の生成処理を終了する。

40

#### 【 0 1 2 5 】

##### < 効果 >

以上、説明したように、実施の形態 3 に係る超音波診断装置 1 0 0 B では、超音波プローブ 1 0 1 からプローブの識別情報を取得するプローブ I / F 部を備え、穿刺時受信振動子列選択部 1 1 3 B は、プローブ 1 0 1 の識別情報に基づき穿刺針 1 0 1 b の位置  $n_p$  及び傾斜角度  $n_a$  を認定して受信振動子列  $R_x$  を選択する構成を採る。

#### 【 0 1 2 6 】

50

係る構成により、音響線信号に基づき穿刺針の位置及び傾斜角度を検出するという演算負荷の大きい構成を採ることなく、プローブ I / F という簡易な構成を用いて穿刺針の位置及び傾斜角度を認定することができ、超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。

#### 実施の形態 4

実施の形態 4 に係る超音波診断装置 100C について説明する。実施の形態 3 に係る超音波診断装置 100B では、超音波プローブ 101 からプローブの識別情報を取得するプローブ I / F 部を備え、穿刺時受信振動子列選択部 113B は、プローブ識別情報に基づき穿刺針 101b の位置及び傾斜角度を認定する構成とした。しかしながら、穿刺針の位置及び傾斜角度を認定する方法は、他の方法を用いてもよく適宜変更可能である。

10

#### 【0127】

超音波診断装置 100C は、操作入力される操作入力部 102 が接続可能に構成されており、穿刺時受信振動子列選択部 113C は、操作入力部 102 に穿刺針の位置  $n_p$  と傾斜角度  $n_a$  とを示す情報が入力されたとき、当該情報に基づき受信振動子列  $R_x$  を選択する点で実施の形態 3 と相違する。

#### < 構成 >

以下、超音波診断装置 100C の構成について説明する。図 26 は、超音波診断装置 100C を含む超音波診断システム 1000C の機能ブロック図である。実施の形態 1 と相違する穿刺時受信振動子列選択部 113C、穿刺針位置・角度入力受付部 104C の構成について説明し、超音波診断装置 100 と同じである他の構成については説明を省略する。

20

#### 【0128】

穿刺針位置・角度入力受付部 104C は、操作入力受付部 104 同様に、操作入力部 102 に操作者がマニュアルで手入力した超音波診断装置 100 に対する各種設定・操作等の各種操作に関する情報を受けるとともに、操作者が操作入力部 102 に穿刺針 101b の被検体組織への挿入角度や振動子 101a との相対的位置関係をマニュアルで手入力したとき、当該穿刺針位置・角度情報を操作入力部 102 から取得する。操作者が操作入力部 102 に、穿刺の動作モードを実施することを入力したときに、操作入力部 102 に穿刺針の挿入角度や振動子 101a との位置関係を入力が可能となるような構成としてもよい。取得した情報は、制御部 115 を介して穿刺時受信振動子列選択部 113C に出力される。

30

穿刺時受信振動子列選択部 113C は、取得した穿刺針位置・角度情報に基づき、受信振動子列  $R_x$  を選択する回路である。

#### 【0129】

図 27 は、穿刺時受信振動子列選択部 113C の機能ブロック図である。図 28 (a) (b) は、穿刺時受信振動子列選択部 113C の動作を説明する模式図である。図 27 に示すように、穿刺時受信振動子列選択部 113C は、穿刺針位置・角度情報入力部 1132C、受信振動子列決定部 1133C を備える。

穿刺針位置・角度情報入力部 1132C は、穿刺針位置・角度入力受付部 104C から、穿刺針 101b の位置  $n_p$  及び傾斜角度  $n_a$  を入力する。

40

#### 【0130】

受信振動子列決定部 1133C は、実施の形態 3 と同様の方法により、図 24 (a) に示すように、得られた穿刺針 101b の位置  $n_p$  及び傾斜角度  $n_a$  を示す情報に基づき、穿刺針 101b からの反射波が入信する高強度受波振動子 101a X の位置を幾何学的に算出する。そして、高強度受波振動子 101a X を中心とした複数の振動子からなる振動子列を受信振動子列  $R_x$  として選択する。選択された受信振動子列  $R_x$  の位置を示す情報は、受信条件設定部 108 に出力される。

#### 【0131】

#### < 動作 >

超音波診断装置 100C の音響線信号サブフレームデータ  $d_{si}$  の生成処理の動作につ

50

いて説明する。超音波診断装置 100 による動作と相違する、穿刺針からの反射波受波に適合した受信振動子列 Rx を選択する処理の動作 (図 28) について説明する。

穿刺時受信振動子列選択部 113C は、送信イベントに同期して取得されデータ格納部 114 に保存されている受波信号サブフレームデータ rfi のシーケンスをデータ格納部 114 から取得する。穿刺針位置・角度情報入力部 1132C は、穿刺針位置・角度入力受付部 104C から、穿刺針 101b の位置 np 及び傾斜角度 na を入力し (ステップ S2012C)、受信振動子列決定部 1133C は、得られた穿刺針 101b の位置 np・角度 na に基づき高強度受波振動子 101aX の位置を幾何学的に算出し、高強度受波振動子 101aX を中心とした複数の振動子からなる受信振動子列 Rx を選択する (ステップ S2013C)。選択された受信振動子列 Rx の位置を示す情報は、受信条件設定部 108 に出力され、図 15 と同様の処理により、合成音響線信号フレームデータ ds の生成処理を終了する。

10

#### 【0132】

<効果>

以上、説明したように、超音波診断装置 100C では、操作入力される操作入力部 102 が接続可能に構成されており、穿刺時受信振動子列選択部 113C は、操作入力部 102 に穿刺針の位置 np と傾斜角度 na とを示す情報が入力されたとき、当該情報に基づき受信振動子列 Rx を選択する構成を採る。

#### 【0133】

係る構成により、プローブ I/F 部という構成が無い場合でも、操作入力部 102 と穿刺針位置・角度入力受付部 104C というより一層簡易な構成を用いて操作入力に基づき穿刺針の位置及び傾斜角度を入力することができ、超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。

20

<その他の変形例>

なお、本発明を上記実施の形態に基づいて説明してきたが、本発明は、上記の実施の形態に限定されず、以下のような場合も本発明に含まれる。

#### 【0134】

例えば、本発明は、マイクロプロセッサとメモリを備えたコンピュータシステムであって、上記メモリは、上記コンピュータプログラムを記憶しており、上記マイクロプロセッサは、上記コンピュータプログラムにしたがって動作するとしてもよい。例えば、本発明の超音波診断装置の診断方法のコンピュータプログラムを有しており、このプログラムに従って動作する (又は接続された各部位に動作を指示する) コンピュータシステムであってもよい。

30

#### 【0135】

また、上記超音波診断装置の全部、もしくは一部、またビームフォーマ部の全部又は一部を、マイクロプロセッサ、ROM、RAM 等の記録媒体、ハードディスクユニットなどから構成されるコンピュータシステムで構成した場合も本発明に含まれる。上記 RAM 又はハードディスクユニットには、上記各装置と同様の動作を達成するコンピュータプログラムが記憶されている。上記マイクロプロセッサが、上記コンピュータプログラムにしたがって動作することにより、各装置はその機能を達成する。

40

#### 【0136】

また、上記の各装置を構成する構成要素の一部又は全部は、1つのシステム LSI (Large Scale Integration (大規模集積回路)) から構成されるとしてもよい。システム LSI は、複数の構成部を1個のチップ上に集積して製造された超多機能 LSI であり、具体的には、マイクロプロセッサ、ROM、RAM などを含んで構成されるコンピュータシステムである。これらは個別に1チップ化されてもよいし、一部又は全てを含むように1チップ化されてもよい。なお、LSI は、集積度の違いにより、IC、システム LSI、スーパー LSI、ウルトラ LSI と呼称されることもある。上記 RAM には、上記各装置と同様の動作を達成するコンピュータプログラムが記憶されている。上記マイクロプロセッサが、上記コンピュータプログラムにしたがって動作する

50

ことにより、システムLSIは、その機能を達成する。例えば、本発明のビームフォーミング方法がLSIのプログラムとして格納されており、このLSIがコンピュータ内に挿入され、所定のプログラム（ビームフォーミング方法）を実施する場合も本発明に含まれる。

【0137】

なお、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路または汎用プロセッサで実現してもよい。LSI製造後に、プログラムすることが可能なFPGA（Field Programmable Gate Array）や、LSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサ（Reconfigurable Processor）を利用してもよい。

10

【0138】

さらには、半導体技術の進歩または派生する別技術によりLSIに置き換わる集積回路化の技術が登場すれば、当然、その技術を用いて機能ブロックの集積化を行ってもよい。

また、各実施の形態に係る、超音波診断装置の機能の一部又は全てを、CPU等のプロセッサがプログラムを実行することにより実現してもよい。上記超音波診断装置の診断方法や、ビームフォーミング方法を実施させるプログラムが記録された非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体であってもよい。プログラムや信号を記録媒体に記録して移送することにより、プログラムを独立した他のコンピュータシステムにより実施するとしてもよい、また、上記プログラムは、インターネット等の伝送媒体を介して流通させることができるのは言うまでもない。

20

【0139】

上記実施形態に係る超音波診断装置では、記憶装置であるデータ格納部を超音波診断装置内に含む構成としたが、記憶装置はこれに限定されず、半導体メモリ、ハードディスクドライブ、光ディスクドライブ、磁気記憶装置、等が、超音波診断装置に外部から接続される構成であってもよい。

また、ブロック図における機能ブロックの分割は一例であり、複数の機能ブロックを一つの機能ブロックとして実現したり、一つの機能ブロックを複数に分割したり、一部の機能を他の機能ブロックに移してもよい。また、類似する機能を有する複数の機能ブロックの機能を単一のハードウェア又はソフトウェアが並列又は時分割に処理してもよい。

30

【0140】

また、上記のステップが実行される順序は、本発明を具体的に説明するために例示するためのものであり、上記以外の順序であってもよい。また、上記ステップの一部が、他のステップと同時（並列）に実行されてもよい。

また、超音波診断装置には、プローブ及び表示部が外部から接続される構成としたが、これらは、超音波診断装置内に一体的に具備されている構成としてもよい。

【0141】

また、上記実施の形態においては、プローブは、複数の圧電振動子が一次元方向に配列されたプローブ構成を示した。しかしながら、プローブの構成は、これに限定されるものではなく、例えば、複数の圧電変換振動子を2次元方向に配列した2次元配列振動子や、一次元方向に配列された複数の振動子を機械的に揺動させて三次元の断層画像を取得する揺動型プローブを用いてもよく、測定に応じて適宜使い分けることができる。例えば、2次元に配列されたプローブを用いた場合、圧電変換振動子に電圧を与えるタイミングや電圧の値を個々に変化させることによって、送信する超音波ビームの照射位置や方向を制御することができる。

40

【0142】

また、プローブは、送受信部の一部の機能をプローブに含んでいてもよい。例えば、送受信部から出力された送信電気信号を生成するための制御信号に基づき、プローブ内で送信電気信号を生成し、この送信電気信号を超音波に変換する。併せて、受信した反射超音波を受波信号に変換し、プローブ内で受波信号に基づき音響線信号を生成する構成を採ることができる。

50

## 【0143】

実施の形態に係る超音波診断装置100では、送信部107、受信部110の構成は、実施の形態に記載した構成以外にも、適宜変更することができる。例えば、送信部107は、実施の形態1から4では、プローブ101に存する複数の振動子101aの一部に当たる送信振動子列からなる送信振動子列を設定し、超音波送信ごとに送信振動子列を列方向に漸次移動させながら超音波送信を繰り返し、プローブ101に存する全ての振動子101aから超音波送信を行う構成とした。しかしながら、プローブ101に存する全ての振動子101aから超音波送信を行う構成としてもよい。超音波送信を繰り返すことなく、一度の超音波送信で超音波主照射領域全域から反射超音波を受信できる。

## 【0144】

受信部110は、実施の形態1から4では、プローブ101に存する全ての振動子101aから反射波の受波を行う構成とした。しかしながら、プローブ101に存する複数の振動子101aの一部に当たる振動子列からなる受波振動子列を設定し、送信イベントに係る超音波送信ごとに送信振動子列を列方向に漸次移動させながら反射波受波を繰り返し、プローブ101に存する全ての振動子101aから反射波受波を行う構成としてもよい。対象領域内の送信波近傍について送信波の送受信とそれに基づく音響線信号の生成を行うことができ、1回の送信イベントに伴う音響線信号の生成を軽減することができ、信号取得時間分解能を向上することができる。

## 【0145】

また、実施の形態では、観測点の存在領域は、受信振動子列の列中心を通り受信振動子列長の底辺を有する砂時計型の形状の領域とした。しかしながら、これに限定されるものではなく、超音波主照射領域に含まれる任意の領域に設定してもよい。例えば、受信振動子列の列中心を通り受信振動子列長の一部を底辺を有する砂時計型の形状の領域としてもよく、また、受信振動子列の列中心を通り振動子列に垂直な直線を中心線とする複数の振動子幅の帯状の矩形領域としてもよい。受信振動子列の列中心を通らない構成としてもよい。

## 【0146】

また、実施の形態2では、受信部110は、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントに同期して生成された音響線信号のサブフレームデータ $ds_i$ に基づき算出された位置 $np$ 及び傾斜角度 $na$ に基づいて受信振動子列 $R_x$ を選択する構成とした。しかしながら、受信部110は、例えば、送信振動子列 $T_x$ と同一とする等、所定の基準により仮選択した受信振動子列 $R_x$ により対応する前記受波信号列を整相加算することにより仮の音響線信号のサブフレームデータ $ds_i$ を生成し、その後、当該仮の音響線信号のサブフレームデータ $ds_i$ に基づき算出した位置及び傾斜角度に基づいて受信振動子列 $R_x$ を選択して、選択された受信振動子列 $R_x$ 内の振動子に対応する受波信号列 $rf_i$ を整相加算することにより音響線信号のサブフレームデータ $ds_i$ を生成する構成としてもよい。係る構成により、はじめて送信イベントを行う場合など、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントが無い場合に、穿刺針101bの位置 $np$ 及び傾斜角度 $na$ を検出することができ、得られる超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。

## 【0147】

また、各実施の形態に係る超音波診断装置、及びその変形例の機能のうち少なくとも一部を組み合わせてもよい。更に上記で用いた数字は、全て本発明を具体的に説明するために例示するものであり、本発明は例示された数字に制限されない。さらに、本実施の形態に対して当業者が思いつく範囲内の変更を施した各種変形例も本発明に含まれる。

## まとめ

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は、複数の振動子が列設された超音波プローブが接続可能に構成されており、穿刺針が刺入された被検体に対して、前記複数の振動子を選択的に駆動して超音波を送信する送信イベントを複数回繰り返すとともに、送信イベントに同期して受波した反射超音波に基づき音響線信号のサブフレームデータを複数生成し、それらを合成して合成音響線信号のフレームデータの生成を繰り返す。

10

20

30

40

50

返し行う超音波診断装置であって、

前記複数の振動子から、送信イベントに同期して送信振動子列が列方向に漸次移動するように送信振動子列を選択するとともに、送信イベントごとに前記送信振動子列から超音波が被検体中で集束するように送信する送信部と、

送信イベントに同期して、前記複数の振動子の一部又は全部が被検体内から受波した反射超音波に基づいて振動子各々に対する受波信号列を生成し、

前記複数の振動子から、穿刺針からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子列を受信振動子列として選択し、

送信イベントに同期して、被検体内において送信された超音波が到達する範囲内に前記音響線信号のサブフレームデータが生成されるべき対象領域を決定し、当該対象領域内の複数の観測点各々について、前記受信振動子列内の振動子に対応する前記受波信号列を整相加算することにより前記音響線信号のサブフレームデータを生成し、

得られた複数の前記音響線信号のサブフレームデータを合成することにより前記合成音響線信号のフレームデータを生成する受信部とを備えたことを特徴とする。

【0148】

係る構成により、送信振動子列  $T_x$  を列方向に漸次移動させながら送信イベントを繰り返す合成開口法において、各送信イベントにおいて、穿刺針からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列  $R_x$  を用いて整相加算を行うことができ、合成開口法を用いた受信ビームフォーミングにおいて、超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。

【0149】

被検体に穿刺針 101b を刺入した状態での超音波計測では、穿刺針 101b からの反射波は鏡面反射の傾向を示し、散乱反射が主体の生体組織からの反射波に比べて極めて高い信号強度を示す。そのため、閾値を設定することによりこれらを判別することができ、閾値以上の信号強度が得られた振動子を穿刺針 101b からの反射波を受波した振動子として検出し当該振動子を含む受信振動子列  $R_x$  を選択することで、鏡面反射による高い指向性を有する穿刺針 101b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受波振動子列  $R_x$  を選択することができる。そして、受信振動子列  $R_x$  を用いて対象領域  $B_x$  内の観測点  $P_{ij}$  からの受波信号  $r_f$  を整相加算して対象領域  $B_x$  に対する音響線信号のフレームデータ  $d_{si}$  を生成することで、穿刺針の視認性を向上することができる。

【0150】

他方、被検体内の生体組織では散乱反射が主体であるので、穿刺針 101b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列  $R_x$  を選択した場合でも、受信振動子列  $R_x$  において生体組織からの反射波を受波することができ、生体組織からの反射波に基づく対象領域  $B_x$  内の音響線信号も同時に生成することができる。

また、別の態様では、上記何れかの構成において、前記受信部は、前記複数の振動子各々に対する受波信号列から高強度の受波信号を含む受波信号列を受信した高強度受波振動子 101aX を特定し、特定された高強度受波振動子 101aX を含む振動子の列を受信振動子列に選択する構成としてもよい。

【0151】

係る構成により、演算負荷の大きい整相加算処理を伴わないより簡易な処理方法を採用ことができ、簡易な回路構成にて、穿刺針 101b からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列  $R_x$  を選択することができる。

また、別の態様では、上記何れかの構成において、前記受信部は、複数の送信イベントにおいて特定された高強度受波振動子 101aX を含む受信振動子列を選択する構成としてもよい。

【0152】

係る構成により、送信振動子列  $T_x$  を列方向に漸次移動させながら送信イベントを繰り返す合成開口法において、複数の異なる送信イベントにおける送信振動子列  $T_x$  の位置条件に対して、各々の送信イベントにおける穿刺針 101b からの反射波を横断的に効率的

10

20

30

40

50

に受波可能な受信振動子列  $R_x$  を選択することができる。

また、別の態様では、上記何れかの構成において、前記受信部は、前記音響線信号のサブフレームデータにおける、観測点の音響線信号の強度が高い線状領域を抽出し、その配置から描画されている穿刺針の位置及び傾斜角度を算出し、当該位置及び傾斜角度に基づいて受信振動子列を選択する構成としてもよい。

【0153】

係る構成により、整相加算処理がされ信号  $S/N$  が高い音響線信号のサブフレームデータ  $ds_i$  を用いて、超音波画像中の描画されている穿刺針の位置及び傾斜角度を算出することにより、より高い精度で穿刺針の位置及び傾斜角度を算出することができる。

また、別の態様では、前記受信部は、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントに同期して生成された音響線信号のサブフレームデータに基づき算出された位置及び傾斜角度に基づいて受信振動子列を選択する構成としてもよい。

【0154】

係る構成により、複数の送信イベントにおいて生成された複数の音響線信号のサブフレームデータ  $ds_i$  の一部において音響線信号の強度が高い線状領域が検出された場合には、検出された線状領域からされた高強度受波振動子  $101aX$  を中心とした受信振動子列  $R_x$  を選択することにより、以降の送信イベントにおいても穿刺針  $101b$  からの反射波が受波しやすくなる。これにより、以降の送信イベントにおける音響線信号の生成において、得られる超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。

【0155】

また、別の態様では、上記何れかの構成において、前記現在の送信イベントより前に行われた送信イベントは、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントのうち、現在の送信イベントと送信開口振動子列が同一である最も新しい送信イベントである構成としてもよい。

係る構成により、現在の送信イベントと同一の送信開口振動子列を用いた送信イベントにおける音響線信号に基づき現在の送信イベントにおける受信振動子列を選択することができるので、より高い精度で算出した穿刺針の位置及び傾斜角度を用いることができ、得られる超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。

【0156】

また、別の態様では、上記何れかの構成において、前記現在の送信イベントより前に行われた送信イベントに同期して生成された音響線信号のサブフレームデータは、現在の送信イベントより前に行われた送信イベントのうち、現在の送信イベントと送信開口振動子列が同一である最も新しい送信イベント以後に行われた複数の送信イベントに同期して生成された複数の音響線信号サブフレームデータである構成としてもよい。

【0157】

係る構成により、複数の送信イベントにおける音響線信号に基づき現在の送信イベントにおける受信振動子列を選択することができるので、より高い精度で算出した穿刺針の位置及び傾斜角度を用いることができ、得られる超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。

また、別の態様では、上記何れかの構成において、さらに、前記超音波プローブが接続されたとき、前記超音波プローブからプローブ識別情報を取得するプローブ  $I/F$  部を備え、前記受信部は、前記プローブ識別情報に基づき前記超音波プローブに装着された穿刺針の位置及び傾斜角度を認定し、当該位置及び傾斜角度に基づき前記受信振動子列を選択する構成としてもよい。

【0158】

係る構成により、音響線信号に基づき穿刺針の位置及び傾斜角度を算出するという演算負荷の大きい構成を採ることなく、プローブ  $I/F$  という簡易な構成を用いて穿刺針の位置及び傾斜角度を認定することができるので、超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。

また、別の態様では、上記何れかの構成において、さらに、操作入力される操作入力

部が接続可能に構成されており、前記受信部は、前記操作入力部に穿刺針の位置と傾斜角度とを示す情報が入力されたとき、当該情報に基づき前記受信振動子列を選択する構成としてもよい。

#### 【0159】

係る構成により、プローブI/F部という構成が無い場合でも、操作入力部102と穿刺針位置・角度入力受付部104cというより一層簡易な構成を用いて操作入力に基づき穿刺針の位置及び傾斜角度を入力することができ、超音波画像中の穿刺針の視認性を向上することができる。

また、別の態様では、上記何れかの構成において、前記受信部は、送信イベントに同期して選択される送信振動子列に基づいて、送信イベントごとに異なる受信振動子列を選択する構成としてもよい。

10

#### 【0160】

係る構成により、送信振動子列Txを列方向に漸次移動させながら送信イベントを繰り返す合成開口法において、各送信イベントにおける送信振動子列Txの位置条件に対し、穿刺針101bからの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる受信振動子列Rxを選択することができる。

また、別の態様では、上記何れかの構成において、受信部は、前記各観測点から得られた反射等音波に基づく前記受波信号列を整相加算することにより被検体内において送信された超音波が到達する範囲内に位置する複数の観測点についての前記音響線信号を生成する整相加算部とを備え、前記整相加算部は、送信された超音波が、前記関心領域内の観測点に到達するまでの送信時間と、前記観測点からの反射波が前記振動子の各々に到達するまでの受信時間との和から、送信された超音波が前記観測点で反射され前記複数の振動子の各振動子へ到達するまでの総伝播時間を算出し、当該総伝播時間に基づいて前記各振動子に対する遅延量を算出し、前記各振動子に対する前記受波信号列から前記各振動子に対する遅延量に相当する受波信号値を同定して前記複数の振動子について加算することにより、前記観測点に対する音響線信号を生成する構成としてもよい。

20

#### 【0161】

係る構成により、1回の超音波送信イベントから、超音波照射範囲中、送信超音波ビームの中心軸上以外の範囲からの反射超音波に基づいても音響線信号を生成することができ、1回あたりの超音波送信に対する信号生成の効率を向上するとともに空間分解能と信号S/N比を向上することができる。

30

さらに、超音波診断装置100は、合成開口法により、異なる送信イベントにより生成された同一位置にある観測点Pについての音響線信号を重ね合わせて合成することより、複数の送信イベントに対して送信焦点FP以外の深度にある観測点Pijにおいても、仮想的に送信フォーカスを行った効果が得られ空間分解能と信号S/N比をより一層向上することができる。

#### 【0162】

また、別の態様では、上記何れかの構成において、前記送信振動子列の列中心と、被検体中の前記送信された超音波が集束する深さにおけるビーム中心との距離を第1距離、前記ビーム中心と前記対象領域内の観測点との距離を第2距離としたとき、前記整相加算部は、観測点が前記ビーム中心よりも被検体深さ方向において深い場合には、前記第1距離と前記第2距離との和を音速で除して前記送信時間を算出し、観測点が前記ビーム中心よりも被検体深さ方向において浅い場合には、前記第1距離から前記第2距離を減じた差を音速で除して前記送信時間を算出する構成としてもよい。

40

#### 【0163】

係る構成により、対象とする観測点Pijが送信波の送信焦点FPよりも深い位置にある場合と浅い位置にある場合とを適応的に選択し、それぞれの場合において、総伝播経路に基づく遅延制御を行なうことで、対象領域Bx内に位置する全ての観測点Pijについて各点にフォーカスした整相加算を行い、当該点について音響線信号を生成することができる。これにより、超音波照射領域全体にわたり従来よりも分解能が高く雑音をより抑制

50

した高画質な超音波画像を生成できる。

【0164】

また、本実施の形態に係る超音波信号処理方法では、穿刺針が刺入された被検体に対して、超音波プローブに列設された複数の振動子を選択的に駆動して超音波を送信する送信イベントを複数回繰り返すとともに、送信イベントに同期して受波した反射超音波に基づき音響線信号のサブフレームデータを複数生成し、それらを合成して音響線信号のフレームデータの生成を繰り返し行う超音波信号処理方法であって、

前記複数の振動子から、送信イベントに同期して送信振動子列が列方向に漸次移動するように送信振動子列を選択するとともに、送信イベントごとに前記送信振動子列から超音波が被検体中で集束するように送信し、

送信イベントに同期して、前記複数の振動子の一部又は全部が被検体内から受波した反射超音波に基づいて振動子各々に対する受波信号列を生成し、

前記複数の振動子から、穿刺針からの反射波の受波信号の信号強度が相対的に高くなる振動子列を受信振動子列として選択し、

送信イベントに同期して、被検体内において前記音響線信号のサブフレームデータが生成されるべき対象領域を決定し、当該対象領域内の複数の観測点各々について、前記受信振動子列内の振動子に対応する前記受波信号列を整相加算することにより前記音響線信号のサブフレームデータを生成し、

得られた複数の前記音響線信号のサブフレームデータを合成することにより前記音響線信号のフレームデータを生成する構成としてもよい。また、超音波信号処理方法が記録されたコンピュータ読み取り可能な非一時的な記録媒体としてもよい。

【0165】

係る構成により、超音波弾性率計測の処理において、合成開口法を用いた受信ビームフォーミングにおいて、超音波画像中の穿刺針の視認性を従来よりも改善することができる。

補足

以上で説明した実施の形態は、いずれも本発明の好ましい一具体例を示すものである。実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、工程、工程の順序などは一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、実施の形態における構成要素のうち、本発明の最上位概念を示す独立請求項に記載されていない工程については、より好ましい形態を構成する任意の構成要素として説明される。

【0166】

また、発明の理解の容易のため、上記各実施の形態で挙げた各図の構成要素の縮尺は実際のものとは異なる場合がある。また本発明は上記各実施の形態の記載によって限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において適宜変更可能である。

さらに、超音波診断装置においては基板上に回路部品、リード線等の部材も存在するが、電氣的配線、電気回路について当該技術分野における通常の知識に基づいて様々な態様を実施可能であり、本発明の説明として直接的には無関係のため、説明を省略している。なお、上記示した各図は模式図であり、必ずしも厳密に図示したものではない。

【産業上の利用可能性】

【0167】

本開示にかかる超音波信号処理回路、超音波診断装置、超音波信号処理方法は、従来の超音波診断装置の性能向上、特に画質向上として有用である。また本開示は超音波への適用のみならず、複数のアレイ振動子を用いたセンサ等の用途にも応用できる。

【符号の説明】

【0168】

100、100A、100B、100C 超音波診断装置

101 超音波プローブ

101a 超音波振動子

101b 穿刺針

10

20

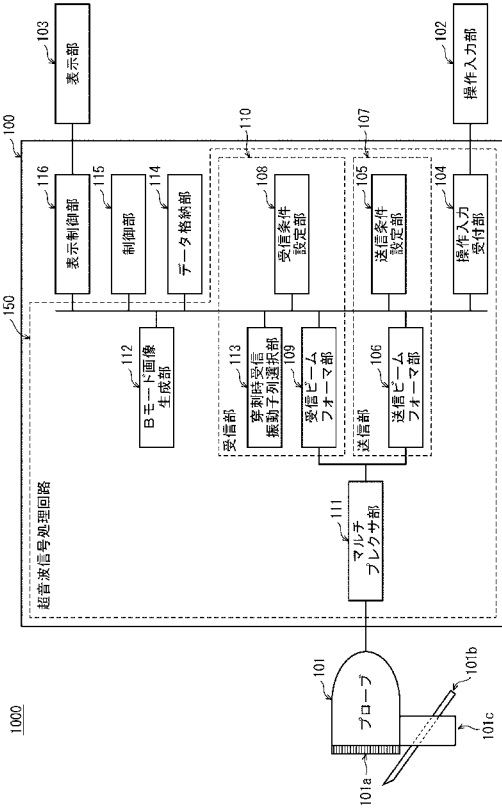
30

40

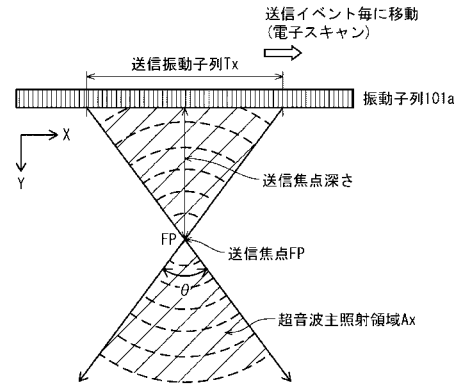
50

1 0 1 c	穿刺ガイド	
1 0 2	操作入力部	
1 0 3	表示部	
1 0 4	操作入力受付部	
1 0 4 C	穿刺針位置・角度情報入力受付部	
1 0 5	送信条件設定部	
1 0 6	送信ビームフォーマ部	
1 0 6 1	駆動信号発生部	
1 0 6 2	遅延プロファイル生成部	
1 0 6 3	駆動信号送信部	10
1 0 7	送信部	
1 0 8	受信条件設定部	
1 0 9	受信ビームフォーマ部	
1 0 9 1	入力部	
1 0 9 2	整相加算部	
1 0 9 3	合成部	
1 1 0、1 1 0 A、1 1 0 B、1 1 0 C	受信部	
1 1 1	マルチプレクサ部	
1 1 2	Bモード画像生成部	
1 1 3、1 1 3 A、1 1 3 B、1 1 3 C	穿刺時受信振動子列選択部	20
1 1 3 1	深さ方向高強度信号検出部	
1 1 3 1 A	高強度観測点位置検出部	
1 1 3 2	列方向最大強度振動子検出部	
1 1 3 2 A	穿刺針位置・角度算出部	
1 1 3 2 B	穿刺針位置・角度認定部	
1 1 3 2 C	穿刺針位置・角度情報入力部	
1 1 3 3、1 1 3 3 A、1 1 3 3 B、1 1 3 3 C	受信振動子列決定部	
1 1 4	データ格納部	
1 1 5	制御部	
1 1 6	表示制御部	30
1 1 7	プローブ I / F 部	
1 5 0、1 5 0 A、1 5 0 B、1 5 0 C	超音波信号処理回路	
1 0 0 0、1 0 0 0 A、1 0 0 0 B、1 0 0 0 C	超音波診断システム	

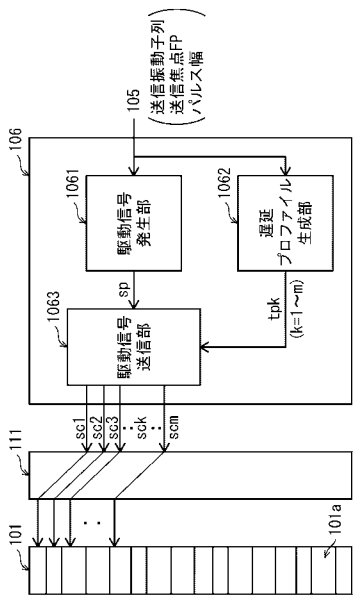
【図 1】



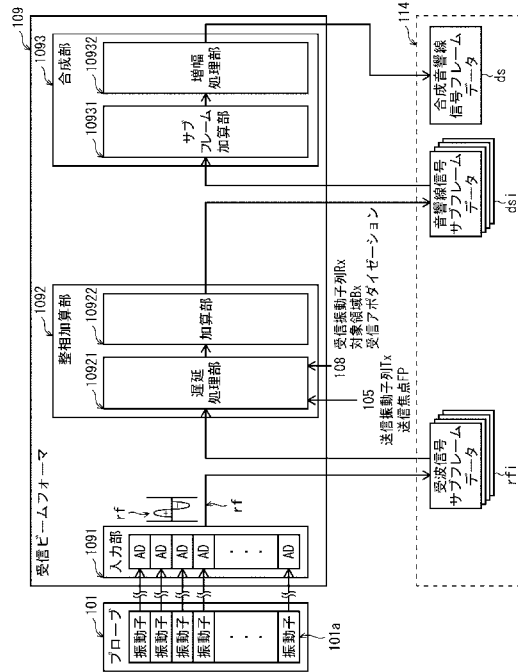
【図 2】



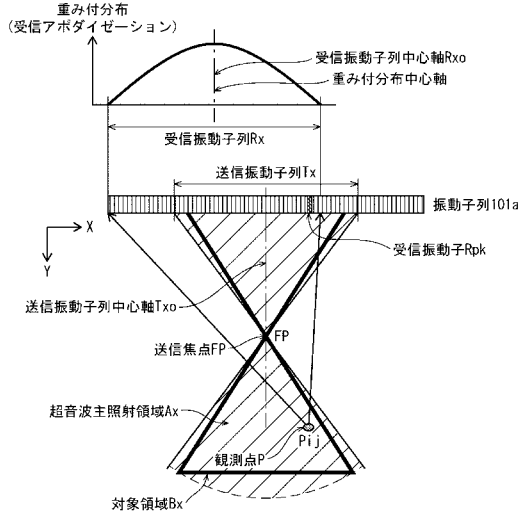
【図 3】



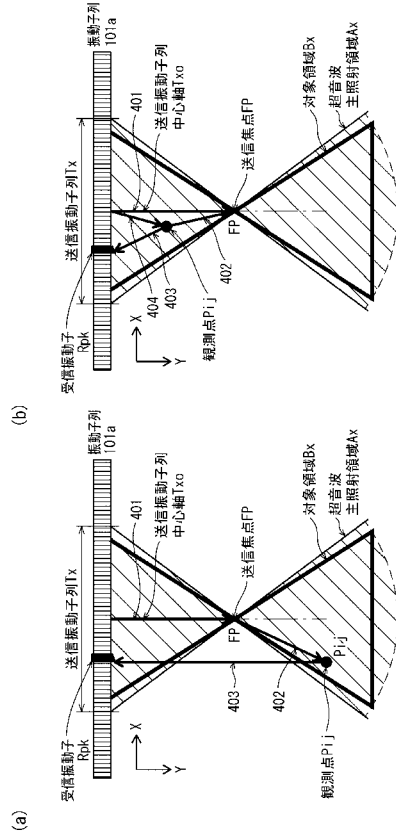
【図 4】



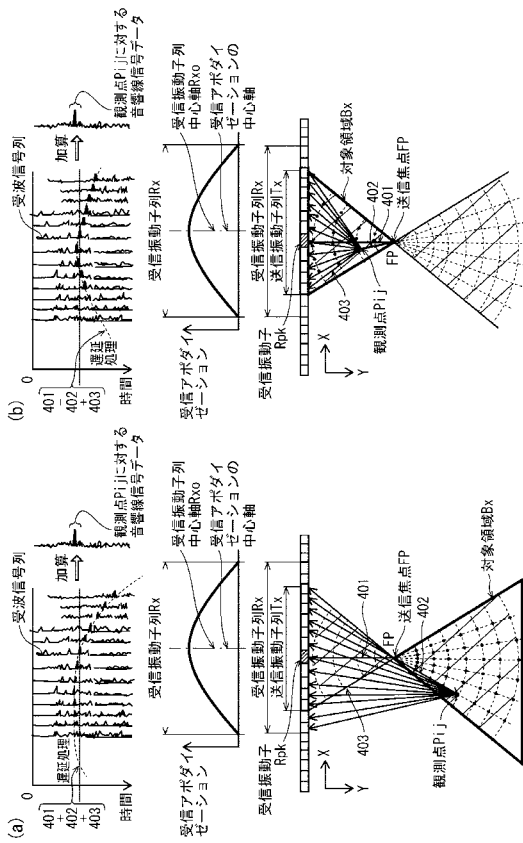
【 図 5 】



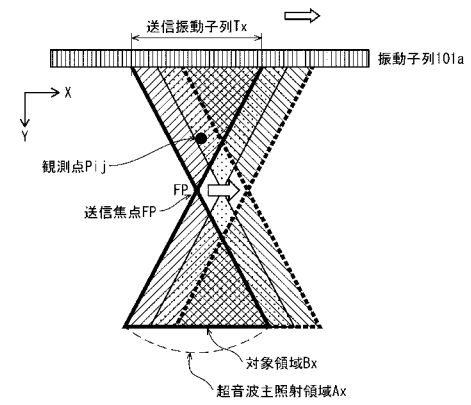
【 図 6 】



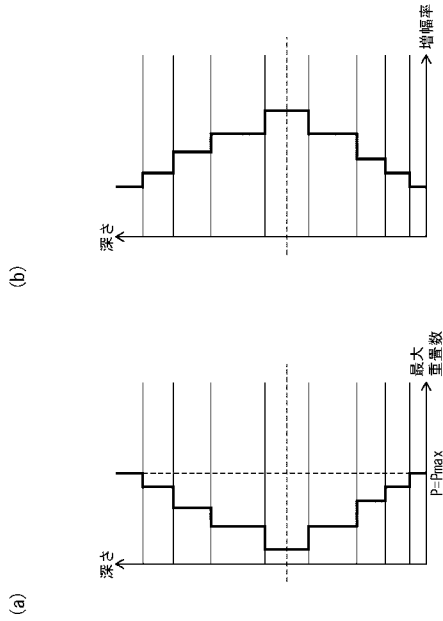
【 図 7 】



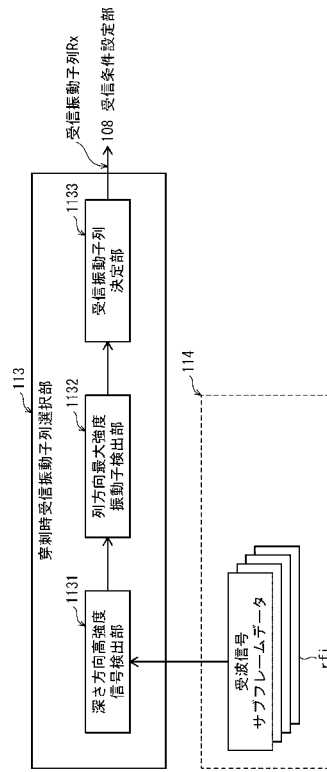
【 図 8 】



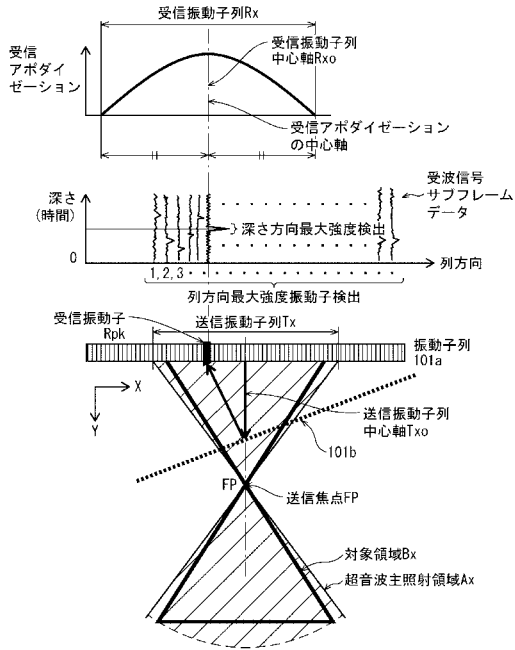
【図9】



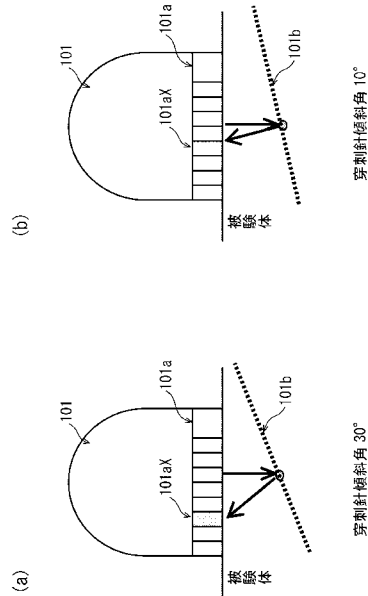
【図10】



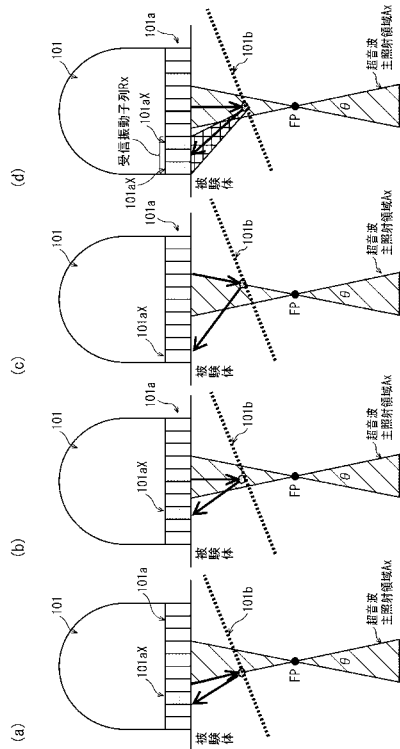
【図11】



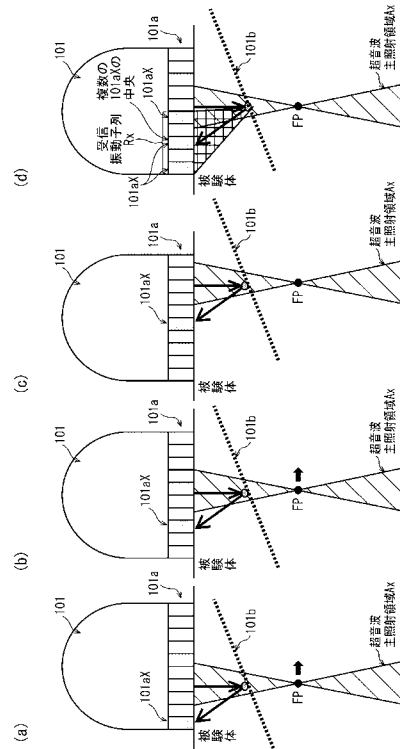
【図12】



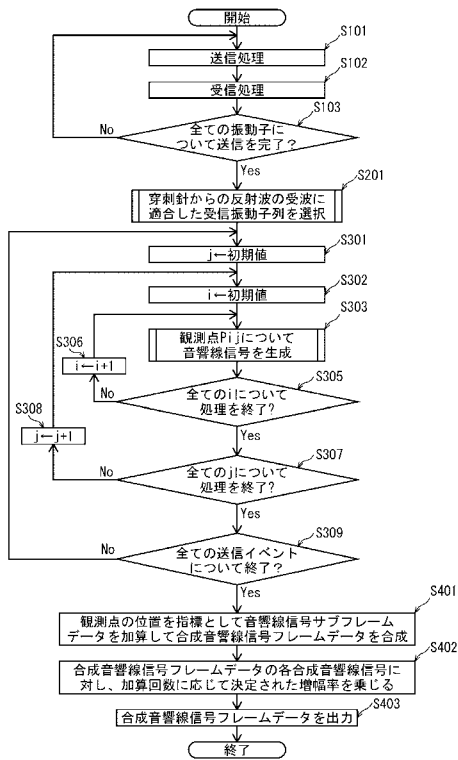
【図 13】



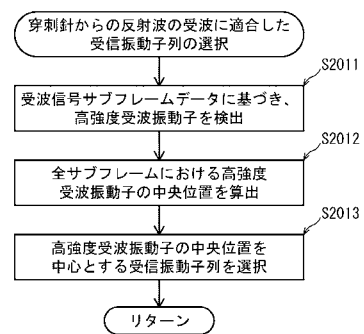
【図 14】



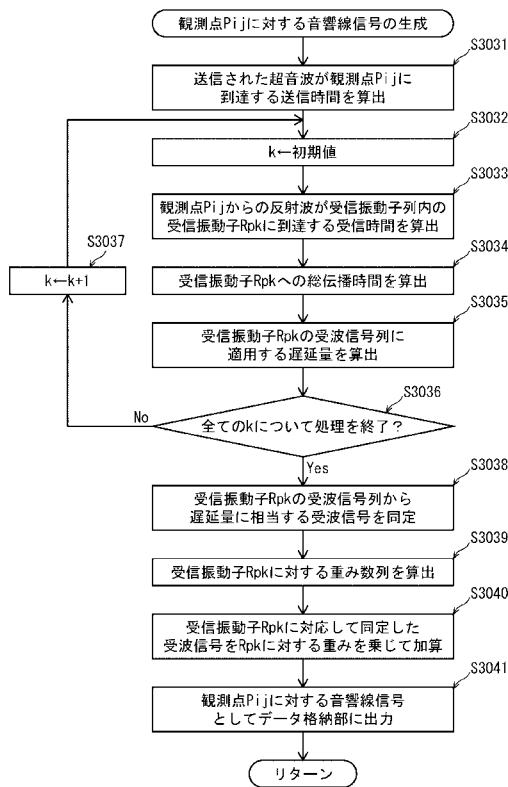
【図 15】



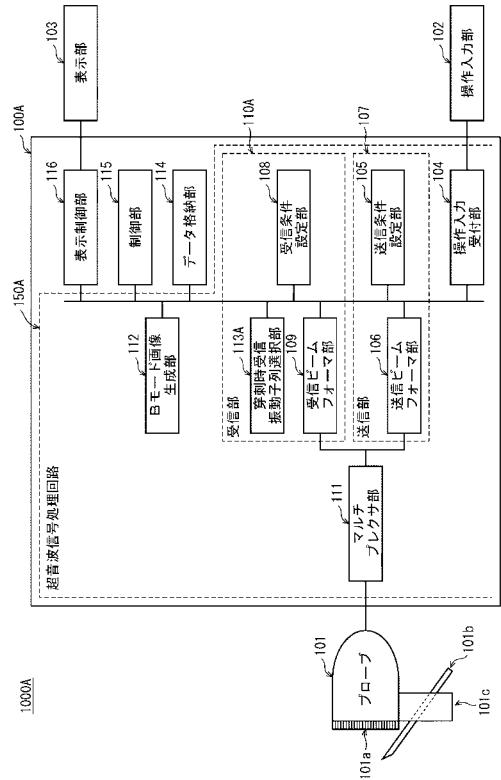
【図 16】



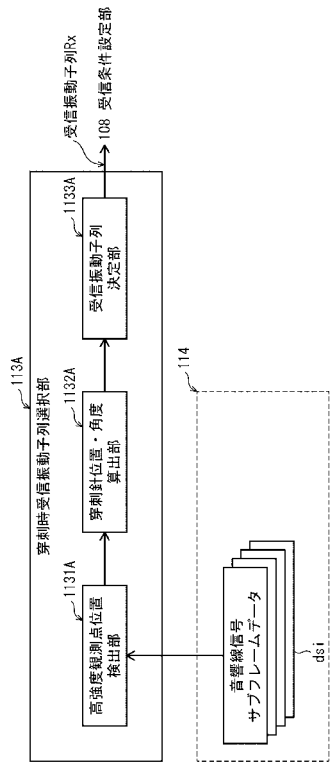
【 図 17 】



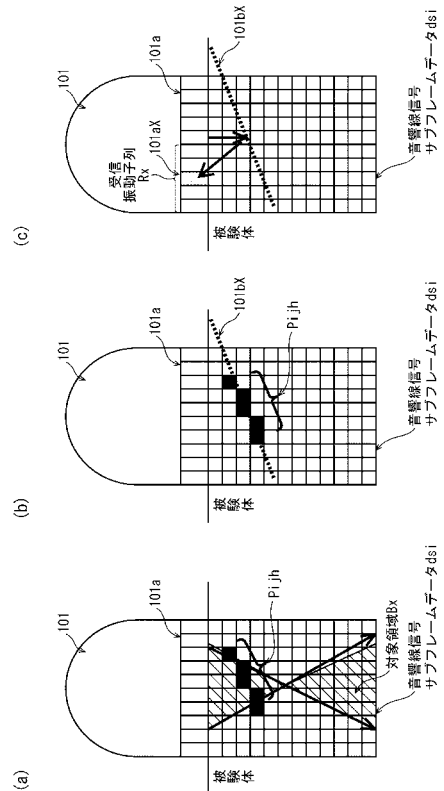
【 図 18 】



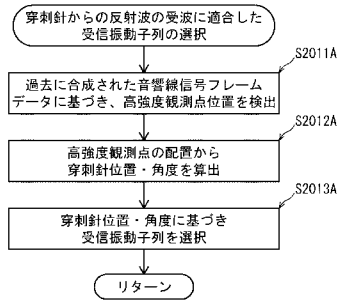
【 図 19 】



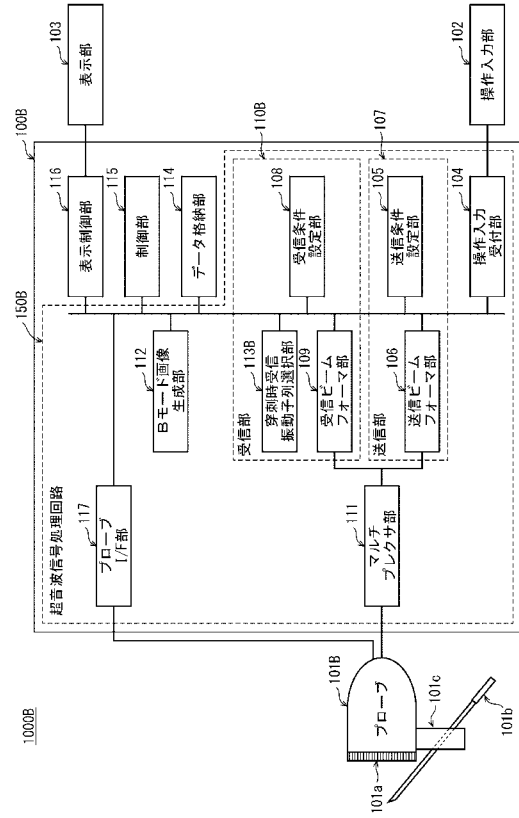
【 図 20 】



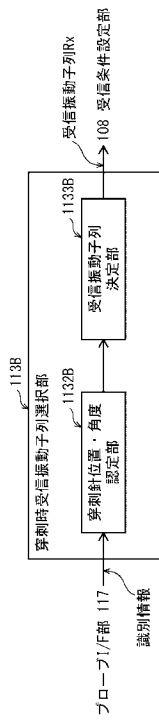
【図 2 1】



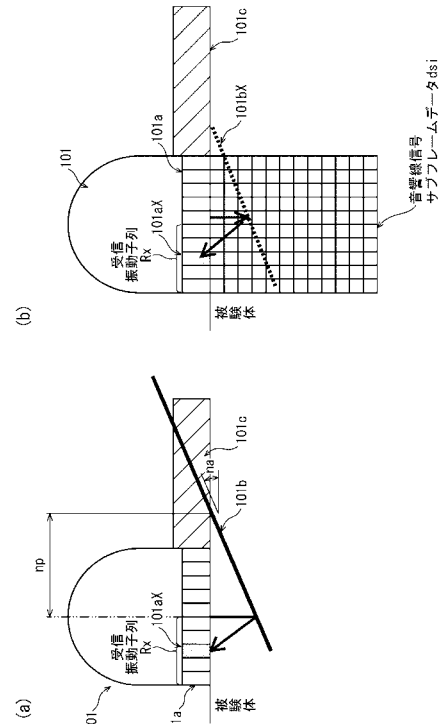
【図 2 2】



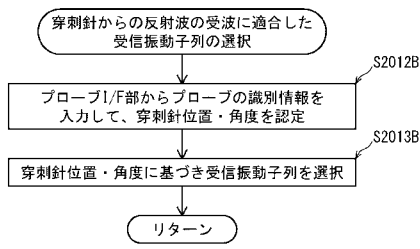
【図 2 3】



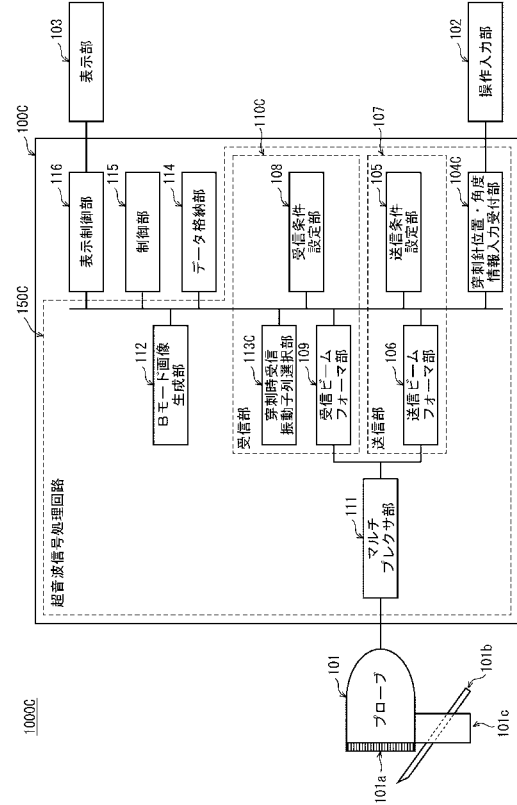
【図 2 4】



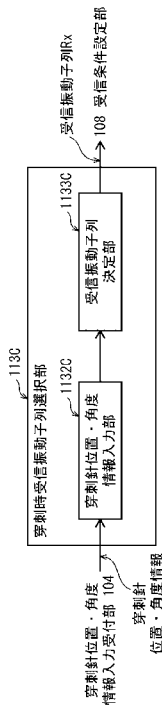
【 図 2 5 】



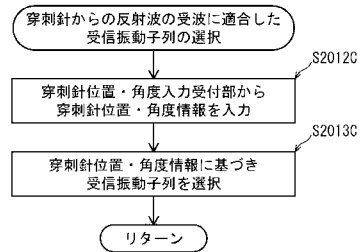
【 図 2 6 】



【 図 2 7 】



【 図 2 8 】



【 図 2 9 】

