

(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2020-62305

(P2020-62305A)

(43) 公開日 令和2年4月23日(2020.4.23)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2018-197123 (P2018-197123)  
 (22) 出願日 平成30年10月19日(2018.10.19)

(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 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 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  
 (72) 発明者 渡邊 泰仁  
 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

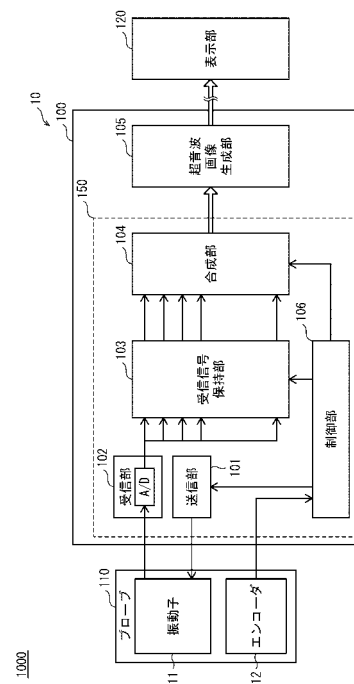
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】振動子の機械走査におけるロータの回転ムラに起因する位置精度の低下を抑制し音響線信号の空間分解能を高める。

【解決手段】振動子に送信パルスを供給して振動子から超音波ビームを送信させる送信部と、超音波ビームの送信に基づき振動子が受波した反射波に基づいて受信信号の列を生成する受信部と、受信信号の列と当該受信信号の列に対応する回転角とを、対応させて記憶する受信信号保持部と、受信信号の列を送信に係る回転角を基準に合成して音響線信号のフレームデータを生成する合成部とを備え、送信部は、 $n$ を2以上の自然数としたとき、連続する $n$ 回の回転それぞれにおいて、回転毎に回転角を異ならせて超音波の送受信を行うことにより、連続する $n$ 回の回転において $n$ の異なる回転角にて超音波の送信を行う処理を繰り返し、合成部は、異なる回転に対応して得られた複数の受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成する。

【選択図】図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

機械走査式超音波プローブを備えた超音波診断装置であって、  
回転軸の回りを回転をしながら、回転の半径方向に沿って放射状に超音波を送受信する振動子と、

前記振動子の回転角を検出する回転角検出部と、

前記回転角検出部の出力に基づき、前記振動子の回転の回数及び前記振動子の回転角がそれぞれ所定の値であるときに前記振動子に送信パルスを供給して、前記振動子から超音波ビームを送信させる送信部と、

超音波ビームの送信に基づき振動子が受波した反射波に基づいて受信信号の列を生成する受信部と、

前記受信信号の列と当該受信信号の列に対応する回転角とを、対応させて記憶する受信信号保持部と、

前記受信信号保持部に保持された前記受信信号の列を送信に係る回転角を基準に合成して音響線信号のフレームデータを生成する合成部とを備え、

前記送信部は、 $n$  を 2 以上の自然数としたとき、連続する  $n$  回の回転それぞれにおいて、回転毎に回転角を異ならせて超音波の送受信を行うことにより、連続する  $n$  回の回転において少なくとも  $n$  の異なる回転角にて超音波の送信を行う処理を繰り返し、

前記合成部は、異なる回転に対応して得られた複数の前記受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成する

超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記送信部は、前記  $n$  の異なる回転角に対応する超音波の送受信は、連続する  $n$  回の回転それぞれにおいて 1 回以上行う

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記合成部は、連続する  $n$  回の回転における前記  $n$  の異なる回転角に対応する前記受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成する

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記送信部は、 $m$  を 2 以上の自然数としたとき、連続する  $n$  回の回転それぞれにおいて、前記  $n$  の異なる回転角に対応する超音波の送受信のそれぞれを、 $m$  の異なる回転角において行い、

前記合成部は、連続する  $n$  回の回転それぞれにおいて得られた  $n \times m$  の回転角に対応する前記受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成する

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

さらに、被検体の動き量を算出する動き検出部を備え、

前記動き検出部が、被検体の動きを検出したとき、

前記合成部は、 $n_0$  を 2 以上の自然数としたとき、連続する  $n$  回の回転における前記  $n$  の異なる回転角のうち、 $n$  よりも小さく異なる回転角  $n_0$  に対応する前記受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成する

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記送信部は、 $m$  を 2 以上の自然数としたとき、連続する  $n$  回の回転それぞれにおいて、前記  $n$  の異なる回転角に対応する超音波の送受信のそれぞれを、 $m$  の異なる回転角において行い、

前記合成部は、連続する  $n$  回の回転それぞれにおいて得られた  $n_0 \times m$  の回転角に対応する前記受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成する

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

**【請求項 7】**

前記動き検出部は、異なる回転回数及び同一の回転角における超音波の送受信に基づく前記受信信号の列に基づき、被検体の動き量を算出する

請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

連続する  $n$  回の回転において  $n$  の異なる回転角に対応する超音波ビームの走査位置は、 $n$  が偶数であるとき円周方向に均等に分布している

請求項 1 から 7 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 9】**

前記合成部は、合成の対象となる前記受信信号の列それぞれについて、被検体の解析対象範囲に対応する対象領域中の複数の観測点に対して、前記観測点から前記振動子への反射波到達の遅延時間を各々算出し、前記振動子に対する前記遅延時間を用いて音響線信号を生成する

請求項 1 から 8 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 10】**

さらに、前記回転角検出部の出力に基づき、 $n \times m$  の回転角に対応する補間信号を算出して出力する回転角補間部を備え、前記回転角補間部の出力に基づき、前記送信部が前記振動子に送信パルスを供給する

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本開示は、超音波信号処理装置、及び超音波信号処理方法に関し、特に、機械走査式セクタプローブを用いた超音波診断装置における送受信ビームフォーミング処理方法に関する。

**【背景技術】****【0002】**

超音波診断装置は、超音波プローブ（以後、「プローブ」とする）により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）を受信する。さらに、この受信から得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、モニタ（以後、「表示部」とする）上に表示するものである。

**【0003】**

超音波診断装置における二次元走査は、振動子の位置や向きを機械的に変えることで走査を行なう機械走査式と、配列振動子のうち送受信に用いる振動子の選択を変えることで走査を行なう電子走査式があり、近年においては、電子走査式が主流となっているが、機械走査式が長じる点もある。

**【0004】**

例えば、直腸検査や産婦人科における経膣検査等、被検体の体腔内にプローブを挿入して超音波検査を行う体腔内超音波診断に、単一の超音波振動子（以下、「振動子」とする）を搭載した長尺状の機械走査式プローブを用いた機械走査式超音波診断装置が用いられており、各種画質向上に向けた取り組みがなされている（例えば、特許文献 1）。

**【0005】**

機械走査式のプローブでは、超音波ビームの送受信に用いられる振動子は単一であり、超音波ビームの集束は振動子面に貼り付けられた音響レンズにより行なう。振動子はローター（回転子）に固定されており、ローターを回転させて振動子の向きを少しずつ変え、超音波ビームの走査位置を順次シフトしながら送受信を行う機械走査を行う。得られた反射波に基づく受信信号を走査位置を基準に合成して 1 フレームの 2 次元画像を合成する。係る機械走査式超音波診断装置は、振動子が単一であるので送受信回路がシンプルであり、振動子が円形であり超音波ビームの断面形状が円形で扱いやすく、音響ノイズ、電気ノ

10

20

30

40

50

イズが少なくS/N比の良い画像が得られ、広い視野角が得やすいといった利点がある。反面、ビーム集束形状が固定であること、さらに、体腔内用プローブでは振動子の大きさが制限されることに起因して、ビーム集束が相対的に弱く横分解能が低いといった課題があった。特許文献1のような手法を用い、機械走査式超音波診断装置において、横方向の空間分解能を高めて高解像度化を図るためには、走査位置を順次シフトしながら超音波ビーム送受信を行うときのローターの回転角の刻みを小さくし、回転角の分解能を高めることが必要となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

10

【特許文献1】特開2000-126176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、超音波が被検体内を伝播する速度は一定範囲にあり、所定の深度にある対象に対する超音波の送受信には深度と音速により一定の時間を要するため、回転角の分解能を高めようとする、ローターの回転速度は低下する。振動子を有するローターの周囲は音響整合のために粘性流体中に含浸されているため、ロータの回転速度が遅い場合には回転ムラが生じ、等速性が阻害され機械走査における位置精度が低下することがあった。この場合、超音波ビームの位置精度が低下し空間分解能の向上を十分に図ることができない。

20

【0008】

本開示は、上記課題に鑑みてなされたものであり、ロータの回転ムラに起因する位置精度の低下を抑制しつつ、音響線信号の空間分解能を高めて高解像度化を図ることができる機械走査式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】

本発明の一態様に係る超音波診断装置は、機械走査式超音波プローブを備えた超音波診断装置であって、回転軸の回りを回転をしながら、回転の半径方向に沿って放射状に超音波を送受信する振動子と、前記振動子の回転角を検出する回転角検出部と、前記回転角検出部の出力に基づき、前記振動子の回転の回数及び前記振動子の回転角がそれぞれ所定の値であるときに前記振動子に送信パルスを供給して、前記振動子から超音波ビームを送信させる送信部と、超音波ビームの送信に基づき振動子が受波した反射波に基づいて受信信号の列を生成する受信部と、前記受信信号の列と当該受信信号の列に対応する回転角とを、対応させて記憶する受信信号保持部と、前記受信信号保持部に保持された前記受信信号の列を送信に係る回転角を基準に合成して音響線信号のフレームデータを生成する合成部とを備え、前記送信部は、 $n$ を2以上の自然数としたとき、連続する $n$ 回の回転それぞれにおいて、回転毎に回転角を異ならせて超音波の送受信を行うことにより、連続する $n$ 回の回転において少なくとも $n$ の異なる回転角にて超音波の送信を行う処理を繰り返し、前記合成部は、異なる回転に対応して得られた複数の前記受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成することを特徴とする。

30

40

【発明の効果】

【0010】

本開示の一態様に係る超音波診断装置によれば、機械走査式超音波診断装置において、ロータの回転ムラに起因する位置精度の低下を抑制しつつ、音響線信号の空間分解能を高めて高解像度化を図ることができる。

【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10を含む超音波診断システム1000の機能ブロック図である。

50

【図 2】超音波プローブ 110 の構造を示す模式図であり、(a) は側面図、(b) は上断面図である。

【図 3】(a) から (c) は、送信部 101 における超音波ビームの送信動作を説明するための模式図である。

【図 4】(a) (b) は、送信部 101 による、連続する複数回の回転における超音波ビームの送信動作を説明するための模式図である。

【図 5】(a) (b) は、合成部 104 における、受信信号を合成する動作を説明するための模式図である。

【図 6】は、合成部 104 における、受信信号を合成する動作を説明するための模式図である。

【図 7】超音波診断装置 10 におけるビームフォーミング処理を示すフローチャートである。

【図 8】(a) は走査位置分割配列  $p[n]$  の構成、(b) は、走査位置  $P(m, p[n])$  の構成を示す図である。

【図 9】図 7 における合成開口処理 (ステップ S140) の詳細を示すフローチャートである。

【図 10】(a) は、超音波診断装置 10 における、送信部 101 及び受信部 102 における超音波ビームの送受信動作のシーケンスを説明するための図、(b) は、受信信号保持部 103 及び合成部 104 における受信信号の列の合成動作のシーケンスを説明するための図である。

【図 11】実施の形態 2 に係る超音波診断装置 10A の構成を示す機能ブロック図である。

【図 12】超音波診断装置 10A におけるビームフォーミング処理を示すフローチャートである。

【図 13】図 12 における動き検出処理 (ステップ S130A) の詳細を示すフローチャートである。

【図 14】図 12 における動き検出処理 (ステップ S150A) の詳細を示すフローチャートである。

【図 15】(a) は、超音波診断装置 10A における、送信部 101 及び受信部 102 における超音波ビームの送受信動作のシーケンスを説明するための図、(b) は、受信信号保持部 103 及び合成部 104 における受信信号の列の合成動作のシーケンスを説明するための図である。

【図 16】(a) は、変形例 1 に係る超音波診断装置 10B における、送信部 101 及び受信部 102 における超音波ビームの送受信動作のシーケンスを説明するための図、(b) は、受信信号保持部 103 及び合成部 104 における受信信号の列の合成動作のシーケンスを説明するための図である。

【図 17】変形例に係る超音波診断装置 10B の構成を示す機能ブロック図である。

【図 18】超音波診断装置 10B の合成開口処理における重み付け演算の動作を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

実施の形態

< 超音波診断装置 10 の構成 >

以下、実施の形態に係る超音波診断装置 10 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 に係る超音波診断装置 10 を含む超音波診断システム 1000 の機能ブロック図である。

【0013】

超音波診断システム 1000 は、図 1 に示すように、被検体に向けて超音波を送信しその反射波の受信する振動子 111 と振動子 111 の回転角を検出するエンコーダ (回転角検出部) 112 とを有する機械走査式のプローブ 110、プローブ 110 に超音波の送受

10

20

30

40

50

信を行わせプローブ１１０からの出力信号に基づき超音波画像を生成する超音波信号処理装置１００とを備えた超音波診断装置１０、及び、超音波画像を画面上に表示する表示部１２０を有する。本例では、表示部１２０は超音波診断装置１０に接続可能に構成されているが、表示部１２０が超音波診断装置１０に含まれる態様であってもよい。なお、振動子１１１を回転軸に固定するロータ、ロータを回転させるモータなどの回転機構は本願の信号処理に直接関係しないため省略した。

#### 【００１４】

超音波信号処理装置１００は、図１に示すように、送信部１０１、受信部１０２、受信信号保持部１０３、合成部１０４、超音波画像生成部１０５、及び制御部１０６を含む。具体的には、超音波信号処理装置１００は、超音波の送信を行うために、エンコーダ１１２の出力に基づきプローブ１１０の振動子１１１に対する高電圧パルス印加を行なう送信部１０１と、プローブ１１０で受波した超音波の反射波に基づき、振動子１１１で得られた電気信号を増幅し、Ａ／Ｄ変換し送受信毎に受信信号の列を生成する受信部１０２、受信信号の列と当該受信信号の列に対応する回転角とを、対応させて記憶する受信信号保持部１０３、受信信号の列を送信に係る回転角を基準に合成して音響線信号を生成する合成部１０４を有する。また、合成部１０４からの出力信号である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輝度変換し、その輝度信号を直交座標系に座標変換を施すことで超音波画像（Ｂモード画像）を生成する超音波画像生成部１０５、各構成要素を制御する制御部１０６を備える。このうち、送信部１０１、受信部１０２、受信信号保持部１０３、合成部１０４及び制御部１０６が、送受信に係るビームフォーマ部１５０を構成する。

10

20

#### 【００１５】

超音波診断装置１０を構成する各要素は、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にすることもできる。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にすることもできる。

30

#### 【００１６】

さらに、合成部１０４が出力する音響線信号及び超音波画像生成部１０５が出力する超音波画像を保存するデータ格納部（付図示）を備えていてもよい。データ格納部は、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、超音波診断装置１０に外部から接続された記憶装置であってもよい。

#### 【００１７】

< 超音波診断装置１０の主要部の構成 >

実施の形態に係る超音波診断装置１０は、機械走査式の超音波プローブ１１０と、エンコーダ１１２の出力に基づきプローブ１１０の振動子１１１から超音波ビームを送信させ、プローブ１１０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送受信に係るビームフォーマ部１５０に特徴を有する。そのため、本明細書では、主に、プローブ１１０と、ビームフォーマ部１５０の構成及び機能を説明する。

40

#### 【００１８】

なお、超音波画像生成部１０５については、公知の超音波診断装置に使われる構成を適用可能であり、公知の構成に本実施の形態に係るビームフォーマ部を置き換えて使用することが可能である。

#### 【００１９】

以下、プローブ１１０、ビームフォーマ部１５０の構成について説明する。

50

## 【 0 0 2 0 】

## ( プローブ 1 1 0 )

図 2 は、プローブ 1 1 0 の構造を示す模式図であり、( a ) は側面図、( b ) は上断面図である。図 2 に示すように、プローブ 1 1 0 においては、長尺状の筐体 1 1 9 の前方、先端部 1 1 0 a に音響窓 1 1 5 の内方に回転軸 1 1 3 a に支持されたローター 1 1 3 ( 回転子 ) を備える。ローター 1 1 3 の周囲には超音波伝播性の粘性流体 1 1 4 が封入されている。さらに、ローター 1 1 3 の周面に振動子 1 1 1 が設けられ、振動子 1 1 1 の入力及び出力が配線 1 1 8 b により超音波診断装置 1 0 の送信部 1 0 1 及び受信部 1 0 2 に接続されている。

## 【 0 0 2 1 】

超音波診断装置 1 0 では、体腔内にプローブ 1 1 0 の先端部 1 1 0 a を挿入した状態で、図 2 ( a ) に示すように、回転軸 1 1 3 a を基準にローター 1 1 3 を回転させながら振動子 1 1 1 を駆動して、回転の半径方向に沿って複数本の超音波ビームを被検体内に向けて順次照射することにより、回転軸 1 1 3 a を基準に扇型の超音波照射領域 A x が形成される。このとき超音波ビームは、振動子 1 1 1 の照射面に配された音響レンズ 1 1 1 a によって被検体のある深度においてフォーカシングがされる。

## 【 0 0 2 2 】

筐体 1 1 9 の内部にはモータ 1 1 6 とモータ 1 1 6 の回転角を検出するエンコーダ ( 回転角検出部 ) 1 1 2 が設けられており、モータ 1 1 6 の回転力が駆動側のプーリー 1 1 6 a からベルト等の伝達機構 1 1 7 b、1 1 7 c を介して、従動側のプーリー 1 1 7 a に伝達されることによりローター 1 1 3 が回転する。エンコーダ 1 1 2 の出力は配線 1 1 8 a により超音波診断装置 1 0 の制御部 1 0 6 に伝達される。

## 【 0 0 2 3 】

## ( ビームフォーマ部 1 5 0 )

ビームフォーマ部 1 5 0 は、プローブ 1 1 0 の振動子 1 1 1 から超音波ビームの送信を行わせ、受波した反射波に基づき振動子 1 1 1 で得られた電気信号から音響線信号を生成する回路である。ビームフォーマ部 1 5 0 は、送信部 1 0 1、受信部 1 0 2、受信信号保持部 1 0 3、合成部 1 0 4 を有する。

## 【 0 0 2 4 】

## [ 送信部 1 0 1 ]

送信部 1 0 1 は、プローブ 1 1 0 と接続され、エンコーダ 1 1 2 の出力に基づき制御部 1 0 6 で生成されたタイミング信号をトリガとして、プローブ 1 1 0 から超音波の送信を行うための高電圧パルスを発生する。具体的には、送信部 1 0 1 は、エンコーダ 1 1 2 の出力に基づき、振動子 1 1 1 の回転の回数及び回転角がそれぞれ所定の値であるときに制御部 1 0 8 からの送信制御信号に基づき、プローブ 1 1 0 に存する振動子 1 1 1 に超音波ビームを送信させるためのパルス状の送信信号を供給する送信処理を行う。

## 【 0 0 2 5 】

図 3 ( a ) から ( c ) は、送信部 1 0 1 における超音波ビームの送信動作を説明するための模式図であり、( a ) は、振動子 1 1 1 と反射体 S T との間で超音波が送受信される態様、( b ) は、超音波照射領域 A x の範囲、( c ) は反射体 S T の近傍における超音波ビームと反射体 S T との位置関係を示した模式図である。

## 【 0 0 2 6 】

図 3 ( a ) に示すように、送信部 1 0 1 は、振動子 1 1 1 が回転軸 1 1 3 a 基準に回転した状態において、超音波送信ごとに振動子 1 1 1 を円周方向に漸次移動させながら超音波送信を繰り返し、超音波照射領域 A x 全体を被検体内への超音波の送受信に必要な最小時間に基づいて決まる間隔以上の走査間隔 P T で掃引するように超音波ビームを送信する。また、超音波照射領域 A x に存在する被検体組織中の反射体 S T からの反射波を受波する。以後、本実施の形態では、図 3 ( c ) に示すように、ローター 1 1 3 の単位回転当たり m 回の超音波の送受信が行われるものとする。このとき、ローター 1 1 3 の回転速度は等速性の観点から毎秒 1 0 回転以上 2 0 回転以下であることが好ましい。また、図 3 ( b

10

20

30

40

50

）に示すように、超音波ビームの照射範囲に相当する超音波照射領域  $A_x$  の視野角は、例えば、 $90^\circ$  から  $220^\circ$  である。

【0027】

一般に、測定対象とすべき被検体の深度  $d$  は最大  $150$  から  $200$  mm 程度であり、被検体組織内の伝播速度は音速値（例えば、 $1540$  m / s e c）であることから、1回の送受信に必要な時間は約  $200 \mu$  s e c となる。そのため、ローター 113 の回転速度が毎秒 10 回転以上 20 回転以下である場合、超音波ビームの送信間隔  $P_T$  に相当するローター 113 の回転角の刻みは  $0.7^\circ$  から  $1.5^\circ$  となる。仮に、回転角の刻みを  $1^\circ$  としたとき、反射体  $ST$  の深度  $d = 100$  mm では、送信間隔  $P_T$  は約  $1.7$  mm となり、平均的な超音波ビームの直径を  $5$  mm としたとき、図 3（c）に示すように、同一位置に存在する反射体  $ST$  に対し超音波ビームが 3 回重畳して照射されることとなる。

10

【0028】

超音波診断装置 10 では、送信部 101 は、さらに、 $n$  を 2 以上の自然数としたとき、連続する  $n$  回の回転それぞれにおいて、回転毎に回転角を異ならせて超音波の送受信を行うことにより、連続する  $n$  回の回転において少なくとも  $n$  の異なる回転角にて超音波の送受信を行う構成を採る。これより、等価的に超音波照射領域  $A_x$  全体を走査間隔  $P_T$  より小さい走査間隔  $P_T'$  でカバーするように超音波ビームを照射する。図 4（a）（b）は、送信部 101 による、連続する複数回（ $n = 4$ ）の回転における超音波ビームの送信動作を説明するための模式図であり、（a）は、各送信における振動子 111 の回転角を示した模式図である。

20

【0029】

図 4（a）に示すように、1 回目のローター 113 の回転（ $n = 1$ ）では、振動子 111 から回転中心 113 a を基準として実線の方に沿った超音波ビームが  $m = 1 \sim 4$  の順に放射状に照射される。2 回目のローター 113 の回転（ $n = 2$ ）では、振動子 111 から回転中心 113 a を基準として破線の方に沿った超音波ビームが  $m = 1 \sim 4$  の順に放射状に照射される。ここで、破線は隣接する実線の中心角をほぼ等分する。3 回目のローター 113 の回転（ $n = 3$ ）では、振動子 111 から回転中心 113 a を基準として一点鎖線の方に沿った超音波ビームが  $m = 1 \sim 4$  の順に放射状に照射される。ここで、破線は隣接する実線と一点鎖線とのなる中心角をほぼ等分する。4 回目のローター 113 の回転（ $n = 4$ ）では、振動子 111 から回転中心 113 a を基準として二点鎖線の方に沿った超音波ビームが  $m = 1 \sim 4$  の順に放射状に照射される。二点鎖線は隣接する一点鎖線の中心角をほぼ等分する。

30

【0030】

図 4（b）は、反射体  $ST$  の近傍における各送信に係る超音波ビームと反射体  $ST$  との位置関係を示した模式図である。回転回数  $n$  において  $m$  番目に照射された超音波ビームをビーム（ $n, m$ ）と表記するとき、ビーム（1, 1）からビーム（1, 4）、ビーム（2, 1）からビーム（2, 3）、ビーム（3, 1）からビーム（3, 3）、及び、ビーム（4, 1）からビーム（4, 3）は、それぞれ、1 a から 1 d、2 a から 2 c、3 a から 3 c、及び 4 a から 4 c で示されるように、ほぼ等価な送信間隔  $P_T'$  をおいて並んだビーム位置  $P$  に照射される。

40

【0031】

したがって、連続する 4 回の回転において照射された超音波ビームでは、隣接する超音波ビームの送信間隔  $P_T'$  に相当するローター 113 の回転角の刻みは、単位回転において照射された超音波ビームの送信間隔  $P_T$  に対し  $1/4$  となる。すなわち、図 3（c）と同様の条件では、ローター 113 の回転角の刻みは  $0.7/4^\circ$  から  $1.5/4^\circ$  となる。仮に、回転角の刻みを  $1/4^\circ$  としたとき、反射体  $ST$  の深度  $d = 100$  mm では、送信間隔  $P_T$  は約  $1.7/4$  mm となり、平均的な超音波ビームの直径を  $5$  mm としたとき、図 4（b）に示すように、同一位置に存在する反射体  $ST$  に対し超音波ビームが 13 回重畳して照射されることとなる。

【0032】

50



## [ 受信部 1 0 2 ]

受信部 1 0 2 は、プローブ 1 1 0 の振動子 1 1 1 と接続され、送信によりプローブ 1 1 0 において超音波反射波を受信して得た電気信号を増幅した後、A/D変換した受信信号(RF信号)を生成する回路である。送信の順に時系列に受信信号を生成し受信信号保持部 1 0 3 に出力し、受信信号保持部 1 0 3 は受信信号を保持する。

## 【 0 0 3 3 】

ここで、受信信号(RF信号)とは、振動子にて受信された反射超音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、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を形成している。

## 【 0 0 3 4 】

上述のとおり、送信部 1 0 1 は、振動子 1 1 1 が回転軸 1 1 3 a 基準に回転した状態において、超音波送信ごとに振動子 1 1 1 を円周方向に漸次移動させながら超音波送信を繰り返し、走査間隔PTで超音波ビームを送信し、さらに、連続するn回の回転それぞれにおいて、回転毎に回転角を異ならせて超音波の送受信を行うことにより、連続するn回の回転においてm以上の異なる回転角にて超音波の送受信を行うことで、超音波照射領域Ax全体を走査間隔PTより小さい走査間隔PT'でカバーするように超音波ビームを照射する。受信部 1 0 2 は、送信に同期して受信信号の列を生成し、生成された受信信号の列は当該受信信号の列に対応する回転角と対応した状態で受信信号保持部 1 0 3 に保存される。

## 【 0 0 3 5 】

## [ 受信信号保持部 1 0 3 ]

受信信号保持部 1 0 3 は、コンピュータ読み取り可能な記録媒体であり、例えば、半導体メモリ等を用いることができる。受信信号保持部 1 0 3 は、送信に同期して受信部 1 0 2 から受信信号の列を入力し、受信信号の列を当該受信信号の列が生成されたときの回転角に対応するメモリのアドレスに記憶し、当該受信信号に基づき合成部 1 0 4 において音響線信号が生成されるまでの間これを保持する。本実施の形態では、連続するn回の回転における超音波の送受信に基づいて生成された受信信号の列は、これらの信号から音響線信号が生成されるまでの間、受信信号保持部 1 0 3 に保持される。具体的には、例えば、図4(a)(b)に示す例では、回転回数nにおいてm番目(以後、「1回転中の走査位置番号m」又は「走査位置番号m」とする)に照射された超音波ビームをビーム(m, n)に基づいて生成された受信信号の列は、それぞれ、受信信号保持部 1 0 3 における、回転回数n及び1回転中の走査番号mに対応するアドレスに保持される。

## 【 0 0 3 6 】

なお、受信信号保持部 1 0 3 には、例えば、ハードディスク、MO、DVD、DVD-RAM等を用いることができる。超音波診断装置 1 0 に外部から接続された記憶装置であってもよい。

## 【 0 0 3 7 】

## [ 合成部 1 0 4 ]

合成部 1 0 4 は、受信信号保持部 1 0 3 に保持された受信信号の列を、当該受信信号の列が生成された送信に係る回転角に基づく伝播時間の違いを補償して合成することにより音響線信号のフレームデータを合成する回路である。ここで「音響線信号」とは、整相加算処理後の受信信号である。整相加算処理については後述する。音響線信号の合成は、異なる送信に係る超音波ビームに基づき得られた受信信号を送受信に係る伝播時間を補償して加算することにより行う。具体的には、音響線信号の合成は、超音波照射領域Axに対応する計算対象領域にそれぞれの超音波ビームに沿った複数の観測点OPを設定し、当該観測点OPに対し照射されたすべての送信に係る超音波に基づく受信信号の列を、観測点OPと送信時の振動子 1 1 1 との距離に基づく伝播時間の遅れを補償して加算することによりひとつの観測点OPに対する音響線信号の合成を行う。

## 【 0 0 3 8 】

図5(a)(b)及び図6は、合成部 1 0 4 における、受信信号を合成する動作を説明

するための模式図である。図 5 ( a ) ( b ) において、0 はロータ 1 1 3 の回転中心、 $P_1$  は超音波ビームの送信焦点 F P、 $P_2$  は反射体 S T の位置、 $P_3$  は振動子 1 1 1 の中心、L は回転中心 0 から等距離の円周を示す。図 5 ( a ) は、超音波ビームの中心線上の反射体 S T が位置する状態の図である。この状態では、 $P_1$  を仮想音源として  $P_1$  より射出された送信波が、 $P_2$  に位置する反射体 S T で反射し、反射波は  $P_3$  を代表点として振動子 1 1 1 に受信される。

#### 【 0 0 3 9 】

図 5 ( b ) は、図 5 ( a ) の状態からロータ 1 1 3 が反時計方向に 1 5 度回転した状態の図である。この状態では、 $P_1$  より射出された送信波が、 $P_2'$  に位置する反射体 S T で反射し、反射波は  $P_3$  を代表点として振動子 1 1 1 に受信される。

10

#### 【 0 0 4 0 】

両者を比較すると、図 5 ( b ) における送信距離  $P_1 - P_2'$  は、図 5 ( a ) における送信距離  $P_1 - P_2$  よりも長く、図 5 ( b ) における受信距離  $P_2' - P_3$  は、図 5 ( a ) における受信距離  $P_2 - P_3$  よりも長い。差分をそれぞれ  $d_{12}$ 、 $d_{23}$  とし、これらをさらに  $d = d_{12} + d_{23}$  と、まとめる。音速を  $V_c$  とすると、図 5 ( b ) は ( a ) より、 $t = d / V_c$  だけ反射波の到達が遅延する。そこで、各回転角に係る送受信から得られた受信信号の列に対し、遅延加算器によりこの時間差分を補正して加算する。すなわち、図 6 に示すように、遅延加算器により算出された到達時間差  $t$  に基づき  $P_2$  から  $P_3$  への反射波の到達時間を算出し、各回転角に係る送受信から得られた受信信号の列から反射波の到達時間に対応する受信信号の値をそれぞれ特定して加算する。

20

#### 【 0 0 4 1 】

音響線信号の合成において、合成の対象となる受信信号の列は観測点 O P に対し照射されたすべての送信に係る超音波に基づく受信信号の列である。具体的には、例えば、図 4 ( a ) ( b ) に示す例では、ビーム ( 1 , 1 ) からビーム ( 1 , 4 )、ビーム ( 2 , 1 ) からビーム ( 2 , 3 )、ビーム ( 3 , 1 ) からビーム ( 3 , 3 )、及び、ビーム ( 4 , 1 ) からビーム ( 4 , 3 ) は、それぞれ、1 a から 1 d、2 a から 2 c、3 a から 3 c、4 a から 4 c のビーム位置 P に照射され、同一位置に存在する反射体 S T に対し異なる 1 3 回の送信に係る超音波ビームが照射されることとなる。そのため、観測点 O P が反射体 S T と同一の位置にある場合、観測点 O P に対する音響線信号の合成は、図 6 に示すように、図 1 4 ( b ) に示した 1 3 回の送信に係る超音波ビーム ( ビーム位置 P が、1 a から 1 d、2 a から 2 c、3 a から 3 c、及び 4 a から 4 c ) に基づいて得られた受信信号の列に基づいて行われる。

30

#### 【 0 0 4 2 】

計算対象領域内のすべての観測点 O P について、当該処理を行うことにより、計算対象領域に対する音響線信号のフレームデータを生成する。

#### 【 0 0 4 3 】

合成されたフレーム音響線信号は、超音波画像生成部 1 0 5 に出力される。

#### 【 0 0 4 4 】

< 動作について >

( 概要 )

40

以上の構成からなる超音波診断装置 1 0 の超音波信号処理動作について説明する。

#### 【 0 0 4 5 】

超音波診断装置 1 0 の動作では、ビームフォーマ部 1 5 0 において、プローブ 1 1 0 の振動子 1 1 1 から超音波ビームの送信を行わせ、受波した反射波に基づき振動子 1 1 1 で得られた電気信号から音響線信号を生成するビームフォーミング処理を行い、生成された音響線信号を超音波画像生成部 1 0 5 に出力する。

#### 【 0 0 4 6 】

そして、超音波画像生成部 1 0 5 は、ビームフォーマ部 1 5 0 から出力される 1 フレームの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輝度変換し、その輝度信号を直交座標系に座標変換を施すことで 1 フレームの超音波画像 ( B モード画像 ) を

50

生成する。

【0047】

さらに、表示部120は、超音波画像生成部105から出力される1フレームの超音波画像を表示画面に表示する。

【0048】

(ビームフォーミング処理)

[送受信処理]

超音波診断装置10は、送受信に係るビームフォーミング処理の動作に特徴を有するので、以下では、超音波診断装置10のうち、主にプローブ110及びビームフォーマ部150による送受信に係るビームフォーミング処理動作について説明する。

10

【0049】

図7は、超音波診断装置10における送受信に係るビームフォーミング処理を示すフローチャートである。

【0050】

まず、制御部106は、プローブ110のモータ116を駆動してローター113の回転を開始させ(ステップS101)、初回走査識別子Inを初期値(0)に、ローター113の1回転中の走査位置を示す走査位置番号mの最大値 $m_{max}$ を設定値に、ローター113の回転回数を示す回転回数番号nの最大値 $n_{max}$ を設定値にそれぞれ設定する(ステップS102、S103、S104)。

20

【0051】

次に、ステップS110では、制御部106は、走査位置分割配列 $p[n]$ を設定する。走査位置分割配列 $p[n]$ とは、連続する走査位置番号m、例えば、m、m+1の間において細分割される走査位置と、回転回数番号nとの関係を示す配列である。

【0052】

図8(a)は走査位置分割配列 $p[n]$ の構成を示す図である。図8(a)に示すように、例えば、図4(a)(b)に示す例では、走査位置分割配列 $p[n]$ は、 $p[n]$ ( $n=1\sim4$ )=( $p[1], p[2], p[3], p[4]$ )=( $0, 1/2, 1/4, 3/4$ )となる。このように、超音波診断装置10では、走査位置分割配列 $p[n]$ を回転回数番号nに対して異なる値に設定することにより、連続するn回の回転それぞれにおいて、回転毎に回転角を異ならせて超音波の送受信を行うことができる。これにより、連続するn回の回転においてm以上の異なる回転角にて超音波の送受信を行う。また、nが偶数であるとき直前の回転における走査位置に対し、ほぼ等価な送信間隔において並んだ走査位置に超音波ビームを照射できる。例えば、本実施の形態では、図4(b)に示すように、 $n=1$ と $n=2$ が1回転における走査間隔の半分となる。また、 $n=3$ と $n=4$ が同じく1回転における走査間隔の半分となる。

30

【0053】

次に、回転回数番号nを初期値(1)に、走査位置番号mを初期値(1)にそれぞれ設定(ステップS120、S121)する。

【0054】

次に、ステップS122では、制御部106は、エンコーダ112が走査位置 $P(m, p[n])$ に対応する信号を出力するタイミングを検出する。走査位置 $P(m, p[n])$ とは、1回転中の走査位置を示す走査位置番号m、及び、走査位置番号mによる区分の中でさらに細分割された走査位置を示す走査位置分割配列 $p[n]$ に基づき、細分化されたローター113の回転角に対応付けられた識別番号である。

40

【0055】

図9(b)は、走査位置 $P(m, p[n])$ の構成を示す図である。図8(b)に示すように、例えば、図4(a)(b)に示す例では、走査位置 $P(m, p[n])$ は、走査位置番号mと回転回数番号nに基づく数値の集合となる。

【0056】

そして、エンコーダ112が走査位置 $P(m, p[n])$ と対応する信号を出力するタ

50

イメージで、送信部 101 はプローブ 110 に存する振動子 111 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と、受信部 102 はプローブ 110 での反射波の受信を行う（ステップ S123）。そして、受信から得られた電気信号に基づき受信信号の列  $S(P(m, p[n]))$  を生成して（ステップ S124）受信信号保持部 103 に出力し、受信信号保持部 103 の走査方向アドレス（走査方向アドレスを識別するインデックスが  $X(P(m, p[n]))$  に対応するアドレス）に受信信号の列  $S(P(m, p[n]))$  を書き込む（ステップ S140）。

【0057】

[合成開口処理]

次に、ステップ S150 において、合成部 104 は、受信信号保持部 103 に保持された、異なる送信に係る超音波ビームに基づき得られた受信信号を送信に係る回転角に基づく伝播時間の違いを補償して加算する合成開口処理を行うことにより音響線信号のフレームデータを生成する。

【0058】

以下、ステップ S150 における処理動作の詳細について説明する。図 9 は、合成開口処理（ステップ S150）の詳細を示すフローチャートである。本例では、被検体の解析対象範囲に対応する対象領域において、走査方向座標  $X$ 、深さ方向座標  $Y$  とし、振動子 111 の中心  $P_3$  と送信焦点（FP） $P_1$  を通り深さ方向に平行なビーム中心線上に観測点  $P(0, Y)$  を設定して音響線信号を算出する。

【0059】

まず、ステップ S151 では、初回走査であるか否かを判定する。初回走査識別子  $I_n$  が 1（2 回目以降の走査）である場合には、すべての走査位置における送受信に基づく受信信号の列が受信信号保持部 103 に保存されているため、合成開口処理を行うためにステップ S152 に進む。他方、初回走査識別子  $I_n$  が 0（初回走査）である場合には、すべての走査位置における受信信号の列が受信信号保持部 103 に保存されていないために合成開口処理を行わず、図 7 のステップ S180 に進む。

【0060】

次に、ステップ S152 では、観測点  $P(0, j)$  の深さ方向座標  $Y$  を表すインデックス  $j$  を初期値（1）に設定し、基準到達時間  $t(j)$  の算出する（ステップ S153）。基準到達時間  $t(j)$  とは、ビーム中心線上にある観測点  $P(0, j)$  と振動子 111 との間を超音波が往復するために要する時間である。

【0061】

次に、合成の対象となる受信信号の列を識別するインデックス  $k$  を初期値  $k_{min}$  に設定する（ステップ S154）。初期値  $k_{min}$  としては、本例では、一例として、初期値として、回転回数番号  $n$  と走査位置番号  $m$  に対応する走査位置  $P(m, p[n])$  での送受信より得られた受信信号の列が保存されている受信信号保持部 103 の走査方向アドレスを識別するインデックス  $X(P(m, p[n]))$  から  $X$  を減じた数値が適用される。 $X$  は 4 以上であることが好ましく、6 以上であることがさらに好ましい。

【0062】

次に、合成部 104 は、現ループでの  $k$  に対する、受信信号の列  $S(k)$  について、観測点  $P(0, j)$  からの反射波が到達する際の遅延時間  $t_k$  を算出する（ステップ S157）。すなわち、図 6 に示すように、遅延加算器により算出された到達時間差  $t$  に基づき  $P_2$  から  $P_3$  への反射波の到達時間を算出し、各回転角に係る送受信から得られた受信信号の列から反射波の到達時間を算出し、到達時間に対応する受信信号の値をそれぞれ特定して加算する。

【0063】

具体的には、図 5 に示すように、合成部 104 は、現ループでの  $k$  に対応する受信信号の列  $S(k)$  が取得されたときの（以後「 $S(k)$  に対応する」と省略する）振動子 111 の中心位置  $P_3$  を示す情報と観測点  $P(0, j)$  の位置を示す情報とに基づき、観測点  $P(0, j)$  から  $S(k)$  に対応する振動子 111 の中心位置  $P_3$  までの経路の長さを幾

10

20

30

40

50

何学的に算出する。そして、観測点  $P(0, j)$  から  $S(k)$  に対応する振動子 111 の中心位置  $P_3$  までの経路長との差  $d_k$  を音速値  $V_c$  で除して、観測点  $P(0, j)$  から  $S(k)$  に対応する振動子 111 の中心位置  $P_3$  に反射波が到達するときの遅延時間  $t_k$  を算出する。

#### 【0064】

そして、受信信号保持部 103 から受信信号の列  $S(k)$  を読み込み（ステップ S158）、受信信号の列  $S(k)$  中の、受信信号値  $S(k, t(j) + t_k)$  を特定し、受信信号  $S(k, j)$  とする（ステップ S159）。

#### 【0065】

次に、合成部 104 は、受信信号  $S(k, j)$  を音響線信号  $DS(j)$  に置き換え、音響線信号  $DS(j)$  を加算レジスタに保存する（ステップ S160）。

#### 【0066】

ステップ S161 において、受信信号の列を識別するインデックス  $k$  が最大値  $k_{max}$  であるか否かを判定する（ステップ S161）。 $k_{max}$  としては、一例として、走査位置  $P(m, p[n])$  での送受信より得られた受信信号の列が保存されている受信信号保持部 103 の走査方向アドレスを識別するインデックス  $X(P(m, p[n]))$  に  $X$  を加えた数値が適用される。

#### 【0067】

$k$  が最大値  $k_{max}$  でない場合には、 $k$  をインクリメントして（ステップ S162）、ステップ S157 に戻り、 $k$  が最大値  $k_{max}$  である場合には、ステップ S163 に進む。この段階では、加算レジスタには、走査位置  $P(m, p[n])$  に位置し深さ  $j$  の観測点に対する音響線信号  $DS(P(m, p[n]), j)$  が算出されており、合成部 104 は、音響線信号  $DS(P(m, p[n]), j)$  を超音波画像生成部 105 に出力する。

#### 【0068】

次に、 $j$  が最大値  $j_{max}$  を超えるか否かを判定する（ステップ S164）。 $j$  が最大値  $j_{max}$  を超えない場合には、 $j$  をインクリメントして（ステップ S165）、ステップ S153 に戻り、 $j$  が最大値  $j_{max}$  である場合には、音響線信号  $DS(i, j)$  ( $i = 0, j = 1 \sim j_{max}$ ) が算出されており、図 7 のステップ S180 に戻る。

#### 【0069】

次に、ステップ S180 では、走査位置番号  $m$  が最大値  $m_{max}$  であるか否かを判定する。 $m$  が最大値  $m_{max}$  を超えない場合には、 $m$  をインクリメントして（ステップ S181）、ステップ S122 に戻り、 $m$  が最大値  $m_{max}$  である場合にはステップ S182 に進む。

#### 【0070】

次に、ステップ S182 では、回転回数番号  $n$  が最大値  $n_{max}$  であるか否かを判定し、 $n$  が最大値  $n_{max}$  を超えない場合には、 $n$  をインクリメントして（ステップ S6183）、ステップ S121 に戻り、 $n$  が最大値  $n_{max}$  である場合には、測定終了であるか否かを判定する（ステップ S190）。測定終了でない場合には初回走査識別子  $I_n$  を 1 に変更して（ステップ S191）ステップ S120 に戻り、測定終了である場合には処理を終了する。

#### 【0071】

< 効果 >

超音波診断装置 10 による効果について説明する。

#### 【0072】

図 10(a) は、超音波診断装置 10 における、送信部 101 及び受信部 102 における超音波ビームの送受信動作のシーケンスを説明するための図である。図 10(b) は、受信信号保持部 103 及び合成部 104 における受信信号の列の合成動作のシーケンスを説明するための図である。図 10(a)(b) において、横方向は 1 回転中の走査位置を示す走査位置番号  $m$ 、走査位置番号  $m$  による区分の中で細分割された走査位置を示す走査位置分割配列  $p[n]$  に対応する。縦方向は連続する回転における回転回数番号  $n$  に対応

10

20

30

40

50

する。 $m$  ,  $n$  はともに時系列に増加する。

【 0 0 7 3 】

また、図 1 0 ( a ) では、走査位置番号  $m$ 、走査位置分割配列  $p [ n ]$ 、回転回数番号  $n$  における送受信では、図中のマーキングの箇所がそれぞれの送受信に係るビーム位置  $P$  となる。各ビーム位置において初回 ( 初回走査識別子  $I n = 0$  ) の送受信に係るビーム位置  $P$  は白、2 回目 ( 初回走査識別子  $I n = 1$  ) の送受信に係るビーム位置  $P$  は黒でマーキングされている。

【 0 0 7 4 】

図 1 0 ( a ) に示すように、回転回数  $n = 2$  の送受信に係るビーム位置  $P$  ( 三角印 ) は、回転回数  $n = 1$  の送受信に係るビーム位置  $P$  ( 丸印 ) に対し、走査方向のほぼ中間に位置する。また、回転回数  $n = 4$  の送受信に係るビーム位置  $P$  ( 星印 ) は、回転回数  $n = 3$  の送受信に係るビーム位置  $P$  ( 四角印 ) に対し、走査方向のほぼ中間に位置する。また、回転回数  $n = 3$  の送受信に係るビーム位置  $P$  ( 四角印 ) は、回転回数  $n = 1$  の送受信に係るビーム位置  $P$  ( 丸印 ) と回転回数  $n = 2$  の送受信に係るビーム位置  $P$  ( 三角印 ) との、走査方向のほぼ中間に位置する。

【 0 0 7 5 】

そのため、連続する  $n$  (  $n = 4$  ) 回の回転を通して得られるビーム位置  $P$  の走査方向における間隔は、1 回の回転から得られるビーム位置  $P$  の走査方向の間隔に対して、 $1 / n$  (  $1 / 4$  ) に減少し、走査方向において高密度に超音波ビームを照射できる。

【 0 0 7 6 】

次に、図 1 0 ( b ) について、図 1 0 ( a ) における走査位置番号  $m$ 、走査位置分割配列  $p [ n ]$ 、回転回数番号  $n$  における送受信により得られた受信信号の列  $S$  (  $P ( m , p [ n ] )$  ) は、それぞれ、図 1 0 ( b ) における、受信信号保持部 1 0 3 の走査方向アドレスを識別するインデックス  $X$  (  $P ( m , p [ n ] )$  ) に対応する走査方向アドレスに生成された順に保存される。そして、同じ、走査位置番号  $m$ 、回転回数番号  $n$  における送受信に係る送受信から新たな受信信号の列  $S$  (  $P ( m , p [ n ] )$  ) が生成されるまでの間、受信信号保持部 1 0 3 における当該走査方向アドレスに保持される。図中のマーキングの箇所がそれぞれの送受信から得られた受信信号の列  $S$  (  $P ( m , p [ n ] )$  ) は保存される走査方向アドレスを示している。ここでも、各アドレスにおいて初回 ( 初回走査識別子  $I n = 0$  ) の送受信に係る受信信号の保存は白、2 回目 ( 初回走査識別子  $I n = 1$  ) の送受信に係る受信信号の保存は黒でマーキングされている。

【 0 0 7 7 】

また、2 回目 ( 初回走査識別子  $I n = 1$  ) の送受信に係る受信信号のうち、太枠で囲まれた受信信号が生成された後の合成開口処理に着目すると、合成の対象となる受信信号の列は回転回数  $n$  それぞれにおいてハッチングが施された走査方向アドレスに保存されている 1 3 列の受信信号の列となる。太枠で囲まれたビーム位置  $P$  ( 図 1 0 ( a ) ) に対して照射されたすべての送受信に係る超音波に基づく受信信号の列が合成の対象となるからである。なお、合成において、白と黒のマーキングがあるアドレスでは白 ( 初回 ) の送受信に係る受信信号が合成の対象となる。太枠で囲まれた箇所以外の受信信号に対する合成開口処理の場合も同様である。

【 0 0 7 8 】

その結果、連続する  $n$  (  $n = 4$  ) 回の回転を通して得られる受信信号の列に基づいて合成開口処理を行うことができるので、合成の対象となる受信信号の列の列数を、1 回の回転から得られる受信信号の列に基づいて合成開口処理を行う場合に比べて  $n$  (  $n = 4$  ) 倍に増加することができ、生成された音響線信号の走査方向における空間分解能を高めることができる。

【 0 0 7 9 】

以上のとおり、機械走査式超音波診断装置において、低速回転化に伴うロータの回転ムラに起因する位置精度の低下を抑制しつつ、高解像度化を図ることができる。

【 0 0 8 0 】

10

20

30

40

50

## &lt; 小 括 &gt;

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 10 は、振動子 111 に送信パルスを供給して振動子から超音波ビームを送信させる送信部 101 と、超音波ビームの送信に基づき振動子が受波した反射波に基づいて受信信号の列を生成する受信部 102 と、受信信号の列と当該受信信号の列に対応する回転角とを、対応させて記憶する受信信号保持部 103 と、受信信号の列を送信に係る回転角を基準に合成して音響線信号のフレームデータを生成する合成部 104 とを備え、送信部 101 は、 $n$  を 2 以上の自然数としたとき、連続する  $n$  回の回転それぞれにおいて、回転毎に回転角を異ならせて超音波の送受信を行うことにより、連続する  $n$  回の回転において  $n$  の異なる回転角にて超音波の送受信を行い、合成部 104 は、異なる回転に対応して得られた複数の受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成することを特徴とする。

10

## 【0081】

係る構成により、機械走査式超音波診断装置において、連続する複数回の回転を通して得られる受信信号の列に基づいて合成開口処理を行うことができるので、合成の対象となる受信信号の列の列数を増加することができ、生成された音響線信号の走査方向における空間分解能を高めることができる。その結果、ロータの回転ムラに起因する位置精度の低下を抑制しつつ、音響線信号の空間分解能を高めて高解像度化を図ることができる。

## 【0082】

## 実施の形態 2

実施の形態 1 に係る超音波診断装置 10 は、送信部は、 $n$  を 2 以上の自然数としたとき、連続する  $n$  回の回転それぞれにおいて、回転毎に回転角を異ならせて超音波の送受信を行うことにより、連続する  $n$  回の回転において少なくとも  $n$  の異なる回転角にて超音波の送受信を行い、合成部は連続する  $n$  回の回転における  $n$  の異なる回転角に対応する受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成する構成とした。しかしながら、合成部は、異なる回転に対応して得られた複数の前記受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成する構成であればよく、合成の対象となる受信信号の列の列数は上記に限定されるものではなく、条件に応じて任意に設定してもよい。

20

## 【0083】

実施の形態 2 に係る超音波診断装置 10 A では、被検体の動き量を算出する動き検出部を備え、動き検出部が、被検体の動きを検出したとき、合成部は、 $n_0$  を 2 以上の自然数としたとき、連続する  $n$  回の回転における  $n$  の異なる回転角のうち、 $n$  よりも小さく異なる回転角  $n_0$  に対応する受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成する構成とした点で実施の形態 1 と相違する。

30

## 【0084】

この方法によれば、被検体の動きを検出されたときに、合成の対象となる受信信号の列の取得に要する回転回数を減少して、合成の対象となる受信信号の間の画像のブレの大きさを低減することができる。その結果、被検体の動きの影響、すなわち、合成された画像におけるボケを抑制することができる。

## 【0085】

## &lt; 概要 &gt;

40

以下、実施の形態 2 に係る超音波診断装置 10 A について、図面を参照しながら説明する。図 11 は、超音波診断装置 10 A を含む超音波診断システム 1000 A の機能ブロック図である。超音波診断装置 10 A 及び超音波信号処理装置 100 A は、ビームフォーマ部 150 A に動き検出部 107 A と合成部 104 A とを備えた点で、実施の形態に係る超音波診断装置 10 と相違し、他の構成については図 1、2 に示した超音波診断装置 10 と同じ構成を採る。以下、超音波診断装置 10 A の動き検出部 107 A の構成、合成部 104 A における処理動作の相違点について概説し、他の構成要素については超音波診断装置 10 と同じ番号を付し説明を省略する。

## 【0086】

動き検出部 107 A は、受信信号に基づいて被検体の動き量を算出する回路である。動

50

き検出部 107A は、異なる回転回数  $n$  であって、同一の回転角における超音波の送受信に基づく受信信号の列に基づき、両者の類似度を算出することにより被検体の動き量を算出する。動き量の算出方法については後述する。

#### 【0087】

合成部 104A は、動き検出部 107A が、被検体の動きを検出したとき、合成の対象となる受信信号の列の取得に要された回転回数を減少して、受信信号の列の合成処理を行い音響線信号のフレームデータを生成する回路である。具体的には、送信部 101 が、連続する  $n$  回の回転それぞれにおいて、 $n$  の異なる回転角に対応する超音波の送受信のそれぞれを、 $n$  を 2 以上の自然数としたとき、 $m$  の異なる回転角において行う構成において、合成部 104A は、被検体の動きを検出したとき、連続する  $n \times m$  回の回転における  $n$  の異なる回転角のうち、 $n_0$  を 2 以上の自然数としたとき、 $n$  よりも小さく異なる回転角  $n_0 \times m$  の回転角に対応する受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成する。被検体の動きを検出したとき、合成開口処理の対象となる受信信号の列の取得に要された送受信に係る回転回数の選択方法の詳細については、後述する。

#### 【0088】

##### < 動作 >

以下、実施の形態 2 に係る超音波診断装置の動作について図面を用いて説明する。図 12 は、実施の形態 2 に係る超音波診断装置 10A における送受信に係るビームフォーミング処理を示すフローチャートである。超音波診断装置 10A におけるビームフォーミング処理は、動き検出 (S130A) と合成開口処理 (S150A) を有する点で、超音波診断装置 10 におけるビームフォーミング処理と相違し、他のステップについては図 7 に示したフローチャートと同じである。以下、超音波診断装置 10A のビームフォーミング処理における、動き検出 (S130A) と合成開口処理 (S150A) のステップについて概説する。図 7 と同じ動作については同じステップ番号を付し、説明を簡略にする。

#### 【0089】

##### [動き検出]

まず、動き検出ステップ (ステップ S130A) の前段の処理として、ステップ S122 では、制御部 106 は、エンコーダ 112 が走査位置  $P(m, p[n])$  に対応する信号を出力するタイミングを検出し、送信部 101 はプローブ 110 に存する振動子 111 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と、受信部 102 はプローブ 110 での反射波の受信を行う (ステップ S123)。そして、受信から得られた電気信号に基づき受信信号の列  $S(P(m, p[n]))$  を生成する (ステップ S124)。

#### 【0090】

次に、動き検出ステップ (ステップ S130A) では、動き検出部 107A は、受信信号の列  $S(P(m, p[n]))$  に基づいて被検体の動き量を算出する。より、具体的には、動き検出部 107A は、現在の走査位置番号  $m$  と回転回数番号  $n$  について算出された受信信号の列  $S(P(m, p[n]))$  と、同一の回転角 (走査位置番号  $m$  と回転回数番号  $n$  が同じ) にて行われた直前の超音波の送受信に基づく受信信号の列とを比較し、両者の類似度を算出することにより被検体の動き量を算出する。

#### 【0091】

図 13 は、図 12 における動き検出処理 (ステップ S130A) の詳細を示すフローチャートである。

#### 【0092】

まず、ステップ S131 では、初回走査であるか否かを判定する。初回走査識別子  $I_n$  が 1 (2 回目以降の走査) である場合には、動き検出処理を行うためにステップ S132 に進む。他方、初回走査識別子  $I_n$  が 0 (初回走査) である場合には、比較の対象となる、現ループと同一の回転角にて行われた直前の超音波の送受信に基づく受信信号の列が受信信号保持部 103 に保存されていないために動き検出を行わず、動き指数を 0 (動きなし) とし (ステップ S136)、図 7 のステップ S180 に進む。



## 【 0 0 9 3 】

次に、ステップ S 1 3 2 では、現在の走査位置番号 m と回転回数番号 n が、それぞれ所定の値であるか否かを判定する。動き検出は、複数の回転回数毎に、任意の走査位置で行うことで十分であるからである。本例では、一例として、m = 1 かつ n = 1 である場合に動き検出を行う条件としているが、動き検出を行う回転回数及び走査位置は上記に限定されないことは言うまでもない。ステップ S 1 3 2 での判定が N o である場合には、動き検出を行わず、図 7 のステップ S 1 4 0 に進み、判定が Y E S である場合には、動き検出処理を行うためにステップ S 1 3 3 に進む。

## 【 0 0 9 4 】

次に、ステップ S 1 3 3 では、現在のループにおけるステップ S 1 2 4 おいて算出された受信信号の列  $S_2(P(1, p[1]))$  と、同一の回転角にて行われた直前の超音波の送受信に基づく受信信号の列  $S_1(P(1, p[1]))$  との相互相関値  $C(\tau = 0)$  を次式により算出する。算出された相互相関値  $C(\tau = 0)$  の値が動き量となる。

## 【 0 0 9 5 】

## 【 数 1 】

$$C(\tau) = \frac{1}{(N+1)} \sum_{t=0}^N S_1(t) S_2(t+\tau)$$

10

20

次に、ステップ S 1 3 3 では、相互相関値  $C(\tau = 0)$  がある基準値未満であるか否かを判定する。基準値とは、動きの有無を判定するための相互相関値  $C(\tau = 0)$  の閾値である。予め、同一又は類似の被検体に対する同一の対象に対する複数の受信信号の列から、動きなしに相当する相互相関値  $C(\tau)$  の最大値を算出して求めることができる。ステップ S 1 3 3 の判定では、相互相関値  $C(\tau = 0)$  が動きなしに相当する基準値未満である場合に動きありと判定し、動き指数 M O を 1 (動きあり) とし (ステップ S 1 3 5)、図 7 のステップ S 1 4 0 に進む。

## 【 0 0 9 6 】

ステップ S 1 3 3 の判定において、相互相関値  $C(\tau = 0)$  が基準値以上である場合には動きなしと判定し、動き指数 M O を 0 (動きなし) とし (ステップ S 1 3 6)、図 7 のステップ S 1 4 0 に進む。

30

## 【 0 0 9 7 】

動き検出処理 (ステップ S 1 3 0 A) が終了すると、次に、ステップ S 1 4 0 において、ステップ S 1 2 4 で得られた受信信号の列  $S(P(m, p[n]))$  を受信信号保持部 1 0 3 に出力し、受信信号保持部 1 0 3 の走査方向アドレス (走査方向アドレスを識別するインデックスが  $X(P(m, p[n]))$  に対応するアドレス) に受信信号の列  $S(P(m, p[n]))$  を書き込む。

## 【 0 0 9 8 】

## [ 合成開口処理 ]

40

次に、ステップ S 1 5 0 A において、合成部 1 0 4 A は、受信信号保持部 1 0 3 に保持された、異なる送信に係る超音波ビームに基づき得られた受信信号を送信に係る回転角に基づく伝播時間の違いを補償して加算する合成開口処理を行うことにより音響線信号のフレームデータを生成する。以下、ステップ S 1 5 0 A における処理動作の詳細について説明する。図 1 4 は、図 1 2 における動き検出処理 (ステップ S 1 5 0 A) の詳細を示すフローチャートである。超音波診断装置 1 0 B における合成開口処理 (S 1 5 0 A) は、動き検出結果の判定 (S 1 5 4 A)、動きありの場合の処理 (S 1 5 5 A、S 1 5 6 A) を有する点で、超音波診断装置 1 0 における合成開口処理 (S 1 5 0) と相違し、他のステップについては図 9 に示したフローチャートと同じである。以下、超音波診断装置 1 0 A のビームフォーミング処理における、S 1 5 4 A、S 1 5 5 A、S 1 5 6 A のステップ

50

について概説する。図 7 と同じ動作については同じステップ番号を付し、説明を簡略にする。

#### 【 0 0 9 9 】

先ず、超音波診断装置 1 0 と同じステップ S 1 5 1 から S 1 5 4 の処理を行う。

#### 【 0 1 0 0 】

次に、ステップ S 1 5 4 A において、動き検出処理（ステップ S 1 3 0）の結果を判定する。ステップ S 1 5 4 A の判定において、動き指数 M O が 0（動きなし）の場合には、ステップ S 1 5 7 に進み、超音波診断装置 1 0 と同じ合成開口処理（S 1 5 7 から S 1 6 4）を行う。

#### 【 0 1 0 1 】

他方、ステップ S 1 5 4 A の判定において、動き指数 M O が 1（動きあり）の場合には、ステップ S 1 5 5 A に進み、現ループにおける k に対応する対応する走査方向アドレス中に保持されている受信信号の列 S（k）は、ロータ 1 1 3 の現在の回転から（現在の回転を含めて）n 0 回転前の回転における送受信から生成された信号であるか否かを判定する。ここで、n 0 は、2 以上の自然数であって、異なる回転角にて超音波の送受信が行われる連続する回転の回数 n よりも小さい回転の回数である。また、受信信号の列 S（k）は、現ループにて合成の対象となる受信信号の列である。本例では、一例として、n 0 = 2 としている。また、k は、上述のとおり、受信信号の列を識別するインデックスであり、受信信号の列 S（k）は、受信信号保持部 1 0 3 の k に対応する走査方向アドレス中に保持されている信号である。

#### 【 0 1 0 2 】

ステップ S 1 5 4 A の判定において、合成の対象となる受信信号の列が、ロータ 1 1 3 の現在の回転から（現在の回転を含めて）2 回転前の回転における送受信から生成された信号である場合（Y e s の場合）には、ステップ S 1 5 7 に進み、超音波診断装置 1 0 と同じ合成開口処理（S 1 5 7 から S 1 6 4）を行い、図 1 2 のステップ S 1 8 0 に戻る。

#### 【 0 1 0 3 】

ステップ S 1 5 4 A の判定において、合成の対象となる受信信号の列が、現在の回転から（現在の回転を含めて）2 回転前の送受信から生成された信号でない場合（N o の場合）には、ステップ S 1 5 6 A に進み、深さ j における受信信号 S（k、j）を 0 に変更して、加算処理以降の処理（S 1 6 0 から S 1 6 4）を行い、図 1 2 のステップ S 1 8 0 に戻る。

#### 【 0 1 0 4 】

< 効 果 >

超音波診断装置 1 0 A による効果について説明する。

#### 【 0 1 0 5 】

図 1 5（a）、図 1 6（a）は、超音波診断装置 1 0 における、送信部 1 0 1 及び受信部 1 0 2 における超音波ビームの送受信動作のシーケンスを説明するための図である。図 1 5（b）、図 1 6（b）は、動きありと判定されたときの、受信信号保持部 1 0 3 及び合成部 1 0 4 における受信信号の列の合成動作のシーケンスを説明するための図である。同図において、走査位置番号 m、走査位置分割配列 p[n] 回数番号 n、図中の白及び黒のマーキングの表記方法は、図 1 0（a）（b）と同じである。

#### 【 0 1 0 6 】

図 1 5（a）、図 1 6（a）に示すように、走査位置番号 m、走査位置分割配列 p[n]、回転回数番号 n における送受信では、図中のマーキングの箇所がそれぞれの送受信に係るビーム位置 P となる。このとき、図 1 5（a）では、走査位置分割配列 p[n] は、図 8（a）と同じ p[n]（n = 1 ~ 4）=（0, 1/2, 1/4, 3/4）であるため、それぞれの送受信によるビーム位置 P は超音波診断装置 1 0 と同じ態様となる。これに対し、図 1 6（a）では、走査位置分割配列 p[n] は、p[n]（n = 1 ~ 4）=（0, 1/4, 1/2, 3/4）であるため、それぞれの送受信によるビーム位置 P は時系列に走査間隔 P T ずつ昇順にシフトする態様となる。

## 【 0 1 0 7 】

また、図 1 5 ( a )、図 1 6 ( a )には、動き量の算出の対象となる受信信号の列が依拠する回転回数と、比較基準となる受信信号の列が依拠する回転回数と図中に記載している。超音波診断装置 1 0 Aでは、2 回目の走査（初回走査識別子  $I_n = 1$ ）に係る送受信に係るビーム位置  $P$ は、走査位置番号  $m$ が同じ 1 回目の走査（初回走査識別子  $I_n = 0$ ）に係る送受信に係るビーム位置  $P$ と同じである。そのため、2 回目の走査の送受信から得られた受信信号の列は、走査位置番号  $m$ が同じ 1 回目の走査の送受信から得られた受信信号の列を比較基準として動き量の算出が行われる。本例では、2 回目の走査における送信回数  $n$ が 1、走査位置番号  $m$ が 1 における送受信に基づく受信信号の列の生成後に、動き量の算出が行われる。

10

## 【 0 1 0 8 】

図 1 5 ( a )、図 1 6 ( a )において、走査位置番号  $m$ 、走査位置分割配列  $p[n]$  回数番号  $n$  による送受信から得られた受信信号の列  $S(P(m, p[n]))$  それぞれは、図 1 5 ( b )、図 1 6 ( b )のマーキングがされた箇所の走査方向アドレスに保存される。このとき、2 回目（初回走査識別子  $I_n = 1$ ）の送受信に係る受信信号のうち、太枠で囲まれた受信信号が生成された後の合成開口処理に着目する。その際、太枠で囲まれた受信信号に関する処理では、合成の対象となる受信信号の列は回転回数  $n$  それぞれにおいてハッチングが施された走査方向アドレスに保存されている 7 列の受信信号の列となる。太枠で囲まれた箇所以外の受信信号に対する合成開口処理の場合も同様である。

## 【 0 1 0 9 】

20

合成の対象となる受信信号の列が実施の形態 1 よりも少ない理由は、超音波診断装置 1 0 Aでは、太枠で囲まれたビーム位置  $P$ （図 1 5 ( a )、図 1 6 ( a )）に対して照射されたすべての送受信に係る超音波に基づく受信信号の列を対象とせず、ロータ 1 1 3 の現在の回転の  $n_0$ （ $n_0 = 2$ ）回転前の回転における送受信から生成された信号が合成の対象となるからである。なお、合成において、白と黒のマーキングがあるアドレスでは白（初回）の送受信に係る受信信号が合成の対象となる。

## 【 0 1 1 0 】

以上のとおり、連続する  $n_0$ （ $n = 2$ ）回の回転を通して得られる受信信号の列に基づいて合成開口処理を行うことができるので、合成の対象となる受信信号の列の列数を、1 回の回転から得られる受信信号の列に基づいて合成開口処理を行う場合に比べて  $n_0$ （ $n_0 = 2$ ）倍に増加することができ、生成された音響線信号の走査方向における空間分解能を高めることができる。さらに、合成開口処理において、被検体の動きの影響、すなわち、合成された画像におけるボケを抑制することができる。

30

## 【 0 1 1 1 】

< 小 括 >

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 1 0 Aは、被検体の動き量を算出する動き検出部 1 0 7 Aを備え、動き検出部 1 0 7 Aが、被検体の動きを検出したとき、合成部 1 0 4 Aは、 $n_0$ を 2 以上の自然数としたとき、連続する  $n$  回の回転における  $n$  の異なる回転角のうち、 $n$  よりも小さく異なる回転角  $n_0$  に対応する受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成する構成を採る。

40

## 【 0 1 1 2 】

係る構成により、機械走査式超音波診断装置において、低速回転化に伴うロータ 1 1 3 の回転ムラに起因する位置精度の低下を抑制しつつ、高解像度化を図るとともに、合成開口処理において、被検体の動きの影響、すなわち、合成された画像におけるボケを抑制することができる。

## 【 0 1 1 3 】

変形例 1

実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 0 では、振動子の回転角を検出する回転角検出部の出力に基づき、送信部が振動子に送信パルスを供給する構成としている。しかしながら、さらに回転角検出部の出力に基づき、 $n \times m$  の回転角に対応する補間信号を算出して出

50

力する回転角補間部を備え、回転角補間部の出力に基づき、送信部が振動子に送信パルス  
を供給する構成としてもよい。

【0114】

図17は、変形例に係る超音波診断装置10Bの構成を示す機能ブロック図である。変  
形例に係る超音波診断装置10Bでは、回転角検出部の出力を補間する回転角補間部10  
1Bを備えた構成を採る。通常のエンコーダー112の分解能は $1.8^\circ$ 程度であり、回  
転角補間部101Bを用いることにより、安価に $1/20 \sim 1/10$ 程度に分解能を向上  
できる。

【0115】

係る構成により、連続するn回の回転を通して得られるビーム位置Pの走査方向にお  
ける間隔を高精度に制御することができ、1回の回転から得られるビーム位置Pの走査方向  
の間隔に対して $1/n$ に減少し、走査方向において高密度かつ高精度に超音波ビームを照  
射できる。

【0116】

また、変形例に係る超音波診断装置10Bでは、合成部104Aにおける合成開口処理  
の際に合成の対象となる受信信号の列の列数の増減による合成後の信号における絶対値の  
変動を、受信信号の列に重み係数を乗算することにより補正する重み付け演算部108B  
を備えた構成としてもよい。

【0117】

図18は、超音波診断装置10Bの合成開口処理における重み付け演算の動作を説明す  
るための図である。図18に示すように、動き量が大きく相関値が小さい場合に、合成の  
対象となる受信信号の列数の減少に伴い、受信信号の列に乗算される重み付け係数を減少  
してもよい。また、合成の対象となる受信信号のうち、過去に取得された受信信号ほど受  
信信号の列に乗算される重み付け係数を減少する構成としてもよい。

【0118】

係る構成により、動き量の変動に伴う合成後の音響線信号における絶対値の変動を抑制  
することができる。

【0119】

その他の変形例

本開示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。

【0120】

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。

【0121】

また、上記超音波診断装置の全部、もしくは一部、またビームフォーミング部の全部又  
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RA  
M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。

【0122】

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（La  
rge Scale Integration（大規模集積回路））から構成されているとしてもよい。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

10

20

30

40

50

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。

【０１２３】

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。

【０１２４】

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。

【０１２５】

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。

【０１２６】

また、上記実施形態に係る超音波診断装置の各構成要素は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）やＧＰＵ（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。後者の構成は、いわゆるＧＰＧＰＵ（General-Purpose computing on Graphics Processing Unit）である。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にするともできる。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にするともできる。

【０１２７】

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。

【０１２８】

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。

【０１２９】

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に（並列）に実行されてもよい。

【０１３０】

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。

【０１３１】

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信電気信号に変換し、プローブ内で受信電気信号に基づき受信信号を生成する構成を採ることができる。

【0132】

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。

【0133】

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。

【0134】

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、機械走査式超音波プローブを備えた超音波診断装置であって、回転軸の回りを回転をしながら、回転の半径方向に沿って放射状に超音波を送受信する振動子と、前記振動子の回転角を検出する回転角検出部と、前記回転角検出部の出力に基づき、前記振動子の回転の回数及び前記振動子の回転角がそれぞれ所定の値であるときに前記振動子に送信パルスを供給して、前記振動子から超音波ビームを送信させる送信部と、超音波ビームの送信に基づき振動子が受波した反射波に基づいて受信信号の列を生成する受信部と、前記受信信号の列と当該受信信号の列に対応する回転角とを、対応させて記憶する受信信号保持部と、前記受信信号保持部に保持された前記受信信号の列を送信に係る回転角を基準に合成して音響線信号のフレームデータを生成する合成部とを備え、前記送信部は、 $n$ を2以上の自然数としたとき、連続する $n$ 回の回転それぞれにおいて、回転毎に回転角を異ならせて超音波の送受信を行うことにより、連続する $n$ 回の回転において少なくとも $n$ の異なる回転角にて超音波の送信を行う処理を繰り返し、前記合成部は、異なる回転に対応して得られた複数の前記受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成することの特徴とする。

【0135】

係る構成により、機械走査式超音波診断装置において、ロータの回転ムラに起因する位置精度の低下を抑制しつつ、音響線信号の空間分解能を高めて高解像度化を図ることができる。ことができる。

【0136】

また、別の態様では、上記何れかの態様において、前記送信部は、前記 $n$ の異なる回転角に対応する超音波の送受信は、連続する $n$ 回の回転それぞれにおいて1回以上行う構成としてもよい。

【0137】

係る構成により、連続する $n$ 回の回転を通して得られるビーム位置 $P$ の走査方向における間隔は、1回の回転から得られるビーム位置 $P$ の走査方向の間隔に対して、 $1/n$ に減少し、走査方向において高密度に超音波ビームを照射することができる。

【0138】

また、別の態様では、上記何れかの態様において、前記合成部は、連続する $n$ 回の回転における前記 $n$ の異なる回転角に対応する前記受信信号の列を合成して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。

【0139】

係る構成により、連続する $n$ 回の回転を通して得られる受信信号の列に基づいて合成開口処理を行うことができるので、合成の対象となる受信信号の列の列数を、1回の回転から得られる受信信号の列に基づいて合成開口処理を行う場合に比べて $n$ 倍に増加することができ、生成された音響線信号の走査方向における空間分解能を高めることができる。

【0140】

10

20

30

40

50

また、別の態様では、上記何れかの態様において、前記送信部は、 $m$ を2以上の自然数としたとき、連続する $n$ 回の回転それぞれにおいて、前記 $n$ の異なる回転角に対応する超音波の送受信のそれぞれを、 $m$ の異なる回転角において行い、前記合成部は、連続する $n$ 回の回転それぞれにおいて得られた $n \times m$ の回転角に対応する前記受信信号の列を合成して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。

【0141】

係る構成により、 $n \times m$ の回転角に対応する前記受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成し、音響線信号の走査方向における空間分解能を高めることができる。

【0142】

また、別の態様では、上記何れかの態様において、さらに、被検体の動き量を算出する動き検出部を備え、前記動き検出部が、被検体の動きを検出したとき、前記合成部は、 $n_0$ を2以上の自然数としたとき、連続する $n$ 回の回転における前記 $n$ の異なる回転角のうち、 $n$ よりも小さく異なる回転角 $n_0$ に対応する前記受信信号の列を合成して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。

【0143】

係る構成により、連続する $n_0$ 回の回転を通して得られる受信信号の列に基づいて合成開口処理を行うことができるので、合成の対象となる受信信号の列の列数を、1回の回転から得られる受信信号の列に基づいて合成開口処理を行う場合に比べて $n_0$ 倍に増加することができ、生成された音響線信号の走査方向における空間分解能を高めることができる。さらに、合成開口処理において、被検体の動きの影響、すなわち、合成された画像におけるボケを抑制することができる。

【0144】

また、別の態様では、上記何れかの態様において、前記送信部は、 $m$ を2以上の自然数としたとき、連続する $n$ 回の回転それぞれにおいて、前記 $n$ の異なる回転角に対応する超音波の送受信のそれぞれを、 $m$ の異なる回転角において行い、前記合成部は、連続する $n$ 回の回転それぞれにおいて得られた $n_0 \times m$ の回転角に対応する前記受信信号の列を合成して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。

【0145】

係る構成により、 $n \times m$ の回転角に対応する前記受信信号の列を合成して音響線信号のフレームデータを生成し、音響線信号の走査方向における空間分解能を高めるとともに、合成開口処理において、被検体の動きの影響を抑制することができる。

【0146】

また、別の態様では、上記何れかの態様において、前記動き検出部は、異なる回転回数及び同一の回転角における超音波の送受信に基づく前記受信信号の列に基づき、被検体の動き量を算出する構成としてもよい。

【0147】

係る構成により、被検体における同一の対象から得られた受信信号に基づき被検体の動き量を算出ことができ、動き量算出の誤差を低減することができる。

【0148】

また、別の態様では、上記何れかの態様において、連続する $n$ 回の回転において $n$ の異なる回転角に対応する超音波ビームの走査位置は、 $n$ が偶数であるとき円周方向に均等に分布している構成としてもよい。

【0149】

係る構成により、 $n$ が偶数であるとき直前の回転における走査位置に対し、ほぼ等価な送信間隔において並んだ走査位置に超音波ビームを照射できる。

【0150】

また、別の態様では、上記何れかの態様において、前記合成部は、合成の対象となる前記受信信号の列それぞれについて、被検体の解析対象範囲に対応する対象領域中の複数の観測点に対して、前記観測点から前記振動子への反射波到達の遅延時間を各々算出し、前

10

20

30

40

50

記振動子に対する前記遅延時間を用いて音響線信号を生成する構成としてもよい。

【0151】

係る構成により、送受信毎の観測点と振動子との距離の違いを補償した整相加算処理に基づく合成開口処理を行うことができる。

【0152】

また、別の態様では、上記何れかの態様において、さらに、前記回転角検出部の出力に基づき、 $n \times m$ の回転角に対応する補間信号を算出して出力する回転角補間部を備え、前記回転角補間部の出力に基づき、前記送信部が前記振動子に送信パルスを供給する構成としてもよい。

【0153】

係る構成により、安価な構成を用いて、連続する $n$ 回の回転を通して得られるビーム位置 $P$ の走査方向における間隔を高精度に制御することができ、1回の回転から得られるビーム位置 $P$ の走査方向の間隔に対して $1/n$ に減少し、走査方向において高密度かつ高精度に超音波ビームを照射できる。

【0154】

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。

【0155】

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。

【0156】

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、上記に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】

【0157】

本開示にかかる超音波信号処理装置、超音波診断装置、超音波信号処理方法、及びコンピュータ読み取り可能な非一時的な記録媒体は、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、単数の素子を用いた機械走査型のセンサ等の用途にも応用できる。

【符号の説明】

【0158】

- 10 超音波診断装置
- 100 超音波信号処理装置
- 110 プローブ
- 111 超音波振動子
- 112 エンコーダ
- 101 送信部
- 102 受信部
- 103 受信信号保持部
- 104 合成部
- 105 超音波画像生成部
- 106 制御部
- 120 表示部

10

20

30

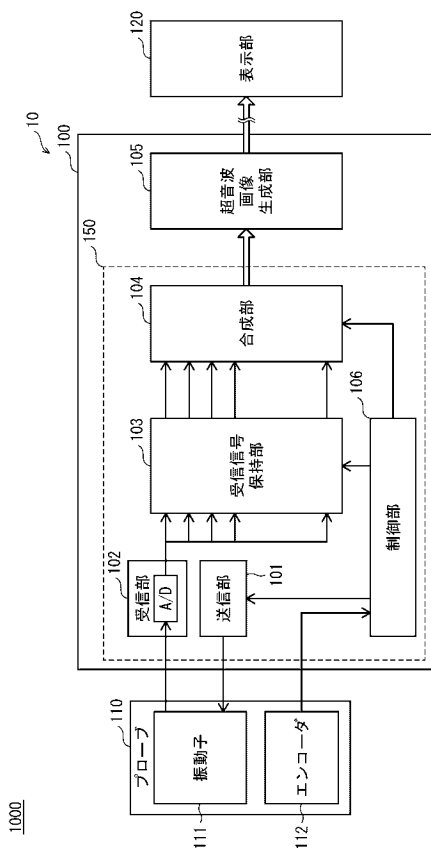
40

50

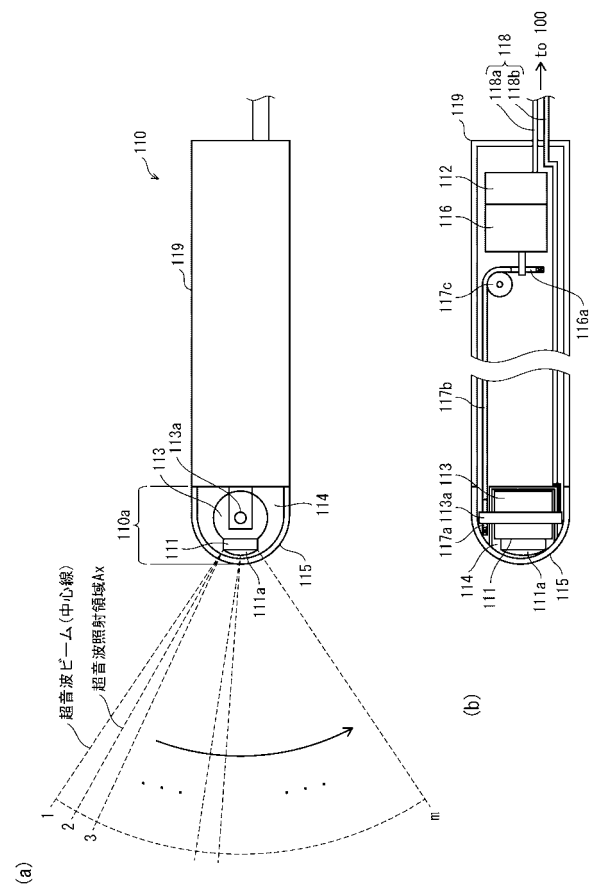


1 0 0 0 超音波診断システム

【図 1】

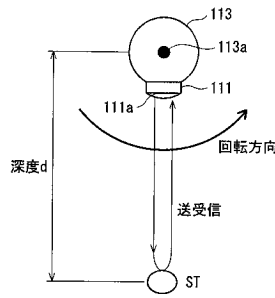


【図 2】

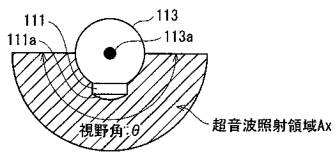


【図 3】

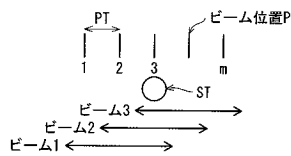
(a)



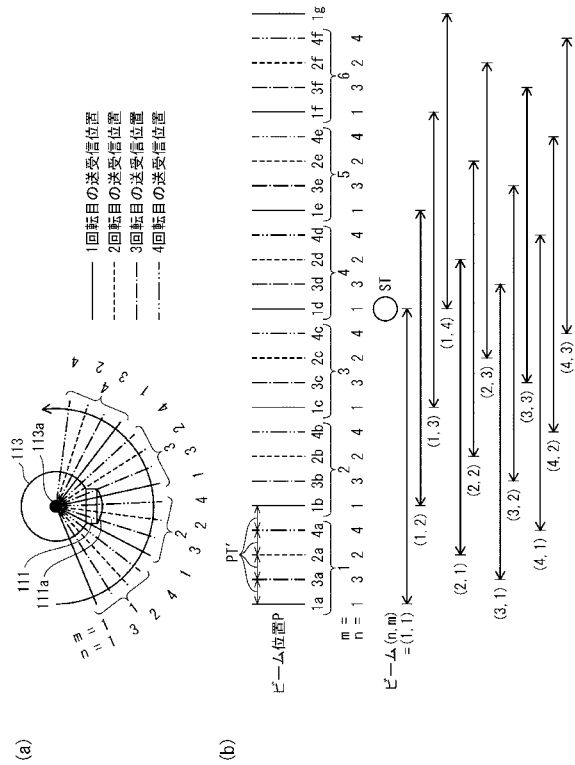
(b)



(c)

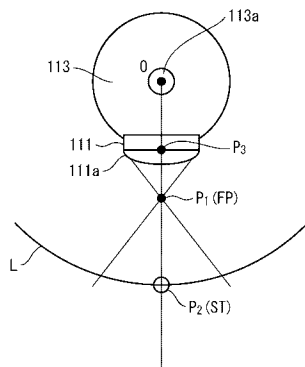


【図 4】

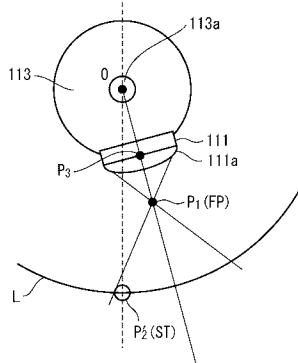


【図 5】

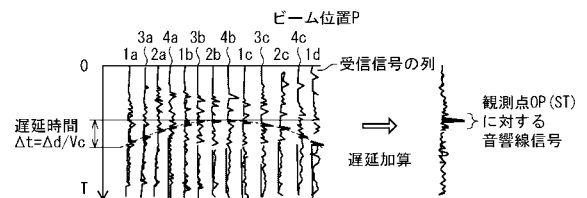
(a)



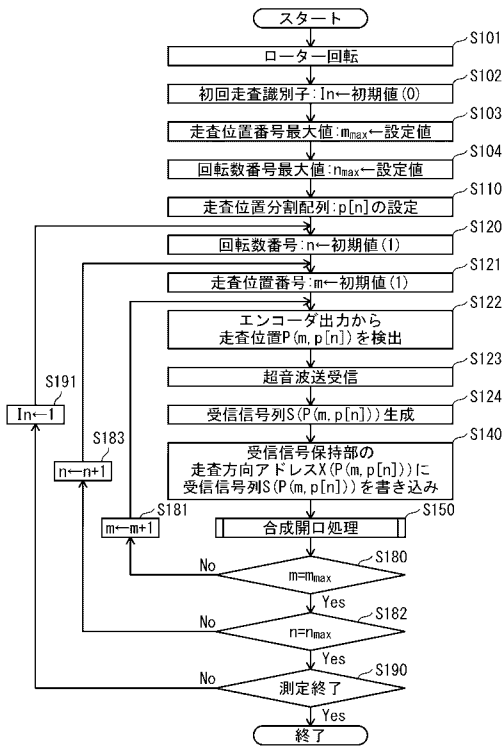
(b)



【図 6】



【図 7】



【図 8】

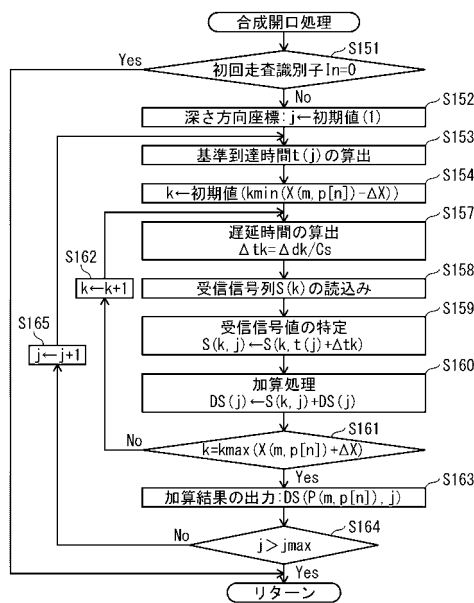
(a)

$$p[n] \ (n=1 \sim 4) = (P[1], P[2], P[3], P[4]) = (0, 1/2, 1/4, 3/4)$$

(b)

		P(m, p[n])			
n	m	1	2	3	4
		1.0	2.0	3.0	4.0
1	2	$1 + \frac{1}{2}$	$2 + \frac{1}{2}$	$3 + \frac{1}{2}$	$4 + \frac{1}{2}$
2	3	$1 + \frac{1}{4}$	$2 + \frac{1}{4}$	$3 + \frac{1}{4}$	$4 + \frac{1}{4}$
3	4	$1 + \frac{3}{4}$	$2 + \frac{3}{4}$	$3 + \frac{3}{4}$	$4 + \frac{3}{4}$

【図 9】



【図 10】

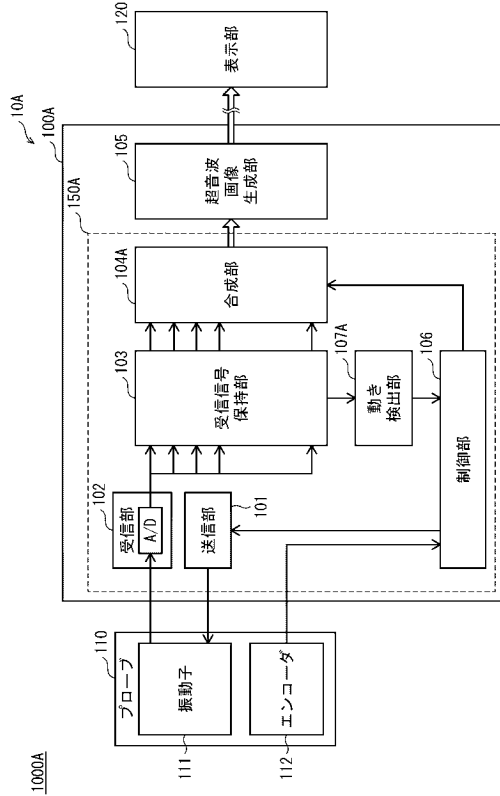
(a)

		n			
In	p[n]	n=1	n=2	n=3	n=4
		0	1/4	1/2	3/4
0	n=1	0	1/4	1/2	3/4
0	n=2	0	1/4	1/2	3/4
0	n=3	0	1/4	1/2	3/4
0	n=4	0	1/4	1/2	3/4
1	n=1	0	1/4	1/2	3/4
1	n=2	0	1/4	1/2	3/4
1	n=3	0	1/4	1/2	3/4
1	n=4	0	1/4	1/2	3/4

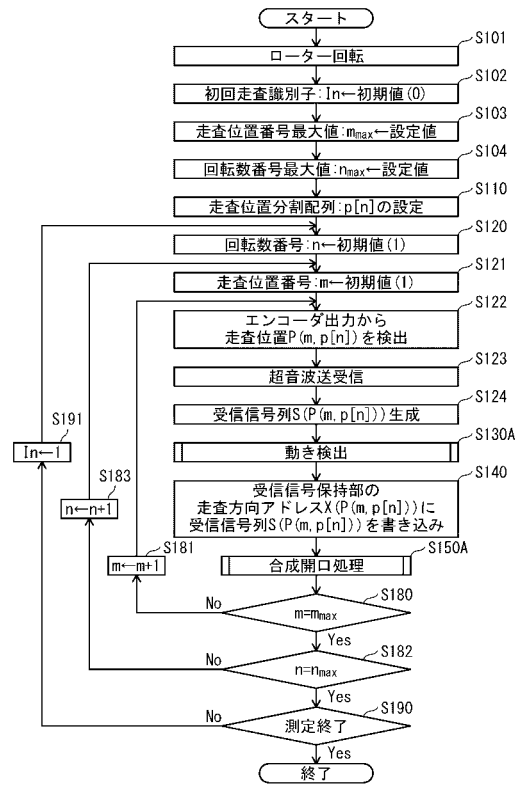
(b)

		n			
In	X(m, p[n])	n=1	n=2	n=3	n=4
		0	1/4	1/2	3/4
0	n=1	0	1/4	1/2	3/4
0	n=2	0	1/4	1/2	3/4
0	n=3	0	1/4	1/2	3/4
0	n=4	0	1/4	1/2	3/4
1	n=1	0	1/4	1/2	3/4
1	n=2	0	1/4	1/2	3/4
1	n=3	0	1/4	1/2	3/4
1	n=4	0	1/4	1/2	3/4

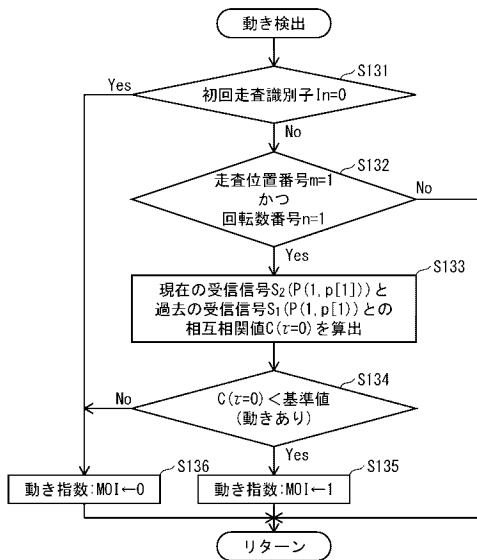
【図 1 1】



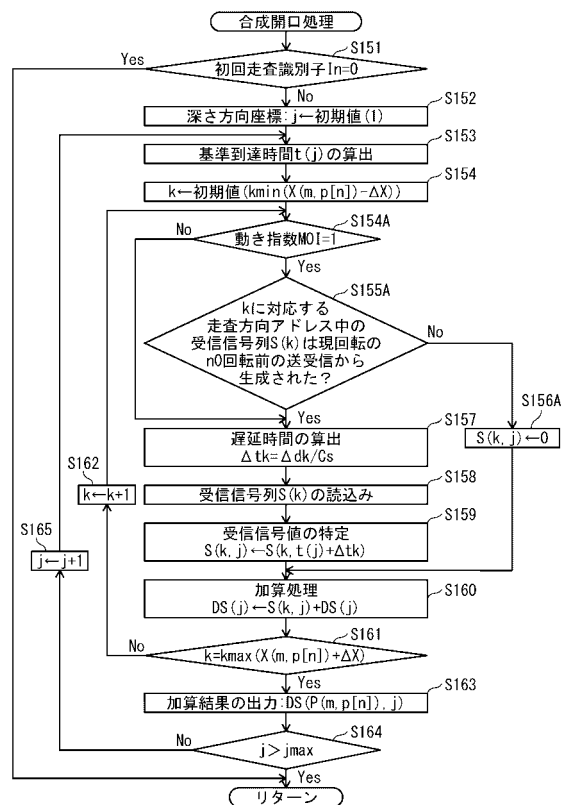
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】





---

フロントページの続き

(72)発明者 吉田 淳子

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 BB09 BB14 BB23 EE01 EE04 EE09 GA13 GA29 GA30 GB14  
HH16 HH38 JB05 JB35 JB41 JB45 LL07

专利名称(译)	超声波诊断仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020062305A</a>	公开(公告)日	2020-04-23
申请号	JP2018197123	申请日	2018-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	西垣森緒 津島峰生 渡邊泰仁 吉田淳子		
发明人	西垣 森緒 津島 峰生 渡邊 泰仁 吉田 淳子		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB09 4C601/BB14 4C601/BB23 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GA13 4C601/GA29 4C601/GA30 4C601/GB14 4C601/HH16 4C601/HH38 4C601/JB05 4C601/JB35 4C601/JB41 4C601/JB45 4C601/LL07		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

解决的问题：抑制由于在振动器的机械扫描中由于转子的不均匀旋转而引起的位置精度的降低，并且提高了声线信号的空间分辨率。 解决方案：传输单元，向传输器提供传输脉冲，以传输来自传输器的超声波束，并且基于传输器基于超声波束的传输所接收的反射波，生成一系列接收信号。 接收单元，将接收到的信号序列和与接收到的信号序列相对应的旋转角度彼此关联地存储的接收信号保持单元，以及基于与发送有关的旋转角度来组合接收到的信号序列。 发射单元设置有合成单元，该合成单元生成声线信号的帧数据，并且当n是2以上的自然数时，在每n次连续旋转中，旋转角度随着旋转而改变，并且超声波改变。 通过执行发送/接收，以n个连续的旋转重复以n个不同的旋转角度发送超声波的过程，并且组合单元创建对应于不同的旋转而获得多个接收信号的序列。 通过合成生成声射线信号帧数据 那。 [选型图]图1

