



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

鏡面反射体が刺入される被検体に向けて送信超音波の送信と反射超音波の受信とを行う超音波探触子を備えた超音波診断装置であって、

駆動信号を生成して前記超音波探触子の有する複数の振動子のそれぞれに対して出力することにより、前記振動子から前記送信超音波を送信させる送信部と、

画像視野内にメインローブに加えてグレーティングローブが発生するように、前記駆動信号の遅延時間を前記振動子毎に制御する送信遅延生成部と、

前記複数の振動子のそれぞれから受信信号を受信する受信部と、

前記複数の振動子からの受信信号を整相加算して音線信号を生成する音線信号生成部と

10

、  
前記音線信号から前記グレーティングローブに由来する成分のみを抽出し、当該グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号に基づいて、当該グレーティングローブの周波数、角度、および、当該グレーティングローブが前記鏡面反射体によって反射した反射点までの距離情報を算出し、当該角度および距離情報に基づいて前記鏡面反射体の位置に対応した座標情報を生成する信号処理部と、

前記グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号および前記座標情報に基づいて、前記鏡面反射体を示す鏡面反射体画像データを生成する画像処理変換部と、

を有する超音波診断装置。

**【請求項 2】**

20

前記送信遅延生成部は、隣接する所定数の振動子から同時に送信超音波が送信されるように前記遅延時間を制御する素子グルーピングを行う、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記音線信号生成部は、

前記受信信号に対して前記送信遅延生成部が前記素子グルーピングを行わない遅延時間を用いて整相加算を行い、前記グレーティングローブに由来する成分を含まない第 1 音線信号を生成する第 1 整相加算部と、

前記受信信号に対して前記送信遅延生成部が前記素子グルーピングを行った遅延時間を用いて整相加算を行い、前記グレーティングローブに由来する成分を含む第 2 音線信号を生成する第 2 整相加算部と、

30

を有する、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記信号処理部は、前記第 1 音線信号および前記第 2 音線信号に基づいて、前記グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号を生成するグレーティング信号抽出部を有する、

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

40

前記信号処理部は、

前記グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号に対して周波数解析を行う周波数解析部と、

前記周波数解析の結果に基づいて前記グレーティングローブの角度および前記距離情報を算出し、当該角度および距離情報に基づいて前記鏡面反射体の座標情報を生成する座標演算部と、

を有する、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記信号処理部は、前記第 1 音線信号に基づいて被検体の内部を示す B モード画像データを生成する画像生成部を有し、

前記画像処理変換部は、前記 B モード画像データと前記鏡面反射体画像データとを合成

50

する表示画像合成部を有する、

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像処理変換部は、前記グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号および前記座標情報に基づいて直線領域を抽出し、当該直線領域を前記鏡面反射体画像データとする直線領域抽出部を有する、

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記信号処理部は、前記第 1 音線信号から高調波成分を抽出する高調波成分抽出部をさらに有し、

前記画像生成部は、前記高調波成分に基づいて前記 B モード画像データを生成する、

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記信号処理部は、前記グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号に対して、所定のしきい値以上の強度を有する高エコー領域を抽出する高エコー領域抽出部をさらに有し、

前記周波数解析部は、前記高エコー領域に対してのみ前記周波数解析を行う、

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記座標演算部は、1 の送信方向に送信された送信超音波に対する受信信号と、異なる送信方向に送信された送信超音波に対する受信信号とに基づいて、左右対称に送信されるグレーティングローブにより生成される前記鏡面反射体の左右の候補座標のうちのいずれかを前記鏡面反射体の座標として特定する、

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記送信部は、前記送信超音波の - 20 dB の比帯域を 110 % 以上とする、

請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記送信部は、前記送信超音波の波形の波連長を前記超音波探触子の送信 - 6 dB 帯域の下限周波数成分の 2 波相当以上とする、

請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

鏡面反射体が刺入される被検体に向けて送信超音波の送信と反射超音波の受信とを行う超音波探触子を備えた超音波診断装置の鏡面反射体画像生成方法であって、

画像視野内にメインローブに加えてグレーティングローブが発生するように、遅延時間を前記超音波探触子の有する複数の振動子毎に制御した駆動信号を前記超音波探触子の有する複数の振動子のそれぞれに対して出力して前記振動子から前記送信超音波を送信させ、

前記複数の振動子からの受信信号を整相加算して音線信号を生成し、

前記音線信号から前記グレーティングローブに由来する成分のみを抽出し、当該グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号に基づいて、当該グレーティングローブの角度、および、当該グレーティングローブが前記鏡面反射体によって反射した反射点までの距離情報を算出し、当該角度および距離情報に基づいて前記鏡面反射体を示す鏡面反射体画像データを生成する、

鏡面反射体画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用した超音波診断装置および鏡面反射体画像生成方法に関する。

【背景技術】

10

20

30

40

50

## 【0002】

超音波診断装置では、電圧信号と超音波振動との間で変換を行う振動子（変換器）が複数個、所定の方向（走査方向）に配列されており、これらの振動子が、駆動電圧の印加により超音波を出射する。そして、超音波診断装置は、超音波の反射波の入射による電圧変化を検出する振動子を時間的に変化させる（走査する）ことにより、2次元的なデータをほぼリアルタイムで取得することができる。

## 【0003】

また、超音波診断装置は、画像診断だけではなく、例えば被検体内の組織を採取する生検等においても用いられる。具体的には、腫瘍等の関心部位に対して正確に穿刺を行うため、超音波診断装置を用いて、関心領域および穿刺針をリアルタイムでモニタリングすることが行われている。

10

## 【0004】

超音波診断装置において穿刺針を描出する場合、穿刺針の角度が侵入面に対して鋭角になると、穿刺針による反射超音波を超音波探触子で受信できないことがある。これを解決するため、超音波診断画像（輝度画像）を生成するための第1の送信方向への超音波送信と、穿刺針を描出するための第2の送信方向への超音波送信とを行い、それぞれの反射波に基づいて画質のよい輝度画像と穿刺針を好適に描出した画像とを生成し、これらを重畳することが行われている。しかしながら、このようにして得られた重畳画像では、1枚（1フレーム）の画像を生成するために複数回の超音波送信を行うので、フレームレートが低下してしまう。このため、フレームレートを低下させずに穿刺針をより好適に描出することで、リアルタイム性を向上させた超音波診断装置が要望されている。

20

## 【0005】

このような要望に応える技術として、例えば特許文献1に開示された技術がある。特許文献1には、通常受信フォーカスを行って生成した画像と、針（鏡面反射面）を可視化するために超音波ビームの送信方向に対して所定の角度だけ傾けて受信フォーカスを行った画像と、を合成する超音波診断装置が開示されている。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0006】

【特許文献1】特開2015-27346号公報

30

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

しかしながら、特許文献1に開示された技術では、受信フォーカスを傾けることができる角度範囲は超音波ビームの送信経路範囲内に限定されるので、高角度で刺入されている穿刺針を好適に描出することは困難である。

## 【0008】

以上のことから、本発明は、フレームレートを低下させずに、穿刺針等の鏡面反射体を広い角度範囲に亘って描出できる超音波診断装置および鏡面反射体画像生成方法を提供することを目的とする。

40

## 【課題を解決するための手段】

## 【0009】

本発明の超音波診断装置は、鏡面反射体が刺入される被検体に向けて送信超音波の送信と反射超音波の受信とを行う超音波探触子を備えた超音波診断装置であって、駆動信号を生成して前記超音波探触子の有する複数の振動子のそれぞれに対して出力することにより、前記振動子から前記送信超音波を送信させる送信部と、画像視野内にメインローブに加えてグレーティングローブが発生するように、前記駆動信号の遅延時間を前記振動子毎に制御する送信遅延生成部と、前記複数の振動子のそれぞれから受信信号を受信する受信部と、前記複数の振動子からの受信信号を整相加算して音線信号を生成する音線信号生成部と、前記音線信号から前記グレーティングローブに由来する成分のみを抽出し、当該グレ

50

ーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号に基づいて、当該グレーティングローブの周波数、角度、および、当該グレーティングローブが前記鏡面反射体によって反射した反射点までの距離情報を算出し、当該角度および距離情報に基づいて前記鏡面反射体の位置に対応した座標情報を生成する信号処理部と、前記グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号および前記座標情報に基づいて、前記鏡面反射体を示す鏡面反射体画像データを生成する画像処理変換部と、を有する。

【0010】

本発明の鏡面反射体画像生成方法は、鏡面反射体が刺入される被検体に向けて送信超音波の送信と反射超音波の受信とを行う超音波探触子を備えた超音波診断装置の鏡面反射体画像生成方法であって、画像視野内にメインローブに加えてグレーティングローブが発生するように、遅延時間を前記超音波探触子の有する複数の振動子毎に制御した駆動信号を前記超音波探触子の有する複数の振動子のそれぞれに対して出力して前記振動子から前記送信超音波を送信させ、前記複数の振動子からの受信信号を整相加算して音線信号を生成し、前記音線信号から前記グレーティングローブに由来する成分のみを抽出し、当該グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号に基づいて、当該グレーティングローブの角度、および、当該グレーティングローブが前記鏡面反射体によって反射した反射点までの距離情報を算出し、当該角度および距離情報に基づいて前記鏡面反射体を示す鏡面反射体画像データを生成する。

10

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、フレームレートを低下させずに、穿刺針等の鏡面反射体を広い角度範囲に亘って描出できる。

20

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】超音波診断装置の外観構成を例示した図

【図2】超音波診断装置の内部構成を例示したブロック図

【図3】メインローブ方向の連続波からなる平面波を送出した際に生成するグレーティングローブを説明するための図

【図4】グレーティングローブとメインローブとの関係を例示した概念図

【図5】グレーティングローブを用いて穿刺針を検出する様子を説明するための概念図

30

【図6】針強調モードにおける超音波診断装置の動作例を示すフローチャート

【図7】メインローブのステア角が $0^\circ$ である場合の画像生成処理について説明するためのフローチャート

【図8】メインローブのステア角が $x^\circ$ である場合の画像生成処理について説明するためのフローチャート

【図9A】比較例および実施例に使用する超音波探触子の送受信の規格化感度の周波数特性を示す図

【図9B】比較例および実施例に使用する超音波探触子の送信の規格化感度の周波数特性を示す図

【図10A】実施例6以外の実施例および比較例における駆動信号の信号強度の時間特性を示す図

40

【図10B】実施例6以外の実施例および比較例における駆動信号のパワースペクトルを示す図

【図11A】実施例6以外の実施例および比較例における送信超音波の信号強度の時間特性を示す図

【図11B】実施例6以外の実施例および比較例における送信超音波のパワースペクトルを示す図

【図12A】実施例6における駆動信号の信号強度の時間特性を示す図

【図12B】実施例6における駆動信号のパワースペクトルを示す図

【図13A】実施例6における送信超音波の信号強度の時間特性を示す図

50

【図 1 3 B】実施例 6 における送信超音波のパワースペクトルを示す図

【図 1 4 A】 $m = 1$  における、素子グルーピング数と、グレーティングローブ角度と送信周波数との関係を示す図

【図 1 4 B】 $m = 2$  における、素子グルーピング数と、グレーティングローブ角度と送信周波数との関係を示す図

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照して説明する。ただし、発明の範囲は図示した例に限定されない。なお、以下の説明において、同一の機能および構成を有するものについては、同一の符号を付し、その説明を省略する。

10

【0014】

<各構成の概要>

本実施の形態に係る超音波診断装置 S は、図 1 および図 2 に示すように、超音波診断装置本体 1 と超音波探触子 2 とを備えている。図 1 は、超音波診断装置 S の外觀構成を例示した図である。また、図 2 は、超音波診断装置 S の内部構成を例示したブロック図である。超音波探触子 2 は、図示しない生体等の被検体に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体で反射した超音波の反射波（反射超音波：エコー）を受信する。

【0015】

超音波診断装置本体 1 は、超音波探触子 2 とケーブル 3 を介して接続され、超音波探触子 2 に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子 2 に被検体に対して送信超音波を送信させるとともに、超音波探触子 2 にて受信した被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子 2 で生成された電気信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する。

20

【0016】

超音波探触子 2 は、例えば圧電素子である振動子 2 a を備える。この振動子 2 a は、例えば、方位方向に一次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、超音波探触子 2 は、例えば、数十個～数百個の振動子 2 a を備える。なお、振動子 2 a は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子 2 a の個数は、任意に設定することができる。

【0017】

なお、本実施の形態では、超音波探触子 2 について、リニア走査方式の電子スキャンプロブを採用したが、電子走査方式あるいは機械走査方式のいずれを採用してもよい。また、超音波探触子 2 としては、リニア走査方式、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式のいずれの方式を採用してもよい。また、後述するように、本実施の形態では、広帯域での超音波の送信を良好な感度にて行うことのできる超音波探触子 2 を採用することが好適である。

30

【0018】

超音波診断装置本体 1 は、例えば、図 2 に示すように、操作入力部 1 1 と、送信部 1 2 と、受信部 1 3 と、音線信号生成部 1 4 と、信号処理部 1 5 と、画像処理変換部 1 6 と、表示部 1 7 と、制御部 1 8 とを備える。

40

【0019】

操作入力部 1 1 は、例えば、診断開始を指示するコマンドや被検体の個人情報等のデータの入力等を行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を備えており、操作信号を制御部 1 8 に出力する。

【0020】

また、図 2 に示すように、操作入力部 1 1 は、針強調モード選択部 1 1 1 を備える。針強調モード選択部 1 1 1 は、穿刺針を用いた超音波診断が行われる場合に、通常の B モード画像データに、穿刺針を強調して見やすくした針画像データを合成して表示する針強調モードの表示を行うことを選択可能とする。針強調モードの詳細については後述する。

【0021】

50

送信部 1 2 は、制御部 1 8 の制御に従って、送信超音波を発生させるための電気信号である駆動信号を、ケーブル 3 を介して超音波探触子 2 に供給する。

【 0 0 2 2 】

より具体的には、送信部 1 2 は、クロック発生回路、パルス発生回路、デューティー設定部等を有し、駆動信号としてのパルス信号を生成する。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。パルス発生回路は、所定の周期でパルス信号を発生させるための回路である。パルス発生回路は、例えば 5 値 ( + H V / + M V / 0 / - M V / - H V ) の電圧を切り替えて出力することにより、矩形波によるパルス信号を発生させる。なお、パルス発生回路が切り替える電圧は 5 値に限定されず、適宜の値に設定してもよいが、5 値以下が好適である。これにより、装置費用をさほど増大させることなく送信超音波に含まれる周波数成分を好適に制御することができる。なお、送信超音波に含まれる周波数成分は、広帯域であるほど検出可能な角度範囲が広がるため好適である。

10

【 0 0 2 3 】

デューティー設定部は、パルス発生回路から出力されるパルス信号のデューティー比を設定する。すなわち、パルス発生回路は、デューティー設定部によって設定されたデューティー比に従ったパルス波形によるパルス信号を出力する。デューティー比は、例えば、操作入力部 1 1 による入力操作に基づいて変更可能としてもよい。

【 0 0 2 4 】

本実施の形態では、デューティー設定部は、超音波探触子 2 の送信周波数帯域の中心周波数の低周波側および高周波側にそれぞれ超音波探触子 2 の送信周波数帯域に含まれるピークが発生するようなパルス信号のデューティー比を設定する。このようなパルス信号のデューティー比の設定方法については、例えば特開 2 0 1 4 - 1 6 8 5 5 5 号公報に開示された方法を適用することができる。

20

【 0 0 2 5 】

また、送信部 1 2 は、パルス発生回路から出力される駆動信号の同一電圧レベルの各区間の持続時間およびその電圧レベルを設定する時間および電圧設定部をさらに有してもよい。換言すれば、パルス発生回路は、時間および電圧設定部によって設定された各区間の持続時間および電圧レベルに従ったパルス波形による駆動信号を出力する。時間および電圧設定部が設定する各区間の持続時間および電圧レベルは、例えば、操作入力部 1 1 による入力操作に基づいて変更可能としてもよい。

30

【 0 0 2 6 】

以上のように構成された送信部 1 2 は、制御部 1 8 の制御に従って、駆動信号を供給する複数の振動子 2 a を、超音波の送受信毎に所定数ずらしながら順次切り替え、出力の選択された複数の振動子 2 a に対して駆動信号を供給することによりスキャンを行う。特に、針強調モード選択部 1 1 1 に対する操作によって、針強調モードが選択された場合には、送信部 1 2 は後述する制御部 1 8 の送信遅延生成部 1 8 1 の制御に基づいて、複数の素子を複数のグループにまとめる素子グルーピングを行うことにより、意図的にグレーティングローブが画像視野内に送出される送信を行う。

40

【 0 0 2 7 】

なお、グレーティングローブとは、超音波探触子 2 が備えた振動子 2 a ( 圧電素子 ) の素子ピッチ ( 間隔 ) と送信超音波の波長との関係によって生じる副極 ( サイドローブ ) の一種である。図 3 は、メインローブ方向 ( 0 ° ) の連続波からなる平面波を送出した際に生成するグレーティングローブを説明するための図である。グレーティングローブは、図 3 に示すように、超音波探触子の複数の振動子同士の間隔 ( 素子ピッチ ( 1 ) ) と波長 ( ) の関係により、1 波長以上ずれた角度 ( ) において生じる。角度 ( グレーティング角度 ) と、送信超音波の周波数 と、素子ピッチ 1 との関係の詳細については後述する。

【 0 0 2 8 】

通常の超音波診断用の B モード画像データを生成するためにはグレーティングローブは

50

不要であるが、針強調モードでは、穿刺針を好適に検出するため、素子グルーピングにより見かけ上の素子ピッチを大きくして意図的に画像視野内に生成させたグレーティングローブを用いる。素子グルーピングとは、通常1素子毎に与えられる遅延時間を、隣接する2つ以上の素子を1つの素子と見なして同一の遅延時間を与える方法である。これにより、通常の送受信では画像視野内にグレーティングローブが生成しないように設計された超音波探触子でもグレーティングローブを画像視野内に生成させることができるようになる。

#### 【0029】

図4は、グレーティングローブとメインローブとの関係を例示した概念図である。図4に示すように、グレーティングローブはメインローブとは異なる方向に送出される。図4においては、簡単のためメインローブと左右一对のグレーティングローブのみが例示されているが、実際にはグレーティングローブは送受信される周波数に応じて、メインローブとは異なる種々の角度に生成されることとなる。

10

#### 【0030】

また、図5は、グレーティングローブを用いて穿刺針を検出する様子を説明するための概念図である。図5に示すように、針強調モードでは、メインローブを用いて被検体の内部構造を描出する通常のBモード画像データの生成を行うとともに、グレーティングローブを用いて被検体に刺入された穿刺針の検出を図っている。

#### 【0031】

さらに、送信部12は、ティッシュハーモニックイメージング(THI: Tissue Harmonic Imaging)に用いる高調波成分を抽出するために、パルスインバージョン法を実施してもよい。ティッシュハーモニックイメージングとは、送信信号の基本波成分に対する高調波成分を画像化することによって、コントラストの良いBモード画像を得ることができる撮像法である。また、パルスインバージョン法とは、極性あるいは時間反転させた第1および第2のパルス信号を、所定の時間間隔において送信し、それぞれに対応する受信信号を合成して基本波成分を打ち消すことにより高調波成分を強調するものである。なお、本実施の形態のパルスインバージョン法において、第1のパルス信号の複数のデューティーのうち少なくとも1つを異ならせて極性反転させた第2のパルス信号を送信するようにしてもよい。また、第2のパルス信号は、第1のパルス信号とは時間反転させたものであってもよい。以下の説明において、第1のパルス信号の送信を第1送波、第2のパルス信号の送信を第2送波と記載することがある。また、第1送波に対応する受信信号を第1受信信号、第2送波に対応する受信信号を第2受信信号と記載することがある。

20

30

#### 【0032】

受信部13は、制御部18の制御に従って、超音波探触子2からケーブル3を介して電気信号の受信信号を受信する回路である。受信部13は、例えば、増幅器、A/D変換回路を備えている。増幅器は、受信信号を、振動子2a毎に対応した個別経路毎に、予め設定された所定の増幅率で増幅させるための回路である。A/D変換回路は、増幅された受信信号をアナログ-デジタル変換(A/D変換)するための回路である。

#### 【0033】

音線信号生成部14は、A/D変換された受信信号に対して整相加算を行って音線信号を生成する。図2に示すように、音線信号生成部14は、整相加算部141と、整相加算部142とを備える。整相加算部141はグレーティングローブを含まずメインローブ由来の信号のみを含む音線信号(以下、音線信号\_\_1と記載する)を生成し、整相加算部142は各方向にグレーティングローブを含んだ音線信号(以下、音線信号\_\_2と記載する)を生成する。なお、音線信号\_\_1は本発明の第1音線信号に、音線信号\_\_2は本発明の第2音線信号に、それぞれ対応している。

40

#### 【0034】

整相加算部141および整相加算部142は、上記したようにグレーティングローブが画像領域内に発生するように送出された超音波ビームに対する受信信号を受信部13から取得し、この受信信号に対して整相加算を行う。より具体的には、整相加算部141およ

50

び整相加算部 1 4 2 は、振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算して音線データを生成する。ここで、整相加算部 1 4 1 と整相加算部 1 4 2 とは、それぞれ与える遅延時間が異なっている。

【 0 0 3 5 】

より詳細には、整相加算部 1 4 1 および整相加算部 1 4 2 は、以下のような処理を行う。整相加算部 1 4 1 は、受信信号に対して、素子グルーピングを行わない遅延時間にて整相加算を行い、音線信号\_\_1 を生成する。一方、整相加算部 1 4 2 は、受信信号に対して、素子グルーピングを行った遅延時間にて整相加算を行い、音線信号\_\_2 を生成する。すなわち、音線信号\_\_2 は、送信時と受信時に同数の素子グルーピングを行って生成された音線信号であり、送受信で同一方向にグレーティングローブが発生するため、メインローブ由来の成分に加えてグレーティングローブ由来の成分を含んだ音線信号となる。

10

【 0 0 3 6 】

なお、整相加算部 1 4 2 は、上記した針強調モードが選択されている場合のみ動作すればよい。

【 0 0 3 7 】

信号処理部 1 5 は、音線信号生成部が生成した音線信号に対して種々の処理を行う回路である。図 2 に示すように、信号処理部 1 5 は、高調波成分抽出部 1 5 1、グレーティング信号抽出部 1 5 2、高エコー領域抽出部 1 5 3、周波数解析部 1 5 4、座標演算部 1 5 5、画像生成部 1 5 6 を備える。

【 0 0 3 8 】

高調波成分抽出部 1 5 1 は、ティッシュハーモニクイメージングを適用する場合に、音線信号\_\_1 に対してパルスインバージョン法を実施して高調波成分を抽出する。本実施の形態では、高調波成分抽出部 1 5 1 は、2 次高調波成分を抽出するものとする。より具体的には、高調波成分抽出部 1 5 1 は、第 1 受信信号と第 2 受信信号とを加算（合成）し、加算した音線信号に含まれる基本波成分を除去した上で必要に応じてフィルター処理を行うことにより 2 次高調波成分を抽出する。なお、ティッシュハーモニクイメージングを適用するか否かは、例えば操作入力部 1 1 に対する操作に基づいて決定されるようにしてもよいし、強制的に適用するように決定されてもよい。

20

【 0 0 3 9 】

グレーティング信号抽出部 1 5 2 は、針強調モードが選択されている場合に、グレーティングローブ成分を含まずメインローブ成分のみを含む音線信号\_\_1 と、メインローブ成分とグレーティングローブ成分の両方を含む音線信号\_\_2 とに基づいて、グレーティングローブ成分のみを抽出する処理を行う。具体的には、グレーティング信号抽出部 1 5 2 は、音線信号\_\_2 から、音線信号\_\_1 に所定の係数を乗じて差し引くことにより、グレーティングローブ成分のみを含む音線信号（以下、音線信号\_\_3 と記載する）を生成する。ここで、グレーティング信号抽出部 1 5 2 は、音線信号\_\_1 と音線信号\_\_2 のそれぞれに含まれるメインローブ成分の強度比に応じて、音線信号\_\_1 に乗じる係数を変化させてもよいし、予め定められた固定係数を用いてもよい。

30

【 0 0 4 0 】

なお、グレーティング信号抽出部 1 5 2 は、高調波成分抽出部 1 5 1 によって加算された音線信号を用いてグレーティングローブ成分のみの抽出を行ってもよいが、ハーモニク生成の音圧依存性により音線信号\_\_2 に含まれるグレーティングローブ成分が減弱するため、加算前の音線信号、すなわち基本波信号のみを用いてグレーティングローブ成分のみの抽出を行うことが望ましい。

40

【 0 0 4 1 】

また、グレーティング信号抽出部 1 5 2 は、第 1 受信信号と第 2 受信信号の両方もしくはいずれか一方に対してグレーティングローブ成分のみの抽出処理を行うようにしてもよい。第 1 受信信号と第 2 受信信号のいずれに対して抽出処理を行うかについては、以下のように決定されればよい。すなわち、例えば S / N 比を重視したい場合は両方の受信信号に対して抽出処理を行うようにし、処理負荷の低減を重視したい場合はいずれか一方の受

50

信信号に対して抽出処理を行うようにする等、機器要求に基づいて決定されればよい。

【0042】

なお、S/N比を重視して第1受信信号と第2受信信号の両方について抽出処理を行う場合には、グレーティング信号抽出部152は、例えば位相情報を有する音線情報の段階で減算処理を行うことにより、2次高調波等の偶数次高調波が相殺され、基本波や奇数次高調波成分を倍加抽出することができる。この減算処理においては、(第1受信信号) - (第2受信信号)、あるいは、(第2受信信号) - (第1受信信号)のいずれが行われてもよい。メインローブより音圧の低いグレーティングローブにおいて奇数次高調波は殆ど生成されないため、上記の方法により、実質的に2倍の信号強度を有するグレーティングローブ由来の基本波信号を得ることができる。

10

【0043】

あるいは、グレーティング信号抽出部152は、第1受信信号および第2受信信号に対して検波処理を行い、位相情報を持たない絶対値信号とした後にこれを加算する方法を採用してもよい。この場合、原理的には基本波と偶数次・奇数次双方の高調波を含む信号を2倍の信号強度で得ることとなるが、前述のようにグレーティングローブにおいては音圧が低く高調波の生成が少ないため、実質的には基本波主体の受信信号を得ることができる。

【0044】

高エコー領域抽出部153、周波数解析部154、座標演算部155は、針強調モードが選択されている場合に、グレーティング信号抽出部152が抽出した、グレーティングローブ由来の成分のみを含む音線信号\_\_3に基づいて、穿刺針の反射エコーを抽出し、穿刺針の位置を特定する処理を行う。各構成の処理の詳細は以下の通りである。

20

【0045】

高エコー領域抽出部153は、音線信号\_\_3に対して、所定のしきい値以上の強度を有する高エコー領域を抽出する処理を行う。本発明において、高エコー領域の抽出処理は必須ではないが、穿刺針の正対反射強度は多くの生体組織より高いため、高エコー領域の抽出処理は後段の周波数解析部154による周波数解析演算の負荷を軽減するのに有効である。高エコー領域の抽出処理における抽出しきい値は予め定められた固定値でもよいし、1音線分の受信信号の最大値等に基づいて適応的に決める方法のいずれでもよい。

【0046】

周波数解析部154は、音線信号\_\_3に対して高速フーリエ変換(FFT:Fast Fourier Transform)等の周波数解析を行い、その結果を出力する。なお、周波数解析部154は、高エコー領域抽出部153が抽出した高エコー領域に対して周波数解析を行う場合、抽出された高エコー領域の周辺(時間軸における前後)領域を含めて解析を行うことが好ましい。また、周波数解析部154は、周波数解析を行う前に、間引き(デシメーション処理)を行ってもよい。なお、デシメーション処理を行う場合、周波数解析部154は、解析すべき周波数領域に影響を及ぼさない範囲で処理を行い、必要な周波数分解能を満たすように送データ数を選択する必要がある。また、抽出された高エコー領域が近接する場合、周波数解析部154は、各々が重ならないよう解析領域を設定する。ここで、周波数解析部154は、解析領域に含まれる高エコー領域数分の周波数値を出力する等の工夫を行うとより好適である。

30

40

【0047】

座標演算部155は、穿刺針に対応する位置の座標情報を演算により求める座標演算処理を行う。穿刺針の座標情報の演算方法は、例えば以下のような方法を採用すればよい。すなわち、座標演算部155は、穿刺針によって反射されたグレーティングローブの角度と、穿刺針におけるグレーティングローブの反射点から振動子2aまでの距離情報を算出する。そして、座標演算部155は、グレーティングローブの角度と距離情報とに基づいて、穿刺針の位置に対応する候補座標を算出する。

【0048】

グレーティングローブの角度(以下、グレーティングローブ角度と記載する)は、送

50

信超音波の波長と、複数の振動子 2 a 同士の間隔（素子ピッチ）に基づいて、以下の式（1）によって求められる。

【0049】

【数1】

$$\theta = \sin^{-1} \left( \frac{m \cdot \lambda}{l} \right) \quad (1)$$

10

【0050】

式（1）において、 $\lambda$  は送信超音波の波長、 $l$  は素子ピッチ、 $m$  はグレーティングのオーダー数であり、1以上の整数である。なお、送信部12は、上記したように送信時に素子グルーピングを行うことにより、見かけ上の素子ピッチを変化させている。具体的には、例えば0.2mmピッチの振動子2aに対して、2素子グルーピングを行った場合、見かけ上の素子ピッチを $0.2\text{mm} \times 2 = 0.4\text{mm}$ となる。また、3素子グルーピングを行った場合、見かけ上の素子ピッチを $0.2\text{mm} \times 3 = 0.6\text{mm}$ となる。超音波診断装置5では、このように送信時に素子グルーピングを行うことで見かけ上の素子ピッチを大きくし、これにより、式（1）に基づいて、素子グルーピングを行わない場合と比較してグレーティングローブ角度  $\theta$  を小さくすることができる。

20

【0051】

なお、グレーティングローブはアーティファクト（虚像）の一因となるため、一般的な超音波診断装置5においては、送信超音波の周波数  $f$  および素子ピッチが  $f \cdot l > 90^\circ$  となるように設計されており、グレーティングローブが画像視野内に発生しないように、換言すればグレーティングローブに対する反射エコーが超音波探触子2に受信されないように設計される場合が多い。しかしながら、本発明に係る超音波診断装置では、針強調モードにおいてはグレーティングローブを利用して穿刺針を検出するため、素子グルーピングを行うことにより見かけ上の素子ピッチを大きくし、 $f \cdot l < 90^\circ$  となるようにしてグレーティングローブの反射エコーを超音波探触子2で受信できるようにしている。

30

【0052】

なお、上記式（1）において、グレーティングのオーダー数である $m$ については、 $m = 1$ あるいは2とすればよい。この理由は以下の通りである。

【0053】

オーダー数は波長のずれ数を表し、1であれば1波長分のずれ、2であれば2波長分のずれである。より高いオーダー数でグレーティングローブを生じさせるためには送信超音波の波連長（パルス持続時間）を長くする必要がある。ここで、波連長が長いことは、グレーティングローブ同士の重なり度合いが大きいことを意味する。異なる方向に送出されるグレーティングローブ同士の重なり度合いが大きいということは、換言すれば複数のグレーティングローブが死角なく同時に送出されることを意味するため、多様な刺入角度で被検体に刺入された穿刺針からの反射エコーを受信できるようになるため、好適である。

40

【0054】

具体的には、例えば送信超音波の波形の波連長を前記超音波探触子の送信 - 6 dB 帯域の下限周波数成分の2波相当以上とすることが望ましい。これにより帯域の低周波においても1波長ずれ（グレーティングのオーダー数 $m = 1$ ）に対して1波長分以上の重なりを得ることができるようになり、グレーティングローブによる穿刺針反射エコー信号のS/Nを向上することができる。より具体的には特開2016-214622号公報に記載の送信方法、すなわち超音波探触子の送信周波数帯域中に広範な（ほぼ全域に亘る）周波数成分を含んでいるためグレーティングローブの死角が実質的になく、波連長が長いことによりグレーティングローブの重なりが大きく、かつ非線形成分の生成が制御されているためティッシュハーモニックイメージングによるBモード画質が良好である送波方法を用いること

50

により、Bモード画質、穿刺針検出角度範囲、穿刺針検出S/Nの全てを満たすことが可能となる。

【0055】

しかしながら、グレーティングのオーダー数を大きくする（3波長以上ずれるようにする）と、グレーティングローブ同士の重なりがかなり小さくなる。また、オーダー数mが大きくなるほども大きくなり、振動子2aの指向角感度特性の影響も受ける。このため、m=3以上のグレーティングローブは穿刺針の検出のために有用ではなく、オーダー数mとしては1または2を用いることが好適である。

【0056】

なお、オーダー数mが1と2のいずれであるかの判別は、振動子2aの指向角感度特性に基づいて行うことができるが、さらにグルーピング数を変えた送波を2回（グルーピング数=2&3）行ったり、空間コンパウンド法を実施することで行われるステアリング送波時に角度演算を行って双方の結果から角度を特定する方法を採用したりしてもよい。

10

【0057】

座標演算部155は、このように算出した、穿刺針によって反射されたグレーティングローブ角度と、反射点から振動子2aまでの距離情報と、に基づいて、例えば振動子2aの位置を原点とした座標系における反射点（すなわち穿刺針の位置）の座標を算出する。なお、座標演算部155は、反射点から振動子2aまでの距離情報を、超音波診断装置において従来よく知られた算出方法によって算出すればよい。

【0058】

このように、座標演算部155は、反射点により反射されたグレーティングローブ角度と、反射点までの距離を算出することができる。しかしながら、図4に示すようにグレーティングローブは左右対称に発生するため、グレーティングローブ成分のみを含む音線信号\_\_3を用いても、0°方向に対して左右どちらに反射点が存在するかについては特定することができない。このため、座標演算部155は、まずメインローブの送信方向に対して左右対称に存在する穿刺針による反射点の座標を候補座標（右側の座標と左側の座標とを含む）として算出した後、左右いずれの候補座標が反射点の座標であるかを特定する必要がある。

20

【0059】

本実施の形態においては、左右どちらの位置に反射点が存在するかを特定する方法として、以下の2つの方法のうちのいずれかを採用する。1つ目の方法は、針強調モードに左用と右用とを設けてユーザーに選択させることで、左右のうちの一方を特定する方法である。なお、左用の針強調モードとは、例えば左側から穿刺針が刺入される場合に使用されるべきモードであり、右用の針強調モードとは、右側から穿刺針が刺入される場合に使用されるべきモードである。左用のモードと右用のモードは、超音波診断装置Sの使用者が針強調モードを開始するときに、操作入力部11の針強調モード選択部111を操作することで選択されればよい。なお、何を基準として「左」「右」を定義するかについては本発明では特に限定しないが、例えば超音波診断画像における左側、および右側をそれぞれ「左」「右」とすればよい。

30

【0060】

また、2つ目の方法は、左右の候補座標2点に対して送信超音波ビームのステアリングを行い、上記と同様の解析処理を行って得られるグレーティングローブ由来のエコー信号の周波数がステアリング角度によって異なることを利用して特定する方法である。Bモードのコントラスト・画質向上のために空間コンパウンド法を適用する場合、必然的に送信超音波ビームのステアリングを行うことになるため、2つ目の方法を採用することがより好適である。

40

【0061】

画像生成部156は、音線信号生成部14の整相加算部141が生成した音線信号\_\_1に基づいて、包絡線検波処理や対数増幅、ゲイン調整等の後、輝度変換を行って受信信号の強さを輝度によって表したBモード画像データを生成し、画像処理変換部16に対して

50

出力する。画像生成部 156 による B モード画像データの生成処理は、針強調モードが選択されている場合と、選択されていない場合のどちらの場合においても行われる。

【0062】

なお、針強調モードが選択されており、グレーティング信号抽出部 152 がグレーティングローブ成分の抽出処理を、高調波成分を用いずに基本波信号を用いて行う場合でも、画像生成部 156 が音線信号<sub>1</sub>を用いて生成する B モード画像はティッシュハーモニクイメージングを適用した画像であることが好ましい。ティッシュハーモニクイメージングを適用することで、その音圧依存性により、画像生成部 156 が生成する B モード画像において、送信時に含まれるグレーティングローブに起因する画質低下を低減させることができる。

10

【0063】

画像処理変換部 16 は、信号処理部 15 が生成した画像データに対して種々の処理を行う回路である。図 2 に示すように、画像処理変換部 16 は、直線領域抽出部 161、表示画像合成部 162、DSC 163 を有する。

【0064】

直線領域抽出部 161 は、針強調モードが選択されている場合に、複数のグレーティングローブによる反射点の座標に基づいて、音線信号<sub>3</sub>に基づいて生成したグレーティングローブ成分のみ含む画像データから、穿刺針に対応する可能性が高い領域である直線領域を抽出する。そして、直線領域抽出部 161 は、抽出した直線領域に着色や輝度増幅等の強調処理を施して、穿刺針を示す針画像データを生成する。この場合、穿刺針に対応する画素の輝度、透過率や色については、穿刺角度や針の直径により最適値が異なるため、例えば操作入力部 11 に対する操作に応じて可変であることが好ましい。直線領域抽出部 161 における直線領域の抽出処理の具体的な方法としては、例えば Hough 変換等の特徴量抽出法を採用すればよい。

20

【0065】

なお、抽出を容易にするため、直線領域抽出部 161 は、Hough 変換の前に二値化処理を行うことが好ましい。また、直線領域抽出部 161 は、単一点でなく連続点を抽出するため、一定数以上の画素数からなる輝点を処理の対象とするような画素数フィルター処理を行ってもよい。さらに、画素数フィルターによる処理が過度になりすぎることを防止するため、直線領域抽出部 161 は、画素数フィルター前にガウシアンフィルター等を用いた平滑化等の抽出安定性を高める処理を行ってもよい。また、穿刺針は生体中の組織状態によって完全な直線でなく撓むことがあるため、直線領域抽出部 161 は、抽出した直線領域周辺に任意のウィンドウを設定し、ウィンドウ中の連続高輝度成分を穿刺針に対応する針画像データとして抽出してもよい。

30

【0066】

表示画像合成部 162 は、B モード画像データに針画像データを合成して針強調画像データを生成する。表示画像合成部 162 における合成方法については本発明では特に限定しないが、例えば、B モード画像上に任意の透過率にて針画像データを重畳表示したオーバーレイ表示とすればよい。このようなオーバーレイ表示は、B モード画像データにおける組織情報が失われないという観点から好ましい。

40

【0067】

DSC 163 は、入力された画像データをテレビジョン信号の走査方式による画像信号に変換し、表示部 17 に出力する。DSC 163 に入力される画像データは、針強調モードが選択されていない場合には B モード画像データであり、針強調モードが選択された場合には針強調画像データである。

【0068】

なお、直線領域抽出部 161 における直線検出処理は、DSC 163 の処理の前後いずれで行ってもよい。例えばコンベックス方式やセクタ方式を採用した場合等、極座標変換を伴う場合には、直線検出処理は DSC 163 の処理の後に行われることが好ましい。

【0069】

50

表示部 17 は、LCD (Liquid Crystal Display)、CRT (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機 EL (Electronic Luminescence) ディスプレイ、無機 EL ディスプレイおよびプラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部 17 は、DSC163 から出力された画像信号に従って表示画面上に超音波画像の表示を行う。

#### 【0070】

制御部 18 は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory) を備えて構成され、ROM に記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出して RAM に展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置 S の各部の動作を集中制御する。ROM は、半導体等の不揮発メモリ等により構成され、超音波診断装置 S に対応するシステムプログラムおよび該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPU は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。RAM は、CPU により実行される各種プログラムおよびこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。

10

#### 【0071】

図 2 に示すように、制御部 18 は、送信遅延生成部 181 を有する。送信遅延生成部 181 は、駆動信号の送信タイミングを振動子 2a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させる。これにより、超音波探触子 2 において送信される送信ビームの集束が行われる。

20

#### 【0072】

また、送信遅延生成部 181 は、振動子 2a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を調節することで、複数の素子を複数のグループにまとめ、グループ毎に超音波の送信を行わせる素子グルーピングを行う。グループに含まれる振動子 2a の数 (素子グルーピング数) については、発生するグレーティングローブの角度が穿刺針の検出に好適な角度となるように、換言すれば上記式 (1) において素子ピッチ  $l$  が好適な値となるように予め設定されればよく、送信遅延生成部 181 は設定された素子グルーピング数で送信を行わせるように遅延時間を設定すればよい。

#### 【0073】

< 超音波診断装置の動作の説明 >

30

以上、本実施の形態に係る超音波診断装置 S の構成と各構成の概要について説明した。以下では、針強調モードにおける超音波診断装置 S の動作例について説明する。図 6 は、針強調モードにおける超音波診断装置 S の動作例を示すフローチャートである。

#### 【0074】

ステップ S101 において、制御部 18 は、操作入力部 11 に対する操作入力に基づいて、素子グルーピング数を決定する。素子グルーピング数の決定は、例えば操作入力部 11 を介して入力された、針強調モードの設定内容に基づいて設定されてもよい。例えば検出する穿刺角度範囲 (低角度 / 高角度) に応じてグルーピング数を変化させる等が挙げられる。用いる超音波探触子に応じ、周波数帯域や素子の指向角感度特性が十分に広く、一種類のグルーピング数で必要な角度範囲がカバーできる場合は固定グルーピング数としても良い。

40

#### 【0075】

ステップ S102 において、超音波診断装置 S の各構成は、メインローブの送信方向が  $0^\circ$  である場合の画像生成処理を行う。

#### 【0076】

[ステップ S102 の詳細]

図 7 は、メインローブのステア角が  $0^\circ$  である場合の画像生成処理について説明するためのフローチャートである。以下では、図 7 を参照して、ステップ S102 の処理、すなわちメインローブのステア角が  $0^\circ$  である場合の画像生成処理の詳細について説明する。

#### 【0077】

50

ステップS 2 0 1において、送信遅延生成部 1 8 1は、メインローブの送信角度（ステア角）が0°、すなわち超音波探触子 2 から直進する方向に超音波ビームのメインローブが送出される場合の、複数の振動子 2 a それぞれに対する遅延情報を生成する。ここで、送信遅延生成部 1 8 1は、ステップS 1 0 1において決定された素子グルーピング数に応じて、各振動子 2 a に対する遅延情報を生成する。

【0078】

ステップS 2 0 2において、送信部 1 2は、ステップS 2 0 1にて生成された遅延情報に基づく駆動信号を生成して超音波探触子 2 に供給し、被検体に向けて送信超音波を送信させる。

【0079】

ステップS 2 0 3において、受信部 1 3は、超音波探触子 2 が送信超音波の反射エコーに基づいて生成した受信信号を受信する。

【0080】

ステップS 2 0 4において、整相加算部 1 4 1は、受信信号に基づいて、素子グルーピングを行わない遅延時間を用いて整相加算を行い、グレーティングローブ成分が含まれない音線信号\_\_1を生成する。

【0081】

ステップS 2 0 5において、整相加算部 1 4 2は、受信信号に基づいて、素子グルーピングを行った遅延時間を用いて整相加算を行い、グレーティングローブ成分が含まれる音線信号\_\_2を生成する。

【0082】

ステップS 2 0 6において、高調波成分抽出部 1 5 1は、ステップS 2 0 4にて生成された音線信号\_\_1に対してパルスインバージョン法を実施し、高調波成分を抽出する。

【0083】

ステップS 2 0 7において、画像生成部 1 5 6は、抽出された高調波成分を用いてBモード画像データを生成する。すなわち、ステップS 2 0 7において生成されるBモード画像データは、ティッシュハーモニックイメージングを適用した画像データである。これにより、ステップS 2 0 2にて送信された送信超音波にグレーティングローブが含まれていても、ティッシュハーモニックイメージングの音圧依存性によりグレーティングローブ成分の画像データに対する影響が抑えられ、高品質の（コントラストが高く画質がよい）Bモード画像データを生成することができる。ステップS 2 0 7にて生成されたBモード画像データは、図6に示すステップS 1 0 5にて使用される。

【0084】

一方、ステップS 2 0 8において、グレーティング信号抽出部 1 5 2は、ステップS 2 0 4にて生成された音線信号\_\_1と、ステップS 2 0 5にて生成された音線信号\_\_2とに基づいて、グレーティングローブ成分のみが含まれる音線信号\_\_3を生成する。

【0085】

ステップS 2 0 9において、高エコー領域抽出部 1 5 3は、音線信号\_\_3における高エコー領域を抽出する。

【0086】

ステップS 2 1 0において、周波数解析部 1 5 4は、音線信号\_\_3に対して周波数解析を行う。

【0087】

ステップS 2 1 1において、座標演算部 1 5 5は、図6のステップS 1 0 1において決定された素子グルーピング数、素子ピッチ、送信超音波の波長に基づいて、上記式(1)を用いてグレーティングローブ角度を算出する。

【0088】

ステップS 2 1 2において、座標演算部 1 5 5は、音線信号\_\_3に基づいて、穿刺針によるグレーティングローブの反射点の候補座標を算出する。なお、上記したように、メインローブの送信方向を中心とした左右どちらに候補座標が存在するかについては、本ステ

10

20

30

40

50

ップS 2 1 2では特定できない。以下、ステップS 2 1 2において座標演算部 1 5 5が算出する左右の候補座標を、それぞれ $C_L$ （左側）、 $C_R$ （右側）と記載する。

【0089】

なお、図7に示すフローチャートでは、ステップS 2 0 4～S 2 0 7の処理と、ステップS 2 0 5～S 2 1 2の処理とは、同時に並行して行われてもよいし、別々に行われてもよい。

【0090】

図6の説明に戻る。ステップS 1 0 3において、超音波診断装置Sの各構成は、メインローブのステア角を任意のステア角 $x^\circ$ とした場合の画像生成処理を行う。ステア角 $x^\circ$ は超音波探触子の形状や指向角感度特性により予め定められた角度で行うことが好ましい。例えば、空間コンパウンド法を適用し、空間コンパウンドの角度が $-10, 0, +10^\circ$ と設定されている場合、グレーティングローブ角度解析処理を行うステア角 $x^\circ$ は $-10^\circ$ 、 $+10^\circ$ 、あるいは両方であることが好ましい。さらに、複数のコンパウンド角度（例えば $-10, 0, +10^\circ / -15, 0, +15^\circ$ ）の中からユーザー操作等によりいずれかが選択される場合等は、針強調モード選択操作が行われる前の空間コンパウンド角度に準じてステア角が選択されることがさらに好ましい。これにより、針強調モードにおいても操作前の画像から変化のないBモード画像を得ることが可能となる。ステップS 1 0 3における、メインローブのステア角を任意のステア角 $x^\circ$ とした場合の画像生成処理の詳細について、以下図8に関連付けて説明する。

【0091】

[ステップS 1 0 3の詳細]

図8は、メインローブのステア角が $x^\circ$ である場合の画像生成処理について説明するためのフローチャートである。以下では、図8を参照して、ステップS 1 0 3の処理、すなわちメインローブのステア角が $x^\circ$ である場合の画像生成処理の詳細について説明する。

【0092】

ステップS 3 0 1において、送信遅延生成部 1 8 1は、メインローブの送信角度（ステア角）が $x^\circ$ 、すなわち超音波探触子2から $x^\circ$ だけ傾いた方向に超音波ビームのメインローブが送出される場合の、複数の振動子2 aそれぞれに対する遅延情報を生成する。ここで、送信遅延生成部 1 8 1は、ステップS 1 0 1において決定された素子グルーピング数に応じて、各振動子2 aに対する遅延情報を生成する。

【0093】

ステップS 3 0 2において、送信部 1 2は、ステップS 3 0 1にて生成された遅延情報に基づく駆動信号を生成して超音波探触子2に供給し、被検体に向けて送信超音波を送信させる。

【0094】

ステップS 3 0 3において、受信部 1 3は、超音波探触子2が送信超音波のエコー信号に基づいて生成した受信信号を受信する。

【0095】

ステップS 3 0 4において、整相加算部 1 4 1は、受信信号に基づいて、素子グルーピングを行わない遅延時間を用いて整相加算を行い、グレーティングローブ成分が含まれない音線信号\_\_1を生成する。

【0096】

ステップS 3 0 5において、整相加算部 1 4 2は、受信信号に基づいて、素子グルーピングを行った遅延時間を用いて整相加算を行い、グレーティングローブ成分が含まれる音線信号\_\_2を生成する。

【0097】

ステップS 3 0 6において、高調波成分抽出部 1 5 1は、ステップS 3 0 4にて生成された音線信号\_\_1に対してパルスインバージョン法を実施し、高調波成分を抽出する。

【0098】

ステップS 3 0 7において、画像生成部 1 5 6は、抽出された高調波成分を用いてBモ

10

20

30

40

50

ード画像データを生成する。すなわち、ステップS307において生成されるBモード画像データは、ティッシュハーモニックイメージングを適用した画像データである。ステップS307にて生成されたBモード画像データは、図6に示すステップS105にて使用される。

【0099】

一方、ステップS308において、グレーティング信号抽出部152は、ステップS304にて生成された音線信号 $\_1$ と、ステップS305にて生成された音線信号 $\_2$ とに基づいて、グレーティングローブ成分のみが含まれる音線信号 $\_3$ を生成する。

【0100】

ステップS309において、座標演算部155は、図7のステップS212にて算出した、候補座標 $C_L$ 、 $C_R$ と、素子ピッチ、素子グルーピング数、およびステア角度 $x^\circ$ に基づいて、上記式(1)を用いて、候補座標 $C_L$ を通過するグレーティングローブの角度 $A_L$ と送信超音波の周波数 $f_L$ 、および候補座標 $C_R$ を通過するグレーティングローブの角度 $A_R$ と送信超音波の周波数 $f_R$ を算出する。

10

【0101】

ステップS310において、座標演算部155は、音線信号 $\_3$ と、周波数 $f_L$ 、 $f_R$ とに基づいて、振動子2aから候補座標 $C_L$ 、 $C_R$ までのそれぞれの距離に該当する部分のエコー信号に対して周波数解析を行う。

【0102】

ステップS311において、座標演算部155は、周波数 $f_L$ の送信超音波に対する反射エコー強度と周波数 $f_R$ の送信超音波に対する反射エコー強度とを判定条件に基づいて比較し、候補座標 $C_L$ 、 $C_R$ のいずれが穿刺針に対応する座標であるかを決定する。

20

【0103】

図6の説明に戻る。ステップS104において、直線領域抽出部161は、音線信号 $\_3$ と、穿刺針に対応する座標とに基づいて、穿刺針に対応する可能性が高い領域である直線領域を抽出し、直線領域に基づいて針画像データを生成する。

【0104】

ステップS105において、座標演算部155は、図7に示すステップS207において生成されたステア角 $0^\circ$ のBモード画像データと、図8に示すステップS307において生成されたステア角 $x^\circ$ のBモード画像データと、を合成して合成Bモード画像データを生成する空間コンパウンド処理を行う。

30

【0105】

ステップS106において、表示画像合成部162は、合成Bモード画像データと、針画像データとを合成して針強調画像データを生成する。

【0106】

ステップS107において、表示部17は、DSC163によって走査方式が変換された針強調画像データを表示する。

【0107】

なお、以上説明した図6から図8のフローチャートにおいて、図6のステップS102の画像生成処理(図7に示すステップS201-S212の処理)と、図6のステップS103の画像生成処理(図8に示すステップS301-S311の処理)とは、それぞれフレーム毎に音線位置を変更して繰り返される。

40

【0108】

上記図6から図8に関連付けて説明した超音波診断装置Sの動作例において、穿刺針の左右の候補座標 $C_L$ 、 $C_R$ のうち、送信ステア角を変化させて左右いずれかを特定する場合について説明した。ここで、操作入力部11への入力に基づいて左右いずれかを特定する方法を採用した場合、ステップS305以降の処理(メインローブのステア角が $x^\circ$ である場合のグレーティングローブのみ信号抽出、解析処理)は不要である。

【0109】

また、上記図6から図8に関連付けて説明した超音波診断装置Sの動作例において、空

50

間コンパウンドを行う場合について説明した。空間コンパウンドを行わず、操作入力部 11 への入力に基づいて左右いずれかを特定する方法（上記 1 つ目の方法）を採用した場合、図 6 に示すステップ S 103 の処理は不要である。

【0110】

また、上記図 6 から図 8 に関連付けて説明した超音波診断装置 S の動作例において、ステア角  $0^\circ$  と  $x^\circ$  で 2 回の送受信を行って、穿刺針に対応する座標が左右の候補座標のいずれかを特定しているが、例えば  $-x^\circ$  の送受信時にも同様の処理を行う等、より多くの送信ビームステアリングを利用して解析を行うようにしてもよい。

【0111】

<実施例>

以上、本実施の形態に係る超音波診断装置 S の各構成について説明、および超音波診断装置 S の動作例についての説明を行った。以下では、本発明を具体的に実施した場合の例（実施例）と、本発明を実施しない場合の比較例とを挙げて本発明の効果について具体的に示す。なお、以下説明する実施例はあくまで本発明の実施の一例であって、本発明はこれらに限定されない。

【0112】

[設定条件]

まず、以下説明する各比較例および角実施例において使用した超音波診断装置の設定条件について説明する。

【0113】

図 9 A および図 9 B は、比較例および実施例に使用する超音波探触子の周波数特性を説明するための図である。図 9 A は、超音波探触子の送受信の規格化感度の周波数特性を示す図であり、図 9 B は、超音波探触子の送信の規格化感度の周波数特性を示す図である。

【0114】

図 9 A および図 9 B において、横軸は周波数 [MHz] を、縦軸は規格化感度 [dB] を示している。規格化感度の最大値は 0 [dB] である。

【0115】

図 9 A において、送受信の  $-6$  dB 感度帯域を示す送受信  $-6$  dB 帯域を黒の両矢印で、送受信の  $-20$  dB 感度帯域を示す送受信  $-20$  dB 帯域を白の両矢印で示している。図 9 A では、送受信  $-20$  dB 帯域が、 $4.0 \sim 18.3$  [MHz] であり、送受信  $-6$  dB 帯域の中心周波数  $F_{C6}$  が、 $10.25$  [MHz] であるものとする。

【0116】

図 9 B において、送信の  $-6$  dB 感度帯域を示す送信  $-6$  dB 帯域を黒の両矢印で、送信  $-20$  dB 感度帯域を示す送信  $-20$  dB 帯域を白の両矢印で示している。図 9 B では、送信  $-20$  dB 帯域が、 $3.4 \sim 21.3$  [MHz] であり、 $-6$  dB 送信感度帯域の下限である周波数  $T \times F_{L6}$  が、 $5.0$  [MHz] であるものとする。

【0117】

超音波探触子の  $-6$  dB 素子指向角感度特性は、 $5 \text{ MHz} = \pm 55^\circ$ 、 $10 \text{ MHz} = \pm 30^\circ$ 、 $15 \text{ MHz} = \pm 20^\circ$  であった。

【0118】

送受信条件については、以下の通りである。送信は、駆動周波数 =  $240 \text{ MHz}$ （遅延時間分解能 =  $4.17 \text{ nsec}$ ）の駆動回路を用いて行い、送信焦点距離はいずれも  $20 \text{ mm}$  とした。送信振動子数は、後述の比較例 3 のみ 84 素子とし、それ以外の実施例および比較例では 28 素子とした。また、画像視野深度はいずれも  $40 \text{ mm}$  とした。受信開口は深度毎に開口を変化させる、所謂ダイナミックフォーカスを用い、 $F$  値 = 2 近傍となるよう制御して行った。

【0119】

高エコー領域抽出処理は、以下の実施例および比較例の全てで行った。具体的な処理内容は以下の通りである。すなわち、8 bit 画像輝度において輝度 20 以上に相当するエコー領域のみを抽出する固定しきい値法を用いて抽出を行った。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 2 0 】

駆動波形は、以下の通りである。後述の実施例 6 以外の実施例、および比較例では、図 1 0 A および図 1 0 B に示す駆動波形を用いた。図 1 0 A は、実施例 6 以外の実施例および比較例における駆動信号の信号強度の時間特性を示す図である。また、図 1 0 B は、実施例 6 以外の実施例および比較例における駆動信号のパワースペクトルを示す図である。また、図 1 1 A は、実施例 6 以外の実施例および比較例における送信超音波の信号強度の時間特性を示す図である。また、図 1 1 B は、実施例 6 以外の実施例および比較例における送信超音波のパワースペクトルを示す図である。

## 【 0 1 2 1 】

一方、実施例 6 のみ、図 1 2 A および図 1 2 B に示す駆動波形を用いた。図 1 2 A は、実施例 6 における駆動信号の信号強度の時間特性を示す図である。また、図 1 2 B は、実施例 6 における駆動信号のパワースペクトルを示す図である。また、図 1 3 A は、実施例 6 における送信超音波の信号強度の時間特性を示す図である。また、図 1 3 B は、実施例 6 における送信超音波のパワースペクトルを示す図である。

## 【 0 1 2 2 】

その送信音波波連長（パルス持続時間）は、 $-6$  dB 送信感度帯域の下限である  $T \times F L 6$  ( $5$  MHz) で換算したときの波数で各々  $1.48$  波、 $3.41$  波相当であった。換言すれば、実施例 6 以外の実施例、および比較例で使用した送信波形の波連長は、実施例 6 で使用した送信波形の波連長と比較して、長くなっている。

## 【 0 1 2 3 】

画像モードは、パルスインバージョン法によるティッシュハーモニックイメージングにて行い、第 2 送波は上記説明した各駆動波形を極性反転させた波形を送波した。

## 【 0 1 2 4 】

空間コンパウンドによる画像合成は、以下の実施例および比較例の全てで行った。具体的には、正面への送波を  $0^\circ$  としたときに、 $0$ 、 $-15$ 、 $+15^\circ$  の方向へそれぞれ送受信を行って合成を行う、3 方向空間コンパウンドを行った。

## 【 0 1 2 5 】

## [ 比較例 1 ]

上記説明した設定条件を用いて、素子グルーピングを行わない通常の送信を空間コンパウンドの各方向について行った。受信は、 $-15$ 、 $+15^\circ$  方向送信に対しては通常の B モード画像生成時と同様の遅延加算のみを行い、 $0^\circ$  方向送信に対しては通常の整相加算と平行して穿刺針入方向への  $30^\circ$  ステア受信を行った。 $30^\circ$  ステア受信に対してはパルスインバージョン法による B モードのティッシュハーモニックイメージングを行わず、基本波成分からなる画像を得た。ティッシュハーモニックイメージングは、第 1 送波の受信時のみに行った。そして、 $30^\circ$  ステア受信のエコー信号に対して、上記説明した固定値しきい値法により高エコー領域抽出処理を行い、得られた結果を通常の処理により得られた B モード画像データに加算合成した。

## 【 0 1 2 6 】

比較例 1 において、B モード画像データについては通常と同様の処理にて生成したため良好な画像が得られた。しかしながら、穿刺針の可視性については、以下の通りであった。すなわち、空間コンパウンドによるステア送受信が穿刺針の可視化に寄与する  $15^\circ$  では視認性は良好であったが、 $30^\circ$  ステア受信を行っていても  $30^\circ$  における穿刺針視認性は大きく劣化し、 $45^\circ$  における視認性は殆どなかった。

## 【 0 1 2 7 】

## [ 比較例 2 ]

比較例 2 では、 $0^\circ$  方向送信時に行う  $30^\circ$  ステア受信を、送信焦点を通過するよう受信開口中心を移動させて行う方法とした点を除いて、比較例 1 と同様にして画像を得た。比較例 1 と同様に B モード画像の描出や  $15^\circ$  穿刺の視認性は問題なかったが、 $30^\circ$  以上の穿刺角度における視認性は改善されなかった。これは、送信焦点  $20$  mm への  $28$  素子送信に対して、送信焦点を通過する  $30^\circ$  ステア受信を行うと受信開口中心は送信開口

10

20

30

40

50

端部より外側となって合成波面経路から外れるためであると考えられる。

【0128】

[比較例3]

比較例3では、30°送信焦点通過ステア受信の開口中心が送信開口端部より外側にならないよう、送信開口を84素子まで増加させて送受信を行った。送信開口以外の条件は、比較例2と同様である。比較例3では、受信音線が送信合成波面経路内となるため、30°における穿刺針視認性は改善した。しかしながら、45°においては大きな効果はなかった。また、送信ビームのフォーカス依存性が強くなることによって、焦点付近以外のBモード画像の画質が大きく劣化してしまった。

【0129】

[実施例1]

以下、本発明を適用した場合の実施例について説明する。実施例1では、0°方向への送信遅延制御において、2素子グルーピングにより2素子毎に遅延時間を与え、グレーティングローブを利用した穿刺針の検出を試みている。また、実施例1では、穿刺針に対応する座標が左右の候補座標のうちのいずれであるかを、操作入力部11を介した左右限定操作によって行っている。これ以外の条件は、上記比較例1と同様である。

【0130】

図14Aおよび図14Bは、素子グルーピング数と、グレーティングローブ角度と送信周波数との関係を示す図である。図14Aはオーダー数 $m=1$ 、図14Bはオーダー数 $m=2$ に、それぞれ対応している。図14Aに示すように、オーダー数 $m=1$ かつ2素子グルーピングの場合、30°方向には約7.6MHzのグレーティングローブが生成され、送波成分にはこの7.6MHz成分が含まれる。換言すれば、素子グルーピング数が2の場合に、7.6MHzのグレーティングローブが受信されると、30°方向に穿刺針の候補座標が存在することになる。上記説明したように、グレーティングローブ成分のみを抽出することで、30°ステア受信時には穿刺針に由来するエコー信号を得ることができる。

【0131】

このため、実施例1では、比較例1でも視認できていた15°穿刺の場合に加え、30°穿刺における視認性が大きく向上した。45°穿刺における視認性は充分とは言えないものの、ティッシュハーモニックイメージングによるBモード画像データの画質劣化も生じておらず、フレームレートを低減させずに穿刺針視認性を改善することができた。

【0132】

[実施例2]

実施例2では、0°方向送信時に行うステア受信を45°ステア受信とした。これ以外の条件は、上記実施例1と同様である。図14Aに示すように、オーダー数 $m=1$ かつ2素子グルーピングの場合、45°方向には約5.4MHzのグレーティングローブが生成され、送波成分にはこの5.4MHz成分が含まれる。換言すれば、素子グルーピング数が2の場合に、5.4MHzのグレーティングローブが受信されると、45°方向に穿刺針の候補座標が存在することになる。なお、45°は5MHzの-6dB指向角感度である55°よりも角度が小さいため、45°ステア受信時には穿刺針に由来するエコー信号を得ることができる。このため、比較例1でも視認できていた15°穿刺に加え、45°穿刺時の視認性が大きく向上した。30°穿刺に対する視認性は充分とは言えないものの、ティッシュハーモニックイメージングによるBモード画像データの画質劣化も生じておらず、フレームレートを低減させずに穿刺針視認性を改善することができた。

【0133】

[実施例3]

実施例3では、0°方向送信時に行う受信として、2素子グルーピングによる整相加算受信とした。これ以外の条件は、上記実施例1と同様である。なお、実施例3では、メインローブに加えてグレーティングローブ由来の成分を含む基本波受信信号から、通常の整相加算により得られたメインローブ由来の成分のみなる基本波受信信号(パルスインバー

10

20

30

40

50

ジョン前の第1受信信号)を減じる演算を行い、グレーティングローブ由来の成分のみを含む受信信号を得た。

【0134】

また、実施例3では、比較例1と同様に固定しきい値法により高反射成分抽出処理を行い、得られた高エコー領域の周波数解析を実施し、得られた周波数の値と、図14Aに示す周波数とグレーティング角度との関係から、グレーティング角度情報を得た。このようにして得られた高エコー領域の距離情報と周波数解析による角度情報、および穿刺方向の左右限定操作に基づいて、高エコー領域における穿刺針の座標を決定する処理を繰り返して穿刺針画像を生成し、Bモード画像に加算合成した。

【0135】

実施例3では、送波成分には30°にグレーティングローブを生成する7.6MHz、45°にグレーティングローブを生成する5.4MHzのいずれの成分も含まれる。このため、30°および45°のいずれの角度の穿刺針に由来するエコーも受信することができる。また実施例3では、周波数解析と左右限定操作により穿刺針の位置も特定できる。このため、実施例3では、Bモード画像データを劣化させることなく、30°および45°のいずれの角度においてもフレームレートを低減させずに穿刺針の視認性を向上させることができた。なお、オーダー数 $m=2$ では、図14Bに示すように、実施例3に用いた超音波探触子2では、グレーティング角度が-6dB指向角感度角度より大幅に大きい角度となって実質的に送受信ができない(=90°を超えてしまい反射エコーを受信できない)ことが分かるため、 $m=1$ と $m=2$ の判別の必要なく角度を決定できる。

【0136】

[実施例4]

実施例4では、0°方向送信時のみでなく、-15°および+15°の空間コンパウンドステア送受信時にも通常の整相加算受信に加えて2素子グルーピングを行った整相加算受信によるグレーティングローブ含有エコーの受信、グレーティングローブ由来のみの信号抽出、周波数解析による座標決定処理を行った。これ以外の条件は、穿刺方向の左右限定操作を行わない点を除いて上記実施例3と同様である。すなわち、実施例4では、穿刺方向の左右判別を、0°方向送信の周波数解析結果と-15°および+15°のステア送受信時の周波数解析結果を組み合わせることにより行った。

【0137】

具体的には、0°方向のグレーティングローブ由来の信号に対して周波数解析を行った場合に、7.6MHzの周波数が得られれば穿刺針角度が30°であることが分かるが、左右いずれかを決定することはできない。しかしながら、例えば+15°送受信時(表示画面上左向き)において、0°方向と同様にグレーティングローブの周波数解析を行うことにより、同一距離からのグレーティングローブ由来エコーの周波数が5.4MHzであれば、+15°送受信とのなす角が45°であることが分かるため、穿刺針の位置は表示画面上右側であると判別できる。一方、穿刺針が表示画面上左側にあるとすると、+15°送受信とのなす角が15°となるため、5.4MHzのグレーティングローブ由来エコーは得られない。このため、穿刺針の位置は表示画面上左側ではないと判別できる。

【0138】

このように、実施例4では、Bモード画像データの画質を劣化させることなく、また左右の限定操作の必要もなく、フレームレートを低減させずに任意の角度に対して穿刺針視認性を向上させることができた。

【0139】

[実施例5]

実施例5では、穿刺針画像生成時にHough変換による直線抽出処理を行い、Bモード画像データにこれを合成した。これ以外の条件は、上記実施例4と同様である。このような直線抽出処理によって、高エコー領域において、直線でない組織由来の画像合成が抑制されるため、実施例4と比較して穿刺針の視認性が向上した。

【0140】

10

20

30

40

50

## [ 実施例 6 ]

実施例 6 では、上記したように、送信波形を図 1 2 A , 1 2 B および図 1 3 A および図 1 3 B に示す送信波形を用いた。実施例 6 にて用いた送信波形は、図 1 0 A , 1 0 B および図 1 1 A , 1 1 B に示す比較例 1 ~ 3 および実施例 1 ~ 5 にて用いた送信波形と比較して、波連長が短くなっている。これ以外の条件は、上記実施例 4 と同様である。

## 【 0 1 4 1 】

実施例 6 では、グレーティングローブの受信に必要な周波数成分が送信波形に含まれており、実施例 4 と同様の効果を得られる。送信波形の波連長が短くなったことによって、1 波長ずれ合成波面である穿刺針による反射グレーティングローブのエコー強度が小さくなり、穿刺針視認性が実施例 4 と比較して若干低下している。しかしながら、比較例 1 から 3 と比較すれば、穿刺針視認性は大きく改善されている。

10

## 【 0 1 4 2 】

## &lt; 画質評価 &gt;

上記説明した比較例 1 ~ 3、および実施例 1 ~ 6 の駆動信号および送信超音波の各種指標値と、超音波診断装置 S における、当該駆動信号および送信超音波を用いて生成された画像データの超音波画像の画質評価結果を以下の表 1 に示す。

## 【 0 1 4 3 】

【表 1】

	送受信条件		送信条件	送信条件	送信条件	送信条件	送信条件	送信条件	送信条件	送信条件	左右限定 操作	受信信号処理	画像評価結果			操作性を 含めた 総合スコア	
	送信波形	送信素子数 (送信開口幅)											送信素子 28素子 (5.6mm)	送信素子 84素子 (16.8mm)	送信素子 28素子 (5.6mm)		送信素子 84素子 (16.8mm)
比較例1												高反射成分抽出	Bモード 画質	15°	30°	45°	4.7
比較例2												高反射成分抽出					4.5
比較例3												高反射成分抽出					3.1
実施例1	波形1 (図13A、 図13B)										要	高反射成分抽出					6.5
実施例2												高反射成分抽出					
実施例3												メインローブ相殺処理 高反射成分抽出					7.1
実施例4												メインローブ相殺処理 高反射成分抽出					8.0
実施例5												メインローブ相殺処理 高反射成分抽出 直線抽出処理					8.8
実施例6	波形2 (図11A、 図11B)											メインローブ相殺処理 高反射成分抽出 直線抽出処理					6.3

10

20

30

40

上記表 1 において、「画像評価結果」欄の「穿刺針可視性」欄における、穿刺針の可視性の評価は、以下のように行った。すなわち、24ゲージ穿刺針を用いて、穿刺角度が任意可変の穿刺ガイドを用いてスライスを中心を確保しながら、豚腿肉に穿刺を行い、この場合の穿刺針視認性を、超音波ガイド下で穿刺手技を行う整形外科医 10 人が 10 点満点で採点した。最終的に、その平均値を穿刺針可視性の画像評価結果とした。

【0145】

また、上記表 1 において「Bモード画質」欄に示す B モード画像データの画質の評価は、以下のように行った。すなわち、穿刺針可視性評価とは別に、同一条件にて同一被験者の肩回旋腱板を観察した。この場合の描出性を、穿刺針の可視性と同様に、整形外科医 10 人が 10 点満点で採点した。最終的に、その平均値を B モード画像画質の評価結果とした。

10

【0146】

また、上記表 1 において「総合スコア」欄に示す総合的な評価は、Bモード画像データの画質、および穿刺針視認性の評価に加え、左右限定操作の要否も加味した際の総合的な評価を、整形外科医 10 人が 10 点満点で採点し、その平均値を総合スコアとした。

【0147】

これら「画像評価結果欄」と「総合スコア」欄の評価基準は、以下の通りである。

- 10：組織状態の把握に対して申し分ない程度の描出性
- 8：組織状態の把握に対して実用上問題ない程度の描出性
- 6：良好ではないが組織状態の把握は可能な程度の描出性
- 4：組織状態の把握に支障がある程度の描出性
- 2：組織状態の把握が困難な程度の描出性

20

【0148】

以上説明したように、本発明に係る超音波診断装置 S の実施例 1～6 によれば、素子グルーピングを行わず、グレーティングローブを利用しない比較例 1～3 と比較して、フレームレートを低減させずに穿刺針の視認性が大きく改善された。同時に、Bモード画像データはティッシュハーモニクイメージングを利用したメインローブ受信信号に基づいて生成しているため、実施例 1～6 のいずれにおいても良好な画質の B モード画像データを取得することができた。換言すれば、素子グルーピングによりグレーティングローブが画像視野内に発生するような送信方法を採用したことによる、Bモード画像データの画質への悪影響は特に見られなかった。

30

【0149】

0°方向送信時に 30°ステア受信とした実施例 1 では 30°における穿刺針視認性が、45°ステア受信とした実施例 2 では 45°における穿刺針視認性が、それぞれ大きく向上した。また、0°方向送信時の受信を 2 素子グルーピングによる整相加算受信とした実施例 3～6 では、30°および 45°の両方における穿刺針視認性が向上した。

【0150】

さらに、実施例 4～6 では、空間コンパウンドステア送受信時の異なる 2 方向の整相加算受信を利用することで、穿刺針が左右いずれの方向に存在するかを判別することができた。実施例 5 では、Hough 変換により直線検出を行うことにより、全体的な穿刺針の視認性が向上した。実施例 6 では、波連長が短い送信波形を用いて実施例 4 と同様の送受信を行ったところ、波連長が短くなったことにより視認性が実施例 4 と比較して多少低下したものの、比較例 1～3 と比較すると大きく改善された。

40

【0151】

<作用・効果>

本発明の超音波診断装置は、例えば穿刺針等の鏡面反射体が刺入される被検体に向けて送信超音波の送信と反射超音波の受信とを行う超音波探触子を備えた超音波診断装置であって、駆動信号を生成して前記超音波探触子の有する複数の振動子のそれぞれに対して出力することにより、前記振動子から前記送信超音波を送信させる送信部と、画像視野内にメインローブに加えてグレーティングローブが発生するように、前記駆動信号の遅延時間

50

を前記振動子毎に制御する送信遅延生成部と、前記複数の振動子のそれぞれから受信信号を受信する受信部と、前記複数の振動子からの受信信号を整相加算して音線信号を生成する音線信号生成部と、前記音線信号から前記グレーティングローブに由来する成分のみを抽出し、当該グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号に基づいて、当該グレーティングローブの角度、および、当該グレーティングローブが前記鏡面反射体によって反射した反射点までの距離情報を算出し、当該角度および距離情報に基づいて前記鏡面反射体の位置に対応した座標情報を生成する信号処理部と、前記グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号および前記座標情報に基づいて、前記鏡面反射体を示す鏡面反射体画像データを生成する画像処理変換部と、を有する。

【0152】

また、本発明の超音波診断装置によれば、前記送信遅延生成部は、隣接する所定数の振動子から同時に送信超音波が送信されるように前記遅延時間を制御する。

【0153】

また、本発明の超音波診断装置によれば、前記音線信号生成部は、前記受信信号に対して前記送信遅延生成部が与えた前記遅延時間を用いずに整相加算を行い、前記グレーティングローブに由来する成分を含まない第1音線信号を生成する第1整相加算部と、前記受信信号に対して前記送信遅延生成部が与えた前記遅延時間を用いて整相加算を行い、前記グレーティングローブに由来する成分を含む第2音線信号を生成する第2整相加算部と、を有する。

【0154】

また、本発明の超音波診断装置によれば、前記信号処理部は、前記第1音線信号および前記第2音線信号に基づいて、前記グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号を生成するグレーティング信号抽出部を有する。

【0155】

また、本発明の超音波診断装置によれば、前記信号処理部は、前記グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号に対して周波数解析を行う周波数解析部と、前記周波数解析の結果に基づいて前記グレーティングローブの角度および前記距離情報を算出し、当該角度および距離情報に基づいて前記鏡面反射体の座標情報を生成する座標演算部と、を有する。

【0156】

このような構成により、画像視野内にグレーティングローブが生成される送信を行い、受信信号に対して、グレーティングローブに由来する信号のみを抽出し、反射点の位置を鏡面反射体の位置として、鏡面反射体に対応する針画像データを生成することができる。これにより、フレームレートを低下させずに、鏡面反射体の視認性を向上させることができる。

【0157】

また、本発明の超音波診断装置において、前記信号処理部は、前記第1音線信号に基づいて被検体の内部を示すBモード画像データを生成する画像生成部を有し、前記画像処理変換部は、前記Bモード画像データと前記鏡面反射体画像データとを合成する表示画像合成部を有する。

【0158】

また、本発明の超音波診断装置において、前記画像処理変換部は、前記グレーティングローブに由来する成分のみを含む音線信号および前記座標情報に基づいて直線領域を抽出し、当該直線領域を前記鏡面反射体画像データとする直線領域抽出部を有する。

【0159】

このような構成により、精度よく鏡面反射体画像データ（針画像データ）を生成することができるとともに、直線領域を強調した画像データを生成することで、鏡面反射体の位置を認識しやすい合成画像データを生成することができる。

【0160】

また、本発明の超音波診断装置において、前記信号処理部は、前記第1音線信号から高

10

20

30

40

50

調波成分を抽出する高調波成分抽出部をさらに有し、前記画像生成部は、前記高調波成分に基づいて前記Bモード画像データを生成する。

【0161】

このような構成により、グレーティングローブが画像視野内に発生する送信を行っても、高調波成分を用いてBモード画像データを生成するティッシュハーモニックイメージングによって、画質の良好なBモード画像データを生成することができる。すなわち、鏡面反射体の視認性向上と、Bモード画像データの画質向上とを両立させることができる。

【0162】

また、本発明の超音波診断装置において、前記座標演算部は、1の送信方向に送信された送信超音波に対する受信信号と、異なる送信方向に送信された送信超音波に対する受信信号とに基づいて、左右対称に送信されるグレーティングローブにより生成される前記鏡面反射体の左右の候補座標のうちのいずれかを前記鏡面反射体の座標として特定する。

10

【0163】

このような構成により、左右の候補座標のうちいずれかを選択せずとも、鏡面反射体の座標を特定することができる。

【0164】

また、本発明の超音波診断装置において、前記送信部は、前記送信超音波の $-20\text{ dB}$ の比帯域を $110\%$ 以上とする。

【0165】

このような構成により、広い角度範囲、より具体的には中心周波数が $10\text{ MHz}$ の場合、約 $5\sim$ 約 $15\text{ MHz}$ の周波数領域に亘って送受信が可能となる。また、このような構成により、 $15\text{ MHz}$ でのグレーティング角度をとした場合、 $\sim 3$ の角度範囲内にあるグレーティングローブ信号を送受信できるようになるため、実用的な穿刺角度範囲をほぼカバーすることが可能となる。

20

【0166】

以上、図面を参照しながら本発明の実施の形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。特許請求の範囲の記載範囲内において、当業者が想到できる各種の変更例または修正例についても、本発明の技術的範囲に含まれる。また、開示の趣旨を逸脱しない範囲において、上記実施の形態における各構成要素を任意に組み合わせてもよい。

【0167】

上記した実施の形態では、鏡面反射体の一例として穿刺針を例示したが、本発明はこれに限定されず、例えばカテーテル等にも適用することができる。

30

【産業上の利用可能性】

【0168】

本発明は、穿刺針等の鏡面反射体をリアルタイムで描出する超音波診断装置に好適である。

【符号の説明】

【0169】

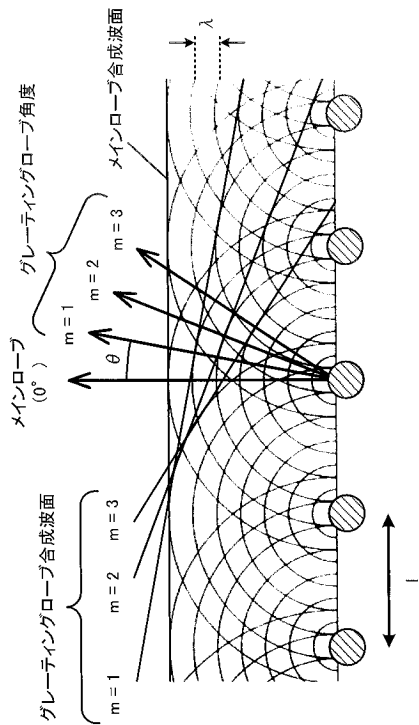
- S 超音波診断装置
- 1 超音波診断装置本体
- 11 操作入力部
- 111 針強調モード選択部
- 12 送信部
- 13 受信部
- 14 音線信号生成部
- 141 整相加算部
- 142 整相加算部
- 15 信号処理部
- 151 高調波成分抽出部
- 152 グレーティング信号抽出部

40

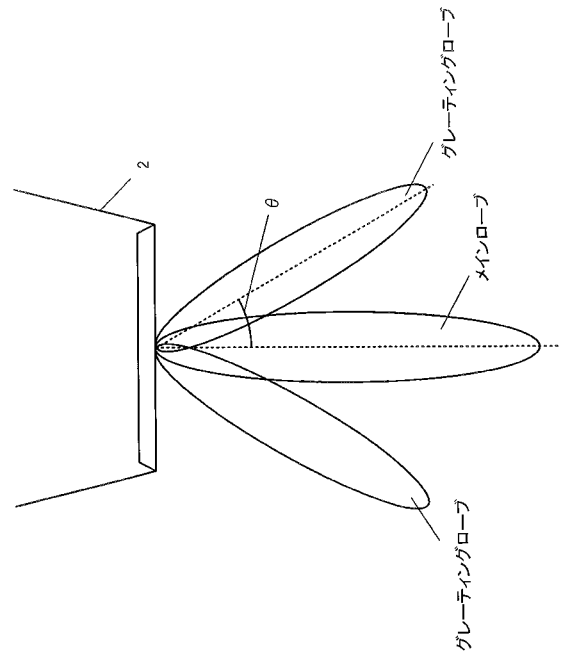
50



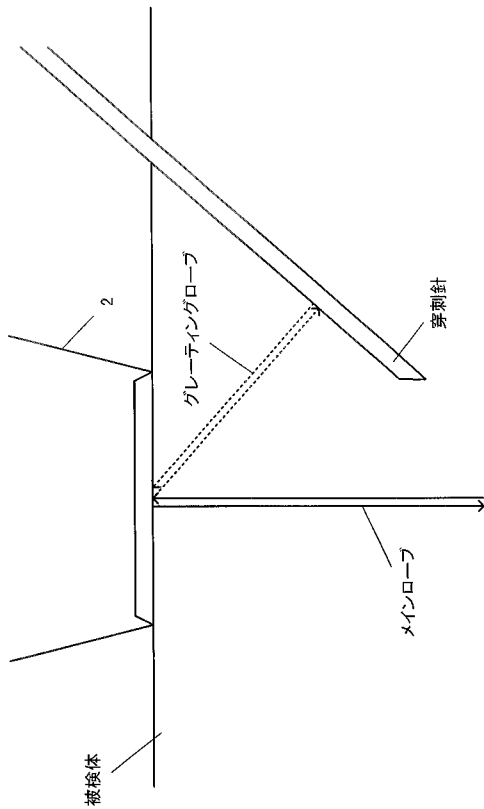
【 図 3 】



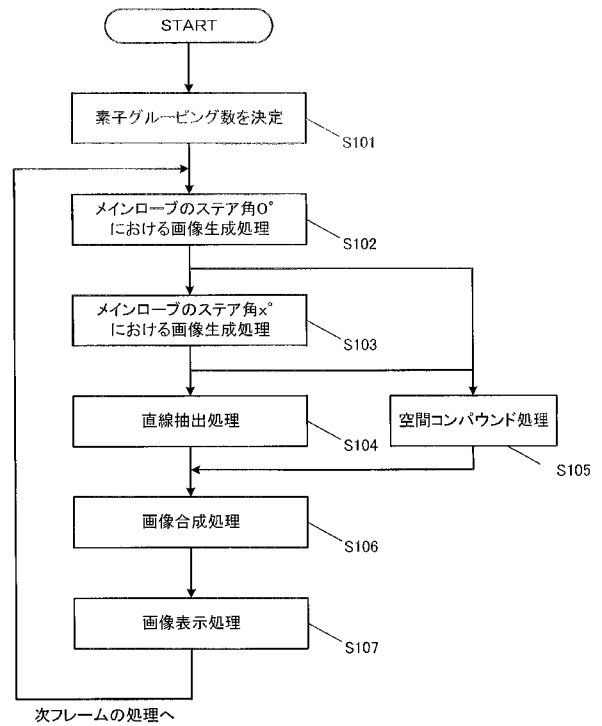
【 図 4 】



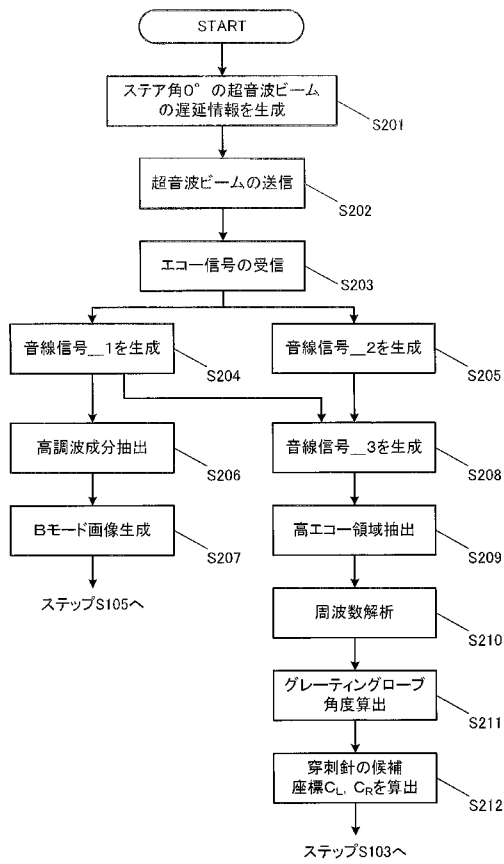
【 図 5 】



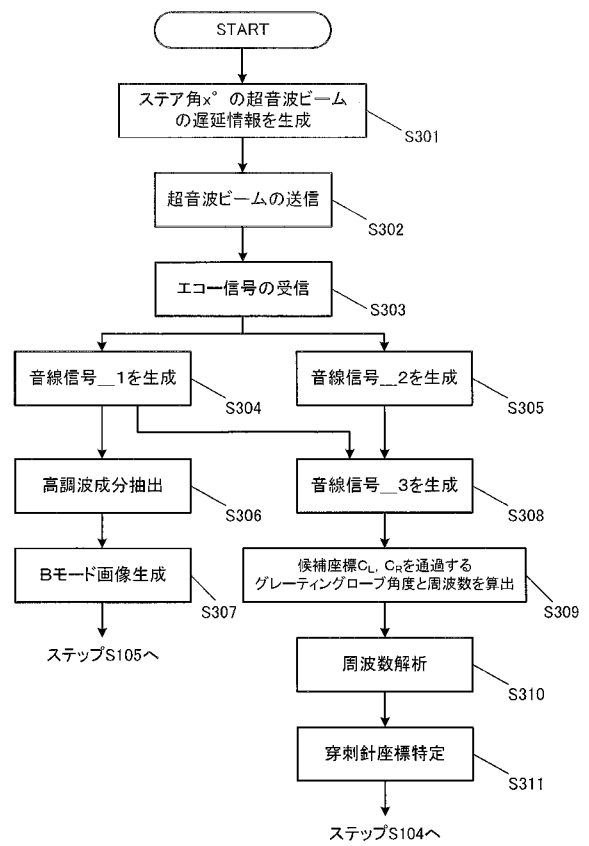
【 図 6 】



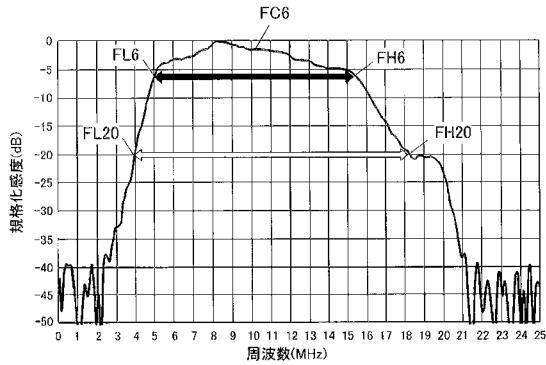
【 図 7 】



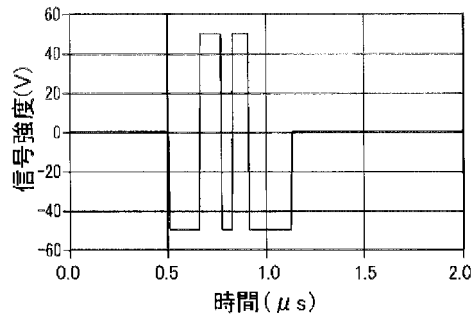
【 図 8 】



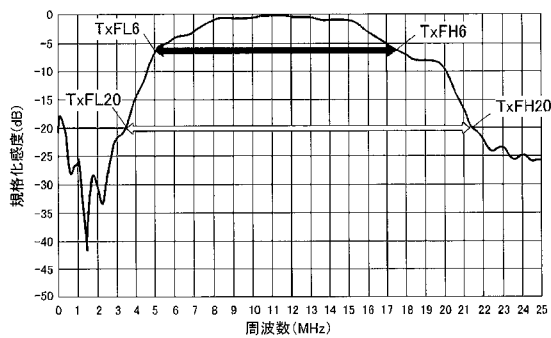
【 図 9 A 】



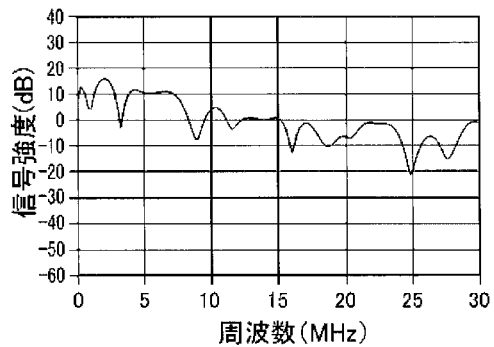
【 図 10 A 】



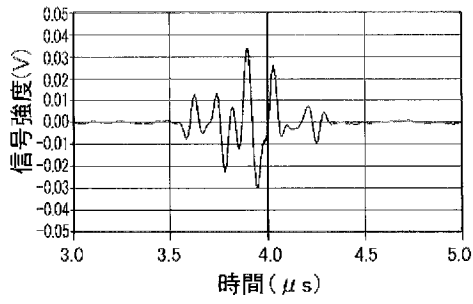
【 図 9 B 】



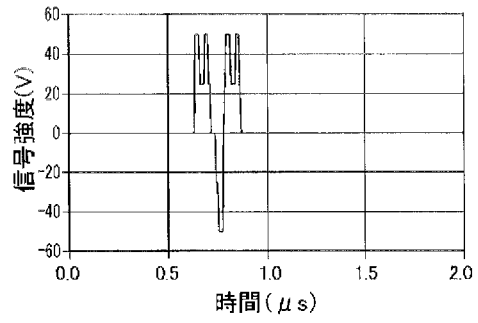
【 図 10 B 】



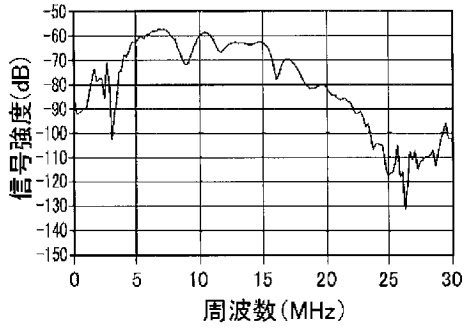
【 図 1 1 A 】



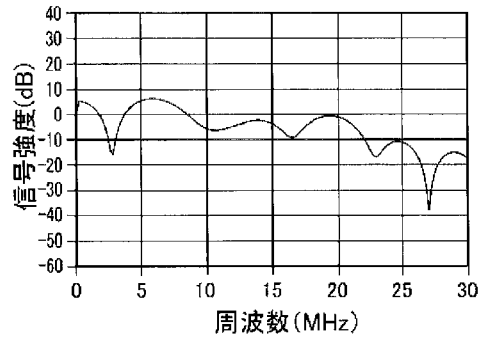
【 図 1 2 A 】



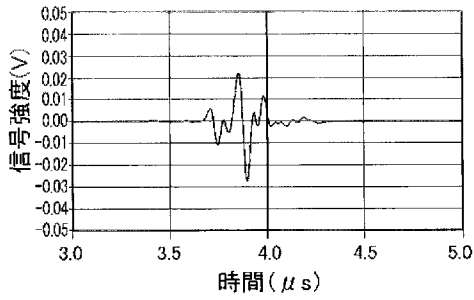
【 図 1 1 B 】



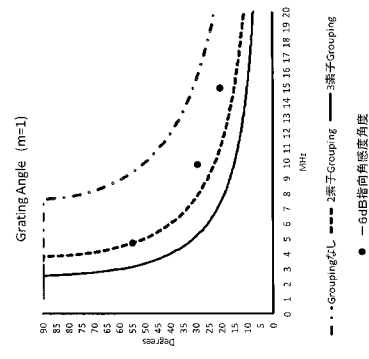
【 図 1 2 B 】



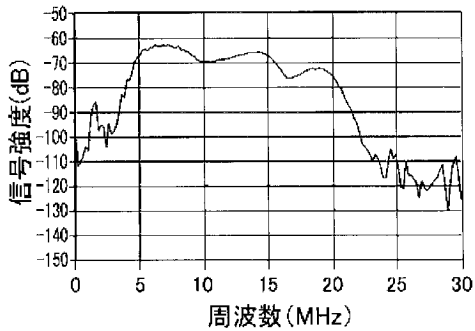
【 図 1 3 A 】



【 図 1 4 A 】



【 図 1 3 B 】



【 図 1 4 B 】

