

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/158467

発行日 平成30年2月1日(2018.2.1)

(43) 国際公開日 平成28年10月6日(2016.10.6)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14 4 C 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 36 頁)

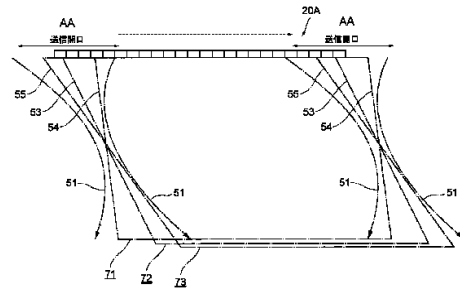
<p>出願番号 特願2017-509557 (P2017-509557)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/058569</p> <p>(22) 国際出願日 平成28年3月17日(2016.3.17)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2015-76977 (P2015-76977)</p> <p>(32) 優先日 平成27年4月3日(2015.4.3)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(71) 出願人 306037311                  富士フイルム株式会社                  東京都港区西麻布2丁目26番30号</p> <p>(74) 代理人 110001830                  東京U I T国際特許業務法人</p> <p>(72) 発明者 野口 雅史                  神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地                  富士フイルム株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 EE04 FF03 HH31 JC21</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 音響波画像生成装置および方法

(57) 【要約】

針の視認性の良い画像を得ることができる音響波画像生成装置および方法を提供する。被検体に、第1の方向を中心とする強度分布をもつ超音波を送信すると、被検体から超音波エコーが戻ってくる。超音波エコーを表す超音波エコー・データが、仮想受信方向のライン(53) - (55)に沿って整相加算される。超音波(51)を送信する超音波振動子を更新していくと、複数の第1の超音波画像(71) - (73)が得られる。様々な角度の超音波画像(71) - (73)が得られるので、被検体に針が穿刺された場合、針の視認性の良い画像が得られる。



AA Transmission opening

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に音響波を送信し、被検体からの音響波エコーを受信して音響波エコー信号を出力する複数の音響波振動子を有する音響波プローブと、

上記複数の音響波振動子を更新しながら、上記複数の音響波振動子から第 1 の方向を中心とする強度分布を有する音響波を、上記音響波振動子から送信させる送信制御手段と、

上記複数の音響波振動子からそれぞれ出力される複数の音響波エコー信号を第 1 の音響波エコー・データにデジタル変換するアナログ/デジタル変換回路と、

複数の仮想受信方向を設定する仮想受信方向設定手段と、

上記アナログ/デジタル変換回路において変換された第 1 の音響波エコー・データを上記複数の仮想受信方向のラインに沿って整相加算を行うことにより、複数の第 1 の音響波画像を生成する第 1 の音響波画像生成手段と、

を備えた音響波画像生成装置。

10

## 【請求項 2】

上記複数の第 1 の音響波画像より針画像を生成する針画像生成手段を更に備えた請求項 1 に記載の音響波画像生成装置。

## 【請求項 3】

上記針画像生成手段は、上記複数の第 1 の音響波画像のそれぞれに対して針らしさの評価値を算出し、算出された評価値のもっとも大きい第 1 の音響波画像を針画像として選択する、

20

請求項 2 に記載の音響波画像生成装置。

## 【請求項 4】

上記複数の第 1 の音響波画像のそれぞれから針の存在する領域を検出する第 1 の針領域検出手段を更に備え、

上記針画像生成手段は、上記第 1 の針領域検出手段にて検出された領域に対して針らしさの評価値を算出し、算出された評価値のもっとも大きい第 1 の音響波画像を針画像として選択する、

請求項 3 に記載の音響波画像生成装置。

## 【請求項 5】

上記針画像生成手段は、上記複数の第 1 の音響波画像を用いて新たな針画像を生成する

30

請求項 2 に記載の音響波画像生成装置。

## 【請求項 6】

上記複数の第 1 の音響波画像を座標変換して位置あわせする座標変換手段を更に備えた請求項 3 から 5 のうち、いずれか一項に記載の音響波画像生成装置。

## 【請求項 7】

上記送信制御手段は、更に、上記複数の音響波振動子を更新しながら複数の音響波振動子から第 2 の方向を中心とする強度分布を有する音響波を、上記音響波振動子から送信させ、

上記アナログ/デジタル変換回路は、上記第 2 の方向を中心とする強度分布を有する音響波が送信されたことにより上記複数の音響波振動子からそれぞれ出力される複数の音響波エコー信号を、第 2 の音響波エコー・データにデジタル変換し、

40

上記第 2 の音響波エコー・データを上記第 2 の方向のラインに沿って整相加算を行うことにより、第 2 の音響波画像を生成する第 2 の音響波画像生成手段と、

上記第 2 の音響波画像と上記針画像とを合成する第 1 の合成手段と、

を備えた請求項 2 に記載の音響波画像生成装置。

## 【請求項 8】

上記送信制御手段は上記第 2 の方向を中心とする強度分布を有する音響波を送信する音響波振動子の数よりも上記第 1 の方向を中心とする強度分布を有する音響波を送信する音響波振動子の数を多くして音響波を送信させる、

50

請求項 7 に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 9】

上記第 1 の合成手段は、

上記針画像生成手段によって生成された針画像と、上記第 2 の音響波画像生成手段により生成された第 2 の音響波画像とを所定の重み付けにて合成する、

請求項 7 に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 10】

上記仮想受信方向設定手段にて設定された複数の仮想受信方向のラインの範囲内に、上記第 1 の方向のラインが含まれる、

請求項 1 に記載の音響波画像生成装置。

10

【請求項 11】

上記仮想受信方向設定手段にて設定された複数の仮想受信方向のラインの 1 つは、上記第 1 の方向のラインと一致する、

請求項 10 に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 12】

上記第 2 の方向は、上記複数の音響波振動子からそれぞれ垂直となる方向であり、

上記第 1 の方向は、上記複数の音響波振動子からそれぞれ垂直となる方向から斜め方向である、

請求項 7 に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 13】

上記第 1 の方向は、上記複数の音響波振動子からそれぞれ垂直となる方向であり、

上記複数の第 1 の音響波画像のうち、上記複数の音響波振動子からそれぞれ垂直となる方向のラインに沿って整相加算して生成された第 3 の音響波画像と、上記針画像とを合成する第 2 の合成手段を更に備えた、

請求項 2 に記載の音響波画像生成装置。

20

【請求項 14】

送信制御手段が、被検体に音響波を送信し、被検体からの音響波エコーを受信して音響波エコー信号を出力する複数の音響波振動子を有する音響波プローブの上記複数の音響波振動子を更新しながら、上記複数の音響波振動子から第 1 の方向を中心とする強度分布を有する音響波を、上記音響波振動子から送信させ、

30

アナログ/デジタル変換回路が、上記複数の音響波振動子からそれぞれ出力される複数の音響波エコー信号を第 1 の音響波エコー・データにデジタル変換し、

仮想受信方向設定手段が、複数の仮想受信方向を設定し、

第 1 の音響波画像生成手段が、上記アナログ/デジタル変換回路において変換された第 1 の音響波エコー・データを上記複数の仮想受信方向のラインに沿って整相加算を行うことにより、複数の第 1 の音響波画像を生成する、

音響波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、音響波画像生成装置および方法に関する。

40

【背景技術】

【0002】

体表用超音波装置による超音波ガイド下の麻酔や超音波内視鏡における穿刺吸引細胞診では、穿刺針を超音波画像に映しながら手技を行っているが、通常の超音波画像では、組織に対する針の視認性が悪いという問題点がある。視認性が悪くなる主な原因は、針表面での超音波の鏡面反射である。通常の超音波画像は、超音波プローブ表面の法線方向に送受信ビームを形成し、組織を画像化する。そのため、超音波プローブに対して平行な構造物からは、反射エコーが真っ直ぐ受信開口に帰ってくるため感度が最大になるが、構造物が超音波プローブから傾いている場合は、超音波エコーが受信開口から外れるため、感度

50

が下がってしまう。穿刺は、通常超音波プローブ面から30度から40度程度傾いた角度で刺入するため、超音波エコーが受信開口からほとんど外れてしまい、針の視認が困難になる。

#### 【0003】

このために、組織の画像化とは別に、針に対して垂直となるように超音波プローブ面の法線から偏向した超音波を送信して画像化（ステア画像）を行い、組織画像と合成表示することで針の視認性を大きく向上させている（特許文献1）。超音波は針と垂直であることが望ましく、手技によってユーザが角度を選択できる。また、受信信号の位相情報から穿刺針の像を生成するもの（特許文献2）、穿刺針の位置情報から穿刺針と直交する面を求めて、穿刺対象と針との画像を表示するもの（特許文献3）、2つの超音波データから画像処理で穿刺画像を生成し、組織画像と重ねて表示するもの（特許文献4）などもある。

10

#### 【先行技術文献】

##### 【特許文献】

#### 【0004】

【特許文献1】特開2014-100556号公報

【特許文献2】特開2009-254780号公報

【特許文献3】特開2007-226号公報

【特許文献4】特開2014-10056号公報

##### 【発明の概要】

20

##### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

しかしながら、実際の手技で針の刺入角度と超音波の送信角度とを厳密に合わせることは難しく、わずかな角度のずれによって針の視認性が低下する問題がある。針を見失ってしまった場合には、ユーザが超音波プローブ角度や位置の微調整を穿刺中に行わなければならない、また、逆に、手ぶれや患者の動きによって針を見失ってしまう恐れもある。

#### 【0006】

この発明は、針の視認性の良い画像を得ることを目的とする。

##### 【課題を解決するための手段】

#### 【0007】

この発明による音響波画像生成装置は、被検体に音響波を送信し、被検体からの音響波エコーを受信して音響波エコー信号を出力する複数の音響波振動子を有する音響波プローブと、複数の音響波振動子を更新しながら、複数の音響波振動子から第1の方向を中心とする強度分布を有する音響波を、音響波振動子から送信させる送信制御手段と、複数の音響波振動子からそれぞれ出力される複数の音響波エコー信号を第1の音響波エコー・データにデジタル変換するアナログ/デジタル変換回路と、複数の仮想受信方向を設定する仮想受信方向設定手段と、アナログ/デジタル変換回路において変換された第1の音響波エコー・データを複数の仮想受信方向のラインに沿って整相加算を行うことにより、複数の第1の音響波画像を生成する第1の音響波画像生成手段とを備えていることを特徴とする。

30

40

#### 【0008】

この発明は、音響波画像生成方法も提供している。すなわち、この方法は、送信制御手段が、被検体に音響波を送信し、被検体からの音響波エコーを受信して音響波エコー信号を出力する複数の音響波振動子を有する音響波プローブの複数の音響波振動子を更新しながら、複数の音響波振動子から第1の方向を中心とする強度分布を有する音響波を、音響波振動子から送信させ、アナログ/デジタル変換回路が、複数の音響波振動子からそれぞれ出力される複数の音響波エコー信号を第1の音響波エコー・データにデジタル変換し、仮想受信方向設定手段が、複数の仮想受信方向を設定し、第1の音響波画像生成手段が、アナログ/デジタル変換回路において変換された第1の音響波エコー・データを複数の仮想受信方向のラインに沿って整相加算を行うことにより、複数の第1の音響波画像

50

を生成するものである。

【0009】

複数の第1の音響波画像より針画像を生成する針画像生成手段を更に備えてもよい。

【0010】

針画像生成手段は、複数の第1の音響波画像のそれぞれに対して針らしさの評価値を算出し、算出された評価値のもっとも大きい第1の音響波画像を針画像として選択するものでもよい。

【0011】

複数の第1の音響波画像のそれぞれから針の存在する領域を検出する第1の針領域検出手段を更に備えてもよい。この場合、針画像生成手段は、たとえば、第1の針領域検出手段にて検出された領域に対して針らしさの評価値を算出し、算出された評価値のもっとも大きい第1の音響波画像を針画像として選択する。

10

【0012】

針画像生成手段は、複数の第1の音響波画像を用いて新たな針画像を生成するものでもよい。

【0013】

複数の第1の音響波画像を座標変換して位置あわせする座標変換手段を更に備えてもよい。

【0014】

送信制御手段は、更に、複数の音響波振動子を更新しながら複数の音響波振動子から第2の方向を中心とする強度分布を有する音響波を、音響波振動子から送信させ、アナログ/デジタル変換回路は、第2の方向を中心とする強度分布を有する音響波が送信されたことにより複数の音響波振動子からそれぞれ出力される複数の音響波エコー信号を、第2の音響波エコー・データにデジタル変換し、第2の音響波エコー・データを第2の方向のラインに沿って整相加算を行うことにより、第2の音響波画像を生成する第2の音響波画像生成手段と、第2の音響波画像と針画像とを合成する第1の合成手段とを備えてもよい。

20

【0015】

送信制御手段は、たとえば、第2の方向を中心とする強度分布を有する音響波を送信する音響波振動子の数よりも第1の方向を中心とする強度分布を有する音響波を送信する音響波振動子の数を多くして音響波を送信させるものでもよい。

30

【0016】

第1の合成手段は、たとえば、針画像生成手段によって生成された針画像と、第2の音響波画像生成手段により生成された第2の音響波画像とを所定の重み付けにて合成する。

【0017】

仮想受信方向設定手段にて設定された複数の仮想受信方向のラインで定まる範囲内に、第1の方向のラインが含まれるものでもよい。

【0018】

仮想受信方向設定手段にて設定された複数の仮想受信方向のラインの1つは、第1の方向のラインと一致するものでもよい。

40

【0019】

第2の方向は、たとえば、複数の音響波振動子からそれぞれ垂直となる方向であり、第1の方向は、たとえば、複数の音響波振動子からそれぞれ垂直となる方向から斜め方向である。

【0020】

第1の方向は、たとえば、複数の音響波振動子からそれぞれ垂直となる方向であり、複数の第1の音響波画像のうち、複数の音響波振動子からそれぞれ垂直となる方向のラインに沿って整相加算して生成された第3の音響波画像と、針画像とを合成する第2の合成手段を更に備えてもよい。

【発明の効果】

50

## 【 0 0 2 1 】

この発明によると、音響波プローブの複数の音響波振動子から第1の方向を中心とする強度分布を有する音響波が、音響波振動子から送信させられる。すると、音響波振動子から出力される音響波エコー信号がデジタル変換され、第1の音響波エコー・データが得られる。複数の仮想受信方向が設定され、第1の音響波エコー・データが、複数の仮想受信方向のラインに沿って整相加算されることにより、複数の第1の音響波画像が生成される。複数の第1の音響波画像は、第1の音響波エコー・データが複数の仮想受信方向のラインに沿って整相加算されることにより生成されるものであるから、被検体に穿刺した場合、穿刺した針と仮想受信方向との角度が異なる様々な第1の音響波画像が得られる。複数の第1の音響波画像の中には、針の視認性の良い第1の音響波画像が含まれるようになる。

10

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 2 】

【 図 1 】 超音波診断装置の電気的構成を示すブロック図である。

【 図 2 A 】 超音波が送信される様子を示す。

【 図 2 B 】 超音波エコー信号の一例である。

【 図 3 】 超音波および超音波エコーの伝播距離を示している。

【 図 4 】 超音波および超音波エコーの伝播距離を示している。

【 図 5 】 超音波エコー・データの時間差補正を示している。

【 図 6 】 超音波エコー・データの加算を示している。

20

【 図 7 A 】 超音波が送信される様子を示す。

【 図 7 B 】 超音波エコー信号の一例である。

【 図 8 】 超音波エコー・データの時間差補正を示している。

【 図 9 】 整相加算を示している。

【 図 1 0 A 】 超音波が送信される様子を示す。

【 図 1 0 B 】 超音波エコー信号の一例である。

【 図 1 1 】 超音波エコー・データの時間差補正を示している。

【 図 1 2 】 整相加算を示している。

【 図 1 3 】 複数の第1の超音波画像が生成される様子を示す。

【 図 1 4 A 】 第1の超音波画像の一例である。

30

【 図 1 4 B 】 第1の超音波画像の一例である。

【 図 1 4 C 】 第1の超音波画像の一例である。

【 図 1 5 】 超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【 図 1 6 】 針画像生成処理手順を示すフローチャートである。

【 図 1 7 】 針画像生成処理手順を示すフローチャートである。

【 図 1 8 】 針画像生成処理手順を示すフローチャートである。

【 図 1 9 】 針画像が合成される様子を示す。

【 図 2 0 】 超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【 図 2 1 】 第2の超音波画像の生成の処理手順を示すフローチャートである。

【 図 2 2 】 第2の超音波画像と針画像との合成処理手順を示すフローチャートである。

40

【 図 2 3 】 第2の超音波画像と針画像とが合成される様子を示す。

【 図 2 4 】 第2の超音波画像と針画像との合成処理手順を示すフローチャートである。

【 図 2 5 】 第2の超音波画像と針画像との合成処理手順を示すフローチャートである。

【 図 2 6 】 仮想受信方向を示している。

【 図 2 7 】 超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【 図 2 8 】 超音波が送信される様子を示す。

【 図 2 9 A 】 第1の超音波画像の一例である。

【 図 2 9 B 】 第1の超音波画像の一例である。

【 図 2 9 C 】 第1の超音波画像の一例である。

【 図 3 0 】 超音波振動子から超音波が送信される方向を示している。

50

【図 3 1 A】超音波振動子から超音波が送信される様子を示す。

【図 3 1 B】超音波エコー信号を示す。

【図 3 2 A】超音波振動子から超音波が送信される様子を示す。

【図 3 2 B】超音波エコー信号を示す。

【図 3 3 A】超音波振動子から超音波が送信される様子を示す。

【図 3 3 B】超音波エコー信号を示す。

【図 3 4】複数の第 1 の超音波画像が生成される様子を示す。

【図 3 5 A】第 1 の超音波画像の一例である。

【図 3 5 B】第 1 の超音波画像の一例である。

【図 3 5 C】第 1 の超音波画像の一例である。

10

【図 3 6】超音波振動子から超音波が送信される方向を示している。

【図 3 7 A】超音波振動子から超音波が送信される様子を示す。

【図 3 7 B】超音波エコー信号を示す。

【図 3 8 A】超音波振動子から超音波が送信される様子を示す。

【図 3 8 B】超音波エコー信号を示す。

【図 3 9 A】超音波振動子から超音波が送信される様子を示す。

【図 3 9 B】超音波エコー信号を示す。

【図 4 0】複数の第 1 の超音波画像が生成される様子を示す。

【図 4 1 A】第 1 の超音波画像の一例である。

【図 4 1 B】第 1 の超音波画像の一例である。

【図 4 1 C】第 1 の超音波画像の一例である。

20

【発明を実施するための形態】

【0023】

この実施例においては、音響波として超音波が用いられるが、超音波に限定されるものではなく、被検対象、測定条件などに応じて適切な周波数が選択されれば、可聴周波数の音響波を用いるようにしてもよい。

【0024】

図 1 は、この発明の実施例を示すもので超音波診断装置（音響波画像生成装置）の電気的構成を示すブロック図である。

【0025】

30

超音波診断装置 1 の全体の動作は、制御装置 2 によって統括される。

【0026】

制御装置 2 には、超音波診断装置 1 を操作する医師によって操作される操作装置 3 および所定のデータ等が格納される格納装置 4 が接続されている。

【0027】

超音波診断装置 1 には、超音波プローブ 6（音響波プローブ）が含まれている。超音波プローブ 6 は、被検体に超音波（音響波）を送信し、被検体からの超音波エコー（音響波エコー）を受信して超音波エコー信号（音響波エコー信号）を出力する複数の超音波振動子を有している。

【0028】

40

制御装置 2 から出力される制御信号は送信装置 5 に与えられる。すると、送信装置 5 から超音波プローブ 6 の超音波振動子に電気パルスが与えられる。超音波振動子によって電気パルスが超音波に変換され、被検体の体内を伝播し、超音波エコーが超音波プローブ 6 に戻る。

【0029】

超音波エコーは、超音波振動子において電気信号（超音波エコー信号）に変換される。

【0030】

図 2 A は、超音波プローブ 6 に含まれる超音波振動子 20 - 32 のうち、超音波振動子 21 - 27 から超音波 51 が出力されている様子を示している。

【0031】

50

超音波振動子21 - 27から超音波51が送信されたものとする。超音波振動子21 - 27からは、超音波51を送信する超音波振動子21 - 27の中央の超音波振動子24から第1の方向を中心とする強度分布を有する超音波51が送信装置5（送信制御手段）によって送信させられる。第1の方向は、図2Aに示す場合では、中央の超音波振動子24から集束位置41に向かう方向である。第1の方向のライン53上の集束位置41に集束するように、超音波51が超音波振動子21 - 27から送信される。超音波51は集束位置41に集束しても、集束位置41を越えると広がる。

【0032】

第1の方向のライン53上に、観測対象位置40（被検体の中での媒質が変わる場所など）が存在すると、超音波51が観測対象位置40に照射され、観測対象位置40から超音波エコー52が発生する。超音波エコー52は、超音波振動子21 - 27において受信される。

10

【0033】

図2Bは、超音波エコー52を受信した超音波振動子21 - 27から出力される超音波エコー信号61 - 67を示している。横軸は超音波振動子の位置を示し、縦軸は超音波振動子から超音波51が出力された時間 $t_b$ からの経過時間を示している。

【0034】

超音波振動子21 - 27の位置に応じて、超音波51および超音波エコー52の伝播距離に差が生じるために、超音波振動子21 - 27から出力される超音波エコー信号61 - 67の出力タイミングも超音波振動子ごとに異なる。図2Aに示す例では、超音波振動子21 - 27から送信される超音波51と観測対象位置40から超音波振動子21 - 27までの超音波エコー52の伝播距離は、超音波振動子27, 26, 25, 24, 23, 22および21の順に短くなっている。このために、超音波振動子27から最初に超音波エコー信号67が出力される。超音波振動子27からの超音波エコー信号67の出力後、超音波振動子26, 25, 24, 23, 22および21の順に超音波エコー信号66, 65, 64, 63, 62および61が出力する。

20

【0035】

超音波エコー信号66, 65, 64, 63, 62および61の出力時間差は、超音波振動子21 - 27の位置に起因するものである。その時間差を解消して、超音波エコー信号66, 65, 64, 63, 62および61を、超音波振動子24においてのみ受信したように、超音波振動子24から出力された超音波エコー信号64に加算（整相加算）することにより、超音波振動子24と観測対象位置40との間を結ぶ走査線を表す画像データ（超音波画像の一つの走査線を表す画像データ）が得られる。このように、仮想受信方向（仮想受信方向とは、観測対象位置40から、一つの超音波振動子でのみ超音波エコーを受信すると仮想した場合の超音波振動子（図2Aの場合超音波振動子24）の方向。図2Aの場合は、第1の方向のライン53と同じラインの方向が仮想受信方向となる。）のラインに沿って整相加算が行われることにより、超音波画像の一つの走査線を表す画像データが生成される。

30

【0036】

整相加算を行うには、時間差を算出する必要があるが、超音波51を送信する超音波振動子21 - 27は、集束位置41に集束するように超音波51の送信時間が位置に応じてずらされている。このために、超音波51を送信する超音波振動子21 - 27の中心の超音波振動子24から観測対象位置40までの超音波51の伝播距離と観測対象位置40から超音波振動子21 - 27のそれぞれまでの伝播距離との合計の伝播距離を算出し、それらの合計の伝播距離の差から時間差が算出される。

40

【0037】

図3は、超音波振動子24から見て観測対象位置40が集束位置41よりも遠い位置にある場合に、超音波振動子24から送信された超音波51の伝播距離と観測対象位置40からの超音波エコー52が超音波振動子27に入力するまでの伝播距離との合計の伝播距離を算出する方法の一例を示している。

【0038】

超音波振動子21 - 27などが配列されている一方向をX方向、一方向に対して垂直となる方向をZ方向とする。超音波振動子20 - 32などにおける超音波振動子間の間隔を $L_e$ とす

50

る。観測対象位置40から最も近い超音波振動子（この場合超音波振動子28）の座標を（ $X$ ， $Z$ ）＝（0，0），集束位置41の座標を（ $X$ ， $Z$ ）＝（ $-2L_e$ ， $df$ ），観測対象位置40の座標を（ $X$ ， $Z$ ）＝（0， $z_1$ ）とする。

【0039】

超音波振動子24から送信された超音波51が集束位置41を経て観測対象位置40に至るまでの伝播距離 $L_{ta1}$ は、 $L_{ta1} = \{ (4L_e)^2 + (z_1)^2 \}$ となる。また、観測対象位置40から反射する超音波エコ-52が観測対象位置40から超音波振動子27に戻るまでの伝播距離 $L_{ra1}$ は、 $L_{ra1} = \{ L_e^2 + (z_1)^2 \}$ となる。超音波51の伝播距離 $L_{ta1}$ と超音波エコ-52の伝播距離 $L_{ra1}$ とを合わせた伝播距離 $L_{ua1}$ は、 $L_{ua1} = L_{ta1} + L_{ra1} = \{ (4L_e)^2 + (z_1)^2 \} + \{ L_e^2 + (z_1)^2 \}$ となる。このようにして得られた伝播距離 $L_{ua1}$ が音速（被検体内での音速）で除されることにより、超音波振動子24から超音波51が送信されてから、超音波エコ-52が超音波振動子27において受信されるまでの時間が得られる。

10

【0040】

同様にして、超音波振動子24から超音波51が送信されてから、超音波エコ-52が超音波振動子21，22，23，24，25および26のそれぞれにおいて受信されるまでの時間が得られる。このようにして得られた時間から、超音波振動子21 - 27から出力される超音波エコ-信号61 - 67の出力時間差が算出される。

【0041】

図4は、図3とは異なり、超音波振動子24から見て観測対象位置40が集束位置41よりも近い位置にある場合に、超音波振動子24から送信された超音波51の伝播距離と観測対象位置40からの超音波エコ-52が超音波振動子27に入力するまでの伝播距離との合計の伝播距離を算出する方法の一例を示している。

20

【0042】

超音波振動子21 - 27などが配列されている一方向を $X$ 方向、一方向に対して垂直となる方向を $Z$ 方向とする。超音波振動子20 - 32などにおける超音波振動子間の間隔を $L_e$ とする。観測対象位置40から最も近い超音波振動子（この場合超音波振動子25）の座標を（ $X$ ， $Z$ ）＝（0，0），集束位置41の座標を（ $X$ ， $Z$ ）＝（ $L_e$ ， $df$ ），観測対象位置40の座標を（ $X$ ， $Z$ ）＝（0， $z_2$ ）とする。

【0043】

超音波振動子24から送信された超音波51が観測対象位置40に至るまでの伝播距離 $L_{ta2}$ は、 $L_{ta2} = \{ (z_2)^2 + (L_e)^2 \}$ となる。また、観測対象位置40から反射する超音波エコ-52が観測対象位置40から超音波振動子27に入力するまでの伝播距離 $L_{ra2}$ は、 $L_{ra2} = \{ (z_2)^2 + (2L_e)^2 \}$ となる。超音波51の伝播距離 $L_{ta2}$ と超音波エコ-52の伝播距離 $L_{ra2}$ とを合わせた伝播距離 $L_{ua2}$ は、 $L_{ua2} = L_{ta2} + L_{ra2} = \{ (L_e)^2 + (z_2)^2 \} + \{ (z_2)^2 + (2L_e)^2 \}$ となる。このようにして得られた伝播距離 $L_{ua2}$ が音速（被検体内での音速）で除されることにより、超音波振動子24から超音波51が送信されてから、超音波エコ-52が超音波振動子27において受信されるまでの時間が得られる。

30

【0044】

同様にして、超音波振動子24から超音波51が送信されてから、超音波エコ-52が超音波振動子21，22，23，24，25および26のそれぞれにおいて受信されるまでの時間が得られる。このようにして得られた時間から、超音波振動子21 - 27から出力される超音波エコ-信号61 - 67の出力時間差が算出される。

40

【0045】

図3および図4においては、超音波51を送信する超音波振動子21 - 27の中心の超音波振動子24の送信方向に観測対象位置40が存在する場合（超音波振動子24と集束位置41と観測対象位置40とが同一線上にある場合）であるが、超音波51を送信する超音波振動子21 - 27の中心の超音波振動子24の送信方向に観測対象位置40が存在しない場合も同様にして出力時間差が算出される。

50

## 【 0 0 4 6 】

図 1 に戻って、複数の超音波振動子 21 - 27 から出力される超音波エコー信号 61 - 67 は、受信装置 7 において増幅され、A / D (アナログ / デジタル) 変換回路 8 に入力する。A / D 変換回路 8 において、複数の超音波振動子 21 - 27 からそれぞれ出力される複数の超音波エコー信号 61 - 67 が、第 1 の超音波エコー・データ 61 a - 67 a にデジタル変換される。第 1 の超音波エコー・データ 61 a - 67 a は、超音波エコー・データ記憶装置 9 に与えられ、一時的に記憶される。

## 【 0 0 4 7 】

第 1 の超音波エコー・データ 61 a - 67 a は、第 1 の超音波エコー・データ記憶装置 9 から読み出され、整相加算装置 11 において、次のように出力時間差が補正される。

10

## 【 0 0 4 8 】

図 5 は、第 1 の超音波エコー・データ 61 a - 67 a の出力時間差が補正される様子を示している。

## 【 0 0 4 9 】

第 1 の超音波エコー・データ 61 a - 67 a の出力時間差が算出されると、第 1 の超音波エコー・データ 61 a - 67 a は、第 1 の超音波エコー・データ 61 a - 67 a のうち、最初に出力される超音波エコー・データ (この場合、超音波エコー・データ 67 a) の出力時間に合わせられる。

## 【 0 0 5 0 】

出力時間補正された第 1 の超音波エコー・データ 61 a - 67 a は、つづいて整相加算装置 11 において次のように加算が行われる。

20

## 【 0 0 5 1 】

図 6 は、出力時間差が補正された第 1 の超音波エコー・データ 61 a - 67 a が加算される様子を示している。

## 【 0 0 5 2 】

出力時間差が補正された第 1 の超音波エコー・データ 61 a - 67 a は、加算されることにより超音波振動子 21 - 27 の中央の超音波振動子 24 から出力された超音波エコー信号 64 がデジタル変換された超音波エコー・データ 64 a に重ね合わせられる。これらの出力時間補正および第 1 の超音波エコー・データの加算が整相加算装置 11 における整相加算となる。これにより、第 1 の方向のライン 53 に沿って整相加算が行われることとなる。

30

## 【 0 0 5 3 】

整相加算された第 1 の超音波エコー・データ 61 a - 67 a は、D S C (デジタル・スキャン・コンバータ) 13 に入力する。D S C 13 において、第 1 の方向のライン 53 の第 1 の超音波画像を表す画像データが生成される。第 1 の超音波画像の 1 ラインの方向を仮想受信方向という。この場合は、第 1 の方向のライン 53 と仮想受信方向のラインとは同じであるが、異なってもよい。仮想受信方向は、操作装置 3 (仮想受信方向設定手段) によって設定される。

## 【 0 0 5 4 】

図 7 A を参照して、図 2 A に示したものと同様に、超音波振動子 21 - 27 から超音波 51 が送信された場合に、観測対象位置 40 が超音波振動子 27 から最も近い位置に存在した場合にも、観測対象位置 40 から超音波エコー 52 が発生し、超音波振動子 21 - 27 から超音波エコー信号 61 - 67 が出力される。

40

## 【 0 0 5 5 】

図 7 B は、超音波振動子 21 - 27 から出力される超音波エコー信号 61 - 67 の一例である。

## 【 0 0 5 6 】

超音波 51 および超音波エコー 52 の伝播距離の差によって、超音波振動子 21 - 27 から出力される超音波エコー信号 61 - 67 の出力タイミングが異なる。超音波振動子 27, 26, 25, 24, 23, 22 および 21 の順で、超音波エコー信号 67, 66, 65, 64, 63, 62 および 61 が出力される。

## 【 0 0 5 7 】

50

超音波エコー信号61 - 67は、A / D変換回路8において第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aに変換されて、超音波エコー・データ記憶装置9に与えられる。超音波エコー・データ記憶装置9から第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aが読み取られ、整相加算装置11に与えられる。整相加算装置11において、整相加算が行われる。

【0058】

図8は、第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aが出力時間補正される様子を示している。

【0059】

整相加算装置11において、第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aが出力時間補正されて、超音波エコー・データ67 aの出力タイミングに合わせられる。

【0060】

出力時間補正された第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aは、次のようにして加算される。

【0061】

図9は、第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aが加算される様子を示している。

【0062】

この場合、出力時間補正された第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aは、加算されることにより超音波振動子25からの超音波51にもとづいて得られる超音波エコー・データ65 aに重畳させられる。第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aが仮想受信方向のライン54に沿って整相加算されることとなる。

【0063】

整相加算された第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aも、D S C 13に入力する。D S C 13において、図7 Aの仮想受信方向のライン54の第1の超音波画像を表す画像データが生成される。

【0064】

図10 Aを参照して、図2 Aに示したものと同様に、超音波振動子21 - 27から超音波51が送信された場合に、観測対象位置40が超音波振動子29から最も近い位置に存在した場合にも、観測対象位置40から超音波エコー52が発生し、超音波振動子21 - 27から超音波エコー信号61 - 67が出力される。

【0065】

図10 Bは、超音波振動子21 - 27から出力される超音波エコー信号61 - 67の一例である。

【0066】

超音波51および超音波エコー52の伝播距離の差によって、超音波振動子21 - 27から出力される超音波エコー信号61 - 67の出力タイミングが異なる。超音波振動子27, 26, 25, 24, 23, 22および21の順で、超音波エコー信号67, 66, 65, 64, 63, 62および61が出力される。

【0067】

超音波エコー信号61 - 67もA / D変換回路8において第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aに変換されて、超音波エコー・データ記憶装置9に与えられる。超音波エコー・データ記憶装置9から第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aが読み取られ、整相加算装置11に与えられる。整相加算装置11において、出力時間補正が行われる。

【0068】

図11は、超音波エコー・データ61 a - 67 aが出力時間補正される様子を示している。

【0069】

整相加算装置11において、超音波エコー・データ61 a - 67 aが出力時間補正されて、超音波エコー・データ67 aの出力タイミングに合わせられる。

【0070】

出力時間補正された第1の超音波エコー・データ61 a - 67 aは、整相加算装置11において加算される。

【0071】

10

20

30

40

50

図12は、第1の超音波エコー・データ61a - 67aが加算される様子を示している。

【0072】

この場合、出力時間補正された第1の超音波エコー・データ61a - 67aは、加算されることにより超音波振動子23からの超音波51にもとづいて得られる超音波エコー・データ63aに重畳させられる（整相加算）。第1の超音波エコー・データ61a - 67aが仮想受信方向のライン55に沿って整相加算されることとなる。

【0073】

整相加算された第1の超音波エコー・データ61a - 67aも、DSC13に入力する。DSC13において、図10Aにおいて仮想受信方向のライン55の第1の超音波画像を表す画像データが生成される。

【0074】

図13は、複数の第1の超音波画像が生成される様子を示している。図13において送信開口は、超音波振動子21 - 27のように同時に超音波を送信する超音波振動子の数によって定まる大きさである。

【0075】

図13を参照して、図2Aから図12を参照して説明した処理が、複数の超音波振動子から構成される超音波振動子群20Aのうち、超音波51を送信する超音波振動子を一方向に更新しながら繰り返される。超音波振動子を更新しながら超音波を送信するとは、超音波を送信する超音波振動子を変えていきながら、超音波を送信することをいう。

【0076】

すると、DSC13において、通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データにラスタ変換され、仮想受信方向のライン54をもつ第1の超音波画像71、仮想受信方向のライン53をもつ第1の超音波画像72および仮想受信方向のライン55をもつ第1の超音波画像73の複数の第1の超音波画像71、72および73が生成される。このようにして、第1の超音波エコー・データ61a - 67aを複数の仮想受信方向のライン53、54および55に沿って整相加算を行うことにより複数の第1の超音波画像71、72および73が生成される。

【0077】

図14A、図14Bおよび図14Cは、被検体に穿刺が行われていた場合に得られる複数の第1の超音波画像71、72および73の一例である。

【0078】

図14A、図14Bおよび図14Cのそれぞれに示すように、第1の超音波画像71、72および73のそれぞれには、針の部分71A、72Aおよび73Aがそれぞれ映っている。

【0079】

第1の超音波画像71、72および73は、仮想受信方向が異なるから、針（この場合、針の各部分が観測対象位置40に相当する）からの超音波エコー52が超音波振動子21 - 27などに入力する角度も異なる。これにより、針の部分71A、72Aおよび73Aの見易さも異なる。この実施例では、複数の第1の超音波画像71、72および73を利用して見やすい針画像を得ることができる。

【0080】

図15は、超音波診断装置1の処理手順を示すフローチャートである。

【0081】

医師などのユーザは、操作装置3（仮想受信方向設定手段）を用いて複数の仮想受信方向を設定する（ステップ81）。仮想受信方向は、ライン53、54および55で定まる方向である。つづいて、超音波51を送信する複数の超音波振動子を更新しながら、第1の方向のライン54を中心とする強度分布を有する超音波51を送信装置5（送信制御手段）によって超音波振動子21 - 27などから送信させる（ステップ82）。被検体からの超音波エコー52が超音波振動子21 - 27などによって受信され、超音波振動子21 - 27などから超音波エコー信号が出力させられる（ステップ83）。

【0082】

複数の超音波振動子21 - 27などから出力される複数の超音波エコー信号が、A/D変換

10

20

30

40

50

回路8において第1の超音波エコー・データにデジタル変換される(ステップ84)。整相加算装置11において複数の仮想受信方向のライン53,54および55に沿って整相加算が行われる(ステップ85)。整相加算された第1の超音波エコー・データがDSC13に入力し、複数の第1の超音波画像71,72および73が生成される(ステップ86)。整相加算装置11およびDSC13が第1の音響波画像生成手段となる。

【0083】

被検体に穿刺されている場合には、このようにして生成された複数の第1の超音波画像より制御装置2(または画像作成装置14)を用いて針画像が生成される(ステップ87)(針画像生成手段)。

【0084】

図16は、針画像生成の処理(図15ステップ87の処理)の一例を示すフローチャートである。

【0085】

複数の第1の超音波画像71,72および73のそれぞれにおいて針の部分71A,72Aおよび73Aの領域が特定されると、領域内における穿刺針の針らしさの評価値が制御装置2において算出される(ステップ91)。格納装置4には、針に関する情報(針の太さ、材質など)が格納されており、針らしさの評価値は、格納装置4に格納されている穿刺針についての情報を参照して算出される。たとえば、格納装置4に格納されている針の太さに近い太さを有しているか、直線性を有しているかなどにより針らしさの評価値が算出される。このようにして算出された針らしさの評価値のうち、最も大きい評価値をもつ針画像を含む第1の超音波画像が、制御装置2(針画像生成手段)によって針画像として選択される(ステップ92)。たとえば、図14Bに示す針の部分72Aの針らしさの評価値がもっとも大きいと判定されると、第1の超音波画像72が針画像として選択される。

【0086】

図17は、針画像生成の処理(図15ステップ87の処理)の他の一例を示すフローチャートである。

【0087】

複数の第1の超音波画像71,72および73のそれぞれから、針の部分71A,72Aおよび73Aが存在するであろう針領域を検出する処理が行われる(ステップ101)。詳細に説明すると、格納装置4には、穿刺針の太さ、材質など針に関する情報が格納されている。この針に関する情報を利用して、生成された第1の超音波画像71,72および73から針の特徴点が抽出される。たとえば、エッジ抽出フィルタを適用し、CFAR(一定誤警報率:Constant False Alarm Rate)処理等を行い、閾値処理を行ってエッジ画像データを作成して、エッジ画像データから針の候補点を特徴点として抽出する。針は、表面がなめらかで超音波の散乱が起こりにくいため、第1の超音波画像71,72および73においては途切れ途切れで表示される。従って、針が存在する第1の超音波画像71,72および73に対して閾値処理を行えば、途切れ途切れとなった針の一部を表す点が抽出できる。抽出された針候補点の分布にもとづき、針および針の延長線を表す線分若しくは直線(針候補線)を生成する。生成した針候補線を含む領域を、針が存在する領域として制御装置2によって特定する。このように、複数の第1の超音波画像71,72および73のそれぞれから針の存在する領域が制御装置2(第1の針領域検出手段)によって検出される(ステップ101)。

【0088】

このようにして検出された針の存在する領域に対して、複数の第1の超音波画像71,72および73のそれぞれについて針らしさの評価値が制御装置2(針らしさ評価値算出手段)によって算出される(ステップ102)。第1の超音波画像71,72および73のうち、算出された評価値のもっとも大きい第1の超音波画像が針画像として制御装置2(針画像選択手段)によって選択される(ステップ103)。

【0089】

図18は、新たな針画像生成の具体的な処理(図15ステップ87の処理)の一例を示すフローチャートである。

10

20

30

40

50

## 【0090】

複数の第1の超音波画像71, 72および73のそれぞれから針の存在する領域が検出される(ステップ121)。検出された針の存在する領域の各領域において最大輝度の画素が画像作成装置14において合成されて新たな針画像が生成される(ステップ122)。

## 【0091】

図19は、新たな針画像が生成される様子を示している。

## 【0092】

第1の超音波画像71, 72および73のそれぞれから針の存在する領域71B, 72Bおよび73Bが検出されたものとする。針の存在する領域71B, 72Bおよび73Bは、制御装置2において、互いに同一部分が一致するように座標変換が行われており、それぞれの針の存在する領域71B, 72Bおよび73Bにおける画素P1, P2およびP3の座標位置は、針の存在する領域71B, 72Bおよび73Bのそれぞれで対応しているものとする。たとえば、画素P1で表される部分の輝度は、針の存在する領域71B内の画素P1が最も大きいとすると、針の存在する領域71B内の画素P1を用いて合成された針画像75が生成される。同様に、画素P2で表される部分の輝度が最も大きいとすると、針の存在する領域72B内の画素P2を用いて合成された針画像75が生成され、画素P3で表される部分の輝度が最も大きいとすると、針の存在する領域73B内の画素P3を用いて合成された針画像75が生成される。その他の画素についても同様であり、同一部分を表す画素については、最も輝度の高い画素を用いて針画像75が画像作成装置14において生成される。

## 【0093】

同一部分を表す画素について、針の存在する領域71B, 72Bおよび73Bのうち、最も高い輝度の高い画素を用いて合成された針画像75を生成しているが、針の存在する領域71B, 72Bおよび73Bのうち同一部分を表す3つの画素の輝度の中間の輝度をもつ画素を用いて針画像75を生成するようにしてもよい。また、針の存在する領域71B, 72Bおよび73Bのうち同一部分を表す3つの画素の平均値を用いて針画像75を生成するようにしてもよい。

## 【0094】

図20は、超音波診断装置1の処理手順の一部を示すフローチャートである。図20に示すフローチャートは、図15に示すフローチャートに対応するもので、図20においては図15においてステップ81から85の処理が省略されている。図15のステップ81から85の処理について、図20に示すステップ86の処理が行われる。

## 【0095】

図15に示すステップ81から85の処理が行われることにより、複数の第1の超音波画像71, 72および73が生成される(ステップ86)。生成された複数の第1の超音波画像71, 72および73が、制御装置2(座標変換手段)において座標変換されて、互いに同一の形状となるように位置合わせが行われる(ステップ131)。複数の第1の超音波画像71, 72および73のうち、いずれかの形状と同一となるように位置合わせが行われてもよいし、複数の第1の超音波画像71, 72および73のすべてが同一の矩形となるように位置合わせが行われてもよい。位置合わせが行われた複数の第1の超音波画像71, 72および73より、針画像が生成される(ステップ132)。位置合わせが行われることにより、針らしさの評価値を算出する場合に、同じ形状で評価値が算出されるので、より正確に行うことができる。また、針画像の生成もより正確にできる。

## 【0096】

図21は、超音波診断装置1の処理手順を示すフローチャートである。図21に示す処理手順は、第2の超音波画像を生成するものである。複数の第1の超音波画像71-73は、主として針画像を得るためのものであるが、第2の超音波画像は、被検体内の組織の画像を得るためのものである。

## 【0097】

送信装置5(送信制御手段)によって、複数の超音波振動子を更新しながら、第2の方向を中心とする強度分布を有する超音波が超音波振動子から送信させられる(ステップ14

10

20

30

40

50

1)。被検体からの超音波エコーが超音波振動子において受信され、超音波振動子から超音波エコー信号が出力される(ステップ142)。超音波エコー信号は、A/D変換回路8において第2の超音波エコー・データにデジタル変換される(ステップ143)。

【0098】

第2の超音波エコー・データが整相加算装置11において第2の方向のラインに沿って整相加算が行われる。整相加算が行われた超音波エコー・データがDSC13に与えられることにより、DSC13において、第2の超音波画像が生成される(ステップ144)。整相加算装置11とDSC13とが第2の超音波画像生成手段となる。このようにして第2の超音波画像が生成されると、生成された第2の超音波画像と、生成された針画像とが画像作成装置14(第1の合成手段)において合成させられる(ステップ145)。

10

【0099】

図22は、第2の超音波画像と針画像との合成処理(図21ステップ145の処理)手順を示すフローチャートである。図23は、第2の超音波画像と針画像との合成処理の様子を示している。

【0100】

たとえば、複数の第1の超音波画像71-73の中から第1の超音波画像73が針画像として選択されたものとする。他の第1の超音波画像71または72が選択された場合も同様であるし、合成により新たな針画像が生成された場合も同様である。針画像とされた第1の超音波画像73が制御装置2において座標変換され(ステップ151)、座標変換された第1の超音波画像73Cが得られる。座標変換された第1の超音波画像73Cから、制御装置2によって針の特徴点の抽出および針候補線の生成が行われ、生成された針候補線を含む領域が、制御装置2において針の存在する領域73Bとして制御装置2(第2の針領域検出手段)によって検出される(ステップ152)。さらに、座標変換された第1の超音波画像73Cから、針の存在する領域73Bが抽出される(ステップ153)。

20

【0101】

また、図23に示すように、第2の超音波画像160が得られているものとする。第2の超音波画像160には、病巣とみられる組織の画像161が現れている。

【0102】

第2の超音波画像160を順に走査していき、針の存在する領域73Bに対応する以外の部分では(ステップ154でNO)、第2の超音波画像160が表示装置17に表示されるように、表示制御装置16が制御装置2によって制御させられる。これにより、針の存在する領域73B以外の部分では、第2の超音波画像160が表示される。針の存在する領域73Bに対応する部分では(ステップ154でYES)、針の存在する領域73Bの画像が表示装置17に表示されるように表示制御装置16が制御装置2によって制御させられる。

30

【0103】

このようにして、被検体の組織の画像161と針の存在する領域73Bの画像とが合成された画像160Aが表示装置17に表示される。医師は、合成された画像160Aを見ながら組織に穿刺し、組織を針で採取する。

【0104】

画像作成装置14から出力された画像データは画像メモリ15にも与えられ、画像メモリ15に、合成された画像160Aを表わす画像データが記憶される。画像メモリ15に記憶された画像データが表示制御装置16に与えられることにより、合成された画像160Aが表示装置17の表示画面に表示される。

40

【0105】

図24は、第2の超音波画像と針画像との合成処理(図21ステップ145の処理)の他の一例を示すフローチャートである。

【0106】

複数の第1の超音波画像71-73の中から第1の超音波画像73が針画像として選択された場合を一例とするが、他の第1の超音波画像71または72が選択された場合も同様であるし、合成により新たな針画像が生成された場合も同様である。針画像として選択された第1

50

の超音波画像73が、第2の超音波画像160と座標が一致するように制御装置2において座標変換が行われる(ステップ171)。また、座標変換された第1の超音波画像73Cから針の存在する領域73Bが制御装置2(第2の針領域検出手段)によって検出される(ステップ172)。座標変換後の第1の超音波画像73Cと第2の超音波画像160とが合成されるが、この合成において、針の存在する領域73Bの境界から外側への距離が遠くなるほど針画像として選択された第1の超音波画像73の画像のレベルが小さくなり、かつ第2の超音波画像160の画像のレベルが大きくなるような重みづけで、第2の超音波画像160と針画像として選択された第1の超音波画像73とが画像作成装置14において合成させられる(ステップ173)。このようにして、針の存在する領域73Bの境界からの距離に応じて重みづけを変えて、第2の超音波画像160と針画像として選択された第1の超音波画像73とが合成させられる。

10

## 【0107】

図25は、第2の超音波画像と針画像との合成処理(図21ステップ145の処理)のさらに他の一例を示すフローチャートである。

## 【0108】

複数の第1の超音波画像71-73の中から第1の超音波画像73が針画像として選択されたものとする。他の第1の超音波画像71または72が選択された場合も同様であるし、合成により新たな針画像が生成された場合も同様である。針画像として選択された第1の超音波画像73が座標変換される(ステップ171)。また、座標変換された第1の超音波画像73Cから針部分の輝度値が検出される(ステップ172A)。第2の超音波画像160と座標変換された第1の超音波画像73Cとの合成において、針部分の輝度値が高い画素ほど、針画像として選択された第1の超音波画像73の重み付けを大きくされる(ステップ174)。

20

## 【0109】

制御装置2(第1の合成手段)によって、針画像(たとえば、第1の超音波画像73)と第2の超音波画像160とを所定の重み付けにて合成することができる。

## 【0110】

また、第2の超音波画像160を生成する場合に行われる第2の方向を中心とする強度分布を有する超音波51を送信する超音波振動子の数よりも、複数の第1の超音波画像71-73を生成する場合に行われる第1の方向を中心とする強度分布を有する超音波51を送信する超音波振動子の数を多くして超音波を送信させるようにしてもよい。第2の超音波画像160を生成する場合に超音波を送信する超音波振動子の数が少なくなることにより、超音波振動子が受信してしまうノイズを少なくでき、高画質の第2の超音波画像が得られるようになるからである。

30

## 【0111】

図26は、仮想受信方向のラインを示している。

## 【0112】

仮想受信方向のライン55, 53および54は、超音波エコー・データの整相加算を行う基準となるものであり、操作装置3によって設定されるものであるが、これらの複数の仮想受信方向のライン55, 53および54の範囲内に、第1の方向のラインが含まれるようにできる。また、複数の仮想受信方向のライン55, 53および54の1つが第1の方向のラインと一致してもよい。

40

## 【0113】

さらに、第2の超音波画像160を生成するのに利用される第2の方向のラインは、超音波プローブ6がリニア型の場合には、複数の超音波振動子からそれぞれ垂直となる方向のライン56であることが好ましい(図2A, 図3, 図4, 図7A, 図10Aは、超音波プローブ6がリニア型の超音波振動子20-32の配列である)。超音波プローブ6がコンベックス型の場合には、第2の方向のラインは、超音波プローブ6を構成するそれぞれの超音波振動子から真っ直ぐの方向(コンベックス型の超音波プローブ6を構成する複数の超音波振動子が円上に配列されているとした場合、その円の中心から、それぞれの超音波振動子に伸びた直線の延長上の方向)であることが好ましい。

50

## 【0114】

さらに、第1の方向は、複数の超音波振動子からそれぞれ垂直となる方向から斜めとなる方向であることが好ましい。したがって、第1の方向は、第2の方向に対して斜めとなり、第2の方向が垂直となる方向であった場合に、第2の方向と平行とならない方向が斜めの方向である。

## 【0115】

図27は、超音波診断装置1の他の処理手順の一例を示すフローチャートである。この実施例では、第1の方向のラインは、垂直方向のライン56(図26参照)となる。図28は、超音波振動子21-27から超音波51が送信されている様子を示している。図29Aから図29Cは、生成される複数の第3の超音波画像の一例である。

10

## 【0116】

複数の仮想受信方向が操作装置3によって設定される(ステップ81)。この実施例では、図28に示すように、ライン181、182および183によって定まる仮想受信方向が操作装置3(仮想受信方向設定手段)によって設定されたものとする。仮想受信方向のライン181は複数の超音波振動子21-27からそれぞれ垂直となる方向である第1の方向のラインと一致している。複数の超音波振動子を更新しながら、複数の超音波振動子からそれぞれ垂直となる方向である第1の方向を中心とする強度分布を有する超音波51が超音波振動子21-27から送信させられる(ステップ82A)。超音波51は、集束位置41に集束し、被検体の観測対象位置40からの超音波エコーが超音波振動子21-27によって受信され、超音波振動子21-27などから超音波エコー信号が出力させられる(ステップ83)。

20

## 【0117】

超音波振動子21-27から出力される複数の超音波エコー信号が、A/D変換回路8において第1の超音波エコー・データにデジタル変換される(ステップ84)。整相加算装置11において複数の仮想受信方向のライン181、182および183に沿って整相加算が行われる(ステップ85)。図29A、図29Bおよび図29Cに示すように複数の第3の超音波画像191、192および193が生成される(ステップ86A)。

## 【0118】

生成された複数の第3の超音波画像191、192および193のそれぞれには針の部分191A、192Aおよび193Aが含まれている。これらの第3の超音波画像191、192および193を用いて、針画像が生成される(ステップ87A)。垂直方向である第1の方向のラインに沿って整相加算して生成された第3の超音波画像191(図29A参照。第2の超音波画像160のように組織の表示に適した超音波画像となる)と、針画像とが画像作成装置14(第2の合成手段)において合成される(ステップ88)。

30

## 【0119】

このようにして、組織の表示に適した第3の超音波画像191と針の見やすい針画像とを一度の超音波プローブ6の駆動により生成することができる。

## 【0120】

図30から図41Cは、他の実施例を示すもので、超音波プローブ6がコンベックス型のものである。

## 【0121】

図30から図35Cは、第1の方向が超音波振動子20-32のそれぞれから真っ直ぐ(円弧状に配列されている超音波振動子20-32が円周上に配列されているとして、その円の中心から超音波振動子20-32のそれぞれに伸びた方向と第1の方向とが一致する)のものである。

40

## 【0122】

図30は、超音波振動子20-32と第1の方向のライン201との関係を示している。

## 【0123】

第1の方向のライン201は、超音波振動子20-32のそれぞれから真っ直ぐに伸びた方向である。仮想受信方向のライン202は、第1の方向のライン201からの角度斜めにずれている。

50

## 【 0 1 2 4 】

図31 A は、図 2 A に対応するもので、超音波振動子21 - 27から集束位置41で集束する超音波51が送信されている様子を示している。

## 【 0 1 2 5 】

超音波51は、ライン201で定まる第 1 の方向を中心とする強度分布を有する。超音波51が送信されると、観測対象位置40から超音波エコー52が発生する。発生した超音波エコー52は、超音波振動子21 - 27において受信される。超音波振動子21 - 27から超音波エコー信号211 - 217 ( 図31 B 参照 ) が出力される。

## 【 0 1 2 6 】

図31 B は、図 2 B に対応するもので、超音波振動子21 - 27から出力される超音波エコー信号211 - 217を示している。

10

## 【 0 1 2 7 】

超音波振動子21 - 27の位置に応じて、超音波エコー信号211 - 217の出力タイミングが異なる。超音波振動子24からの超音波エコー信号214が最初に出力され、次に超音波振動子23および25からの超音波エコー信号213および215が出力され、次に超音波振動子22および26からの超音波エコー信号212および216が出力され、最後に超音波振動子21および27からの超音波エコー信号211および217が出力される。

## 【 0 1 2 8 】

このようにして得られた超音波エコー信号211 - 217は、A / D変換回路 8 において超音波エコー・データにデジタル変換され、第 1 の方向のライン201に沿って整相加算が行われる ( 超音波エコー信号211 - 217の出力時間差が補正された後で、超音波エコー信号211 - 217がデジタル変換された第 1 の超音波エコー・データが、超音波エコー信号214がデジタル変換された超音波エコー・データに重畳させられる ) 。

20

## 【 0 1 2 9 】

図32 A は、図 9 A に対応するもので、超音波振動子21 - 27から集束位置41で集束する超音波51が送信されている様子を示している。図32 B は、超音波振動子21 - 27から出力する超音波エコー信号211 - 217である。

## 【 0 1 3 0 】

図32 A に示すように、仮想受信方向のライン203が設定されている。

## 【 0 1 3 1 】

超音波振動子21 - 27から、超音波振動子21 - 27の位置に応じた出力タイミングで超音波エコー信号211 - 217が出力する。このようにして得られた超音波エコー信号211 - 217は、A / D変換回路 8 において超音波エコー・データにデジタル変換され、仮想受信方向のライン203に沿って整相加算が行われる ( 超音波エコー信号211 - 217の出力時間差が補正された後で、超音波エコー信号211 - 217がデジタル変換された第 1 の超音波エコー・データが、超音波エコー信号213がデジタル変換された超音波エコー・データに重畳させられる ) 。

30

## 【 0 1 3 2 】

図33 A は、図 6 A に対応するもので、超音波振動子21 - 27から集束位置41で集束する超音波51が送信されている様子を示している。図33 B は、超音波振動子21 - 27から出力する超音波エコー信号211 - 217である。

40

## 【 0 1 3 3 】

図33 A に示すように、仮想受信方向のライン202が設定されている。

## 【 0 1 3 4 】

超音波振動子21 - 27から、超音波振動子21 - 27の位置に応じた出力タイミングで超音波エコー信号211 - 217が出力する。このようにして得られた超音波エコー信号211 - 217は、A / D変換回路 8 において超音波エコー・データにデジタル変換され、仮想受信方向のライン202に沿って整相加算が行われる ( 超音波エコー信号211 - 217の出力時間差が補正された後で、超音波エコー信号211 - 217がデジタル変換された第 1 の超音波エコー・データが、超音波エコー信号215がデジタル変換された超音波エコー・データに重畳させ

50

られる)。

【0135】

図34は、超音波51を送信する複数の超音波振動子を、超音波振動子20 - 27が配列されている円弧方向に更新した様子を示すもので、図12に対応している。

【0136】

超音波51を送信する複数の超音波振動子が、超音波振動子20 - 27が配列されている円弧方向に更新されると、複数の第1の超音波画像221 - 223が得られる。

【0137】

図35Aは、複数の第1の超音波画像221 - 223のうちの第1の超音波画像221を示している。

10

【0138】

第1の超音波画像221は、第1の方向のライン201が仮想受信方向のラインと一致するものである。この第1の超音波画像221に針の部分221Aが含まれている。

【0139】

図35Bは、複数の第1の超音波画像221 - 223のうちの第1の超音波画像223を示している。

【0140】

第1の超音波画像223は、図32Aに示す仮想受信方向のライン203に沿って整相加算されることにより得られたものである。この第1の超音波画像223にも針部分223Aが含まれている。

20

【0141】

図35Cは、複数の第1の超音波画像221 - 223のうちの第1の超音波画像222を示している。

【0142】

第1の超音波画像222は、図33Aに示す仮想受信方向のライン202に沿って整相加算されることにより得られたものである。この第1の超音波画像222にも針部分222Aが含まれている。

【0143】

複数の第1の超音波画像221 - 223が得られると、針が見やすい針画像が生成(新たに生成、選択など)される。また、第1の超音波画像221は、仮想受信方向のライン201が、超音波振動子20 - 32のそれぞれから真っ直ぐな方向であるから、組織の表示に適している。このため、第1の超音波画像221は、生成された針画像と合成することができる。

30

【0144】

図36から図41Cは、第1の方向が、超音波プローブ6の中央の超音波振動子26からまっすぐ伸びた方向(超音波振動子20 - 32が円上に配列されていると考えた場合に、その円の中心から、中央の超音波振動子26に伸びた方向)とすべて平行となっているものである。

【0145】

図36は、超音波振動子20 - 32と第1の方向のライン231との関係を示している。

【0146】

第1の方向のライン231は、超音波振動子20 - 32の中央の超音波振動子26から真っ直ぐに伸びた方向である。仮想受信方向のライン232は、第1の方向のライン231からの角度斜めにずれている。

40

【0147】

図37Aは、図31Aに対応するもので、超音波振動子21 - 27から集束位置41で集束する超音波51が送信されている様子を示している。

【0148】

超音波51は、ライン231で定まる第1の方向を中心とする強度分布を有する。超音波51が送信されると、観測対象位置40から超音波エコー52が発生する。発生した超音波エコー52は、超音波振動子21 - 27において受信される。超音波振動子21 - 27から超音波エコー信号211 - 217(図37B参照)が出力される。

50

## 【 0 1 4 9 】

図37Bは、図31Bに対応するもので、超音波振動子21 - 27から出力される超音波エコー信号241 - 247を示している。

## 【 0 1 5 0 】

超音波振動子21 - 27の位置に応じて、超音波エコー信号211 - 217の出力タイミングが異なる。超音波振動子24からの超音波エコー信号244が最初に出力され、次に超音波振動子23および25からの超音波エコー信号243および245が出力され、次に超音波振動子22および26からの超音波エコー信号242および246が出力され、最後に超音波振動子21および27からの超音波エコー信号241および247が出力される。

## 【 0 1 5 1 】

超音波エコー信号241 - 247は、A / D変換回路8において超音波エコー・データにデジタル変換され、第1の方向のライン231に沿って整相加算が行われる（超音波エコー信号241 - 247の出力時間差が補正された後で、超音波エコー信号241 - 247がデジタル変換された第1の超音波エコー・データが、超音波エコー信号244がデジタル変換された超音波エコー・データに重畳させられる）。

## 【 0 1 5 2 】

図38Aは、図32Aに対応するもので、超音波振動子21 - 27から集束位置41で集束する超音波51が送信されている様子を示している。図38Bは、超音波振動子21 - 27から出力する超音波エコー信号241 - 247を示している。

## 【 0 1 5 3 】

図38Aに示すように、仮想受信方向のライン232が設定されている。

## 【 0 1 5 4 】

超音波振動子21 - 27から、超音波振動子21 - 27の位置に応じた出力タイミングで超音波エコー信号241 - 247が出力する。このようにして得られた超音波エコー信号241 - 247は、A / D変換回路8において超音波エコー・データにデジタル変換され、仮想受信方向のライン232に沿って整相加算が行われる（超音波エコー信号241 - 247の出力時間差が補正された後で、超音波エコー信号241 - 247がデジタル変換された第1の超音波エコー・データが、超音波エコー信号243がデジタル変換された超音波エコー・データに重畳させられる）。

## 【 0 1 5 5 】

図39Aは、図33Aに対応するもので、超音波振動子21 - 27から集束位置41で集束する超音波51が送信されている様子を示している。図39Bは、超音波振動子21 - 27から出力する超音波エコー信号241 - 247を示している。

## 【 0 1 5 6 】

図39Aに示すように、仮想受信方向のライン233が設定されている。

## 【 0 1 5 7 】

超音波振動子21 - 27から、超音波振動子21 - 27の位置に応じた出力タイミングで超音波エコー信号241 - 247が出力する。このようにして得られた超音波エコー信号241 - 247は、A / D変換回路8において超音波エコー・データにデジタル変換され、仮想受信方向のライン233に沿って整相加算が行われる（超音波エコー信号241 - 247の出力時間差が補正された後で、超音波エコー信号241 - 247がデジタル変換された第1の超音波エコー・データが、超音波エコー信号245がデジタル変換された超音波エコー・データに重畳させられる）。

## 【 0 1 5 8 】

図40は、超音波51を送信する複数の超音波振動子を、超音波振動子20 - 27が配列されている円弧方向に更新した様子を示すもので、図34に対応している。

## 【 0 1 5 9 】

超音波51を送信する複数の超音波振動子を、超音波振動子20 - 27が配列されている円弧方向に更新されると、複数の第1の超音波画像71 - 73に対応する複数の第1の超音波画像251 - 253が得られる。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 6 0 】

図41 A は、複数の第 1 の超音波画像251 - 253のうちの第 1 の超音波画像253を示している。

## 【 0 1 6 1 】

第 1 の超音波画像253は、図39 A に示す仮想受信方向のライン233に沿って整相加算されることにより得られたものである。この第 1 の超音波画像253に針の部分253 A が含まれている。

## 【 0 1 6 2 】

図41 B は、複数の第 1 の超音波画像251 - 253のうちの第 1 の超音波画像251を示している。

## 【 0 1 6 3 】

第 1 の超音波画像251は、図37 A に示す第 1 の方向（仮想受信方向も同じである）のライン231から得られたものである。この第 1 の超音波画像251にも針の部分251 A が含まれている。

## 【 0 1 6 4 】

図41 C は、複数の第 1 の超音波画像251 - 253のうちの第 1 の超音波画像252を示している。

## 【 0 1 6 5 】

第 1 の超音波画像252は、図38 A に示す仮想受信方向のライン232に沿って整相加算されることにより得られたものである。この第 1 の超音波画像252にも針部分252 A が含まれている。

## 【 0 1 6 6 】

このようにして、複数の第 1 の超音波画像251 - 253が得られると、針が見やすい針画像が生成（新たに生成、選択など）される。また、第 1 の超音波画像251は、被検体に向かって垂直に超音波が送信されるので、組織の表示に適している。第 1 の超音波画像251と生成された針画像と合成することができる。

## 【 0 1 6 7 】

このように、超音波プローブ 6 を構成する超音波振動子20 - 32が円弧方向に配列されている場合であっても、超音波振動子20 - 32が一方向に直線で配列されている場合と同様に、見やすい針画像を得ることができる。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 1 6 8 】

- 2 制御装置（針画像生成手段，座標変換手段，第 1 の合成手段）
- 3 操作装置（仮想受信方向設定手段）
- 5 送信装置（送信制御手段）
- 6 超音波プローブ（音響波プローブ）
- 8 A / D（アナログ / デジタル）変換回路
- 11 整相加算装置（第 1 の音響波画像生成手段，第 2 音響波画像生成手段）
- 13 D S C（デジタル・スキャン・コンバータ）（第 1 の音響波画像生成手段，第 2 の音響波画像生成手段）
- 14 画像作成装置（針画像作成装置）

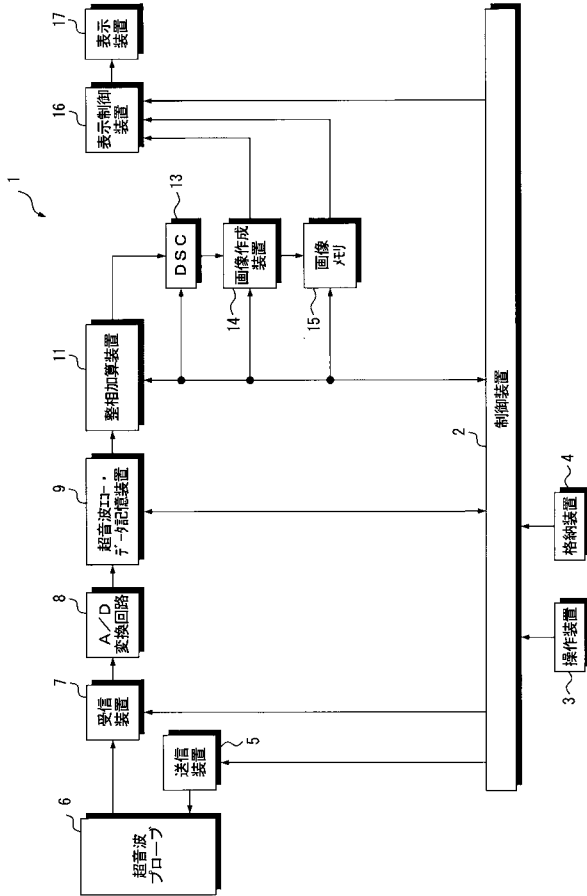
10

20

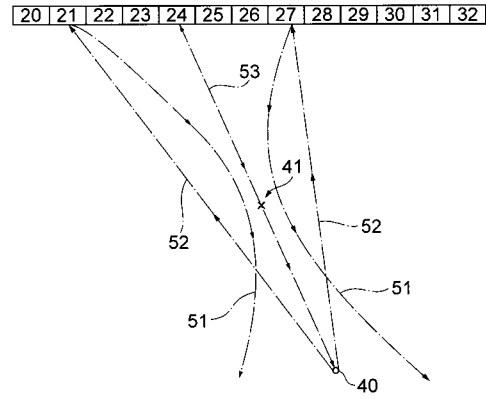
30

40

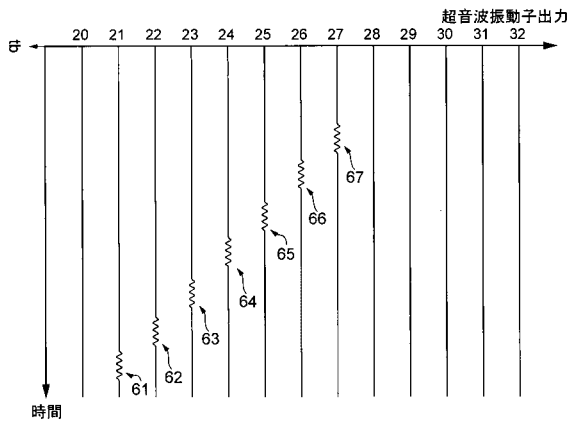
【 図 1 】



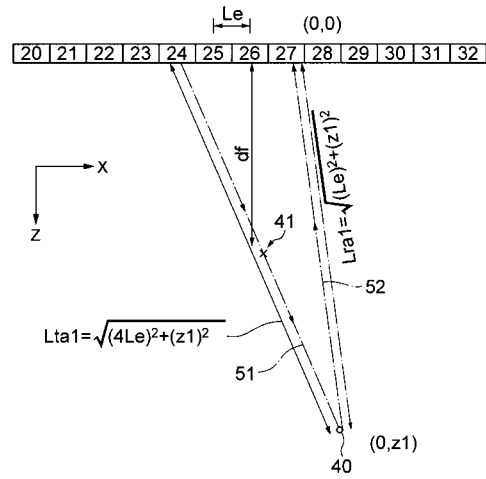
【 図 2 A 】



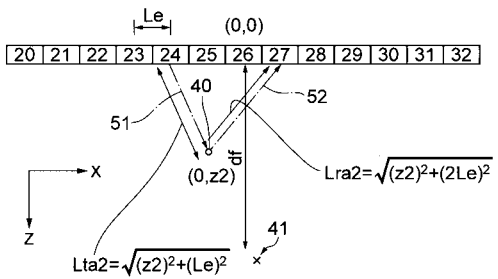
【 図 2 B 】



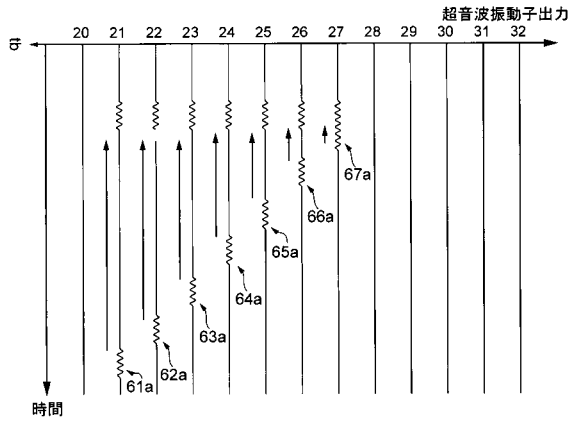
【 図 3 】



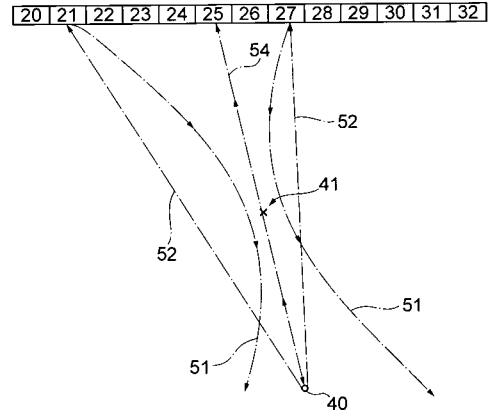
【 図 4 】



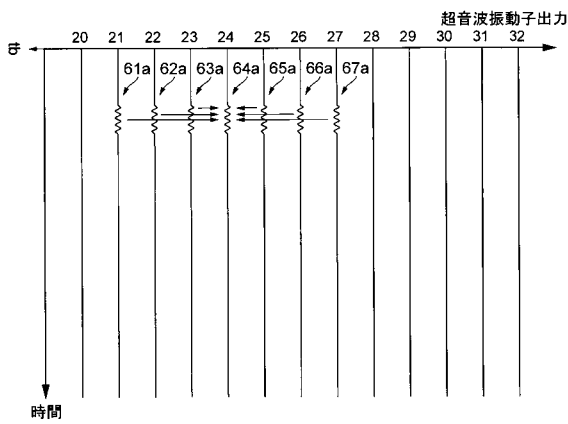
【 図 5 】



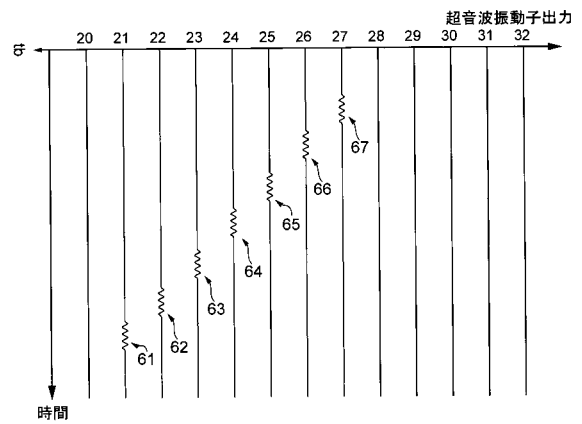
【 図 7 A 】



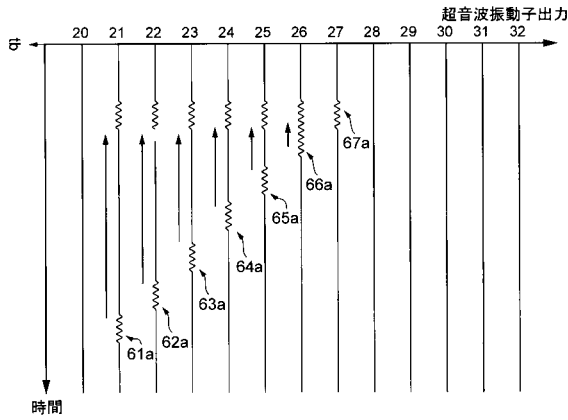
【 図 6 】



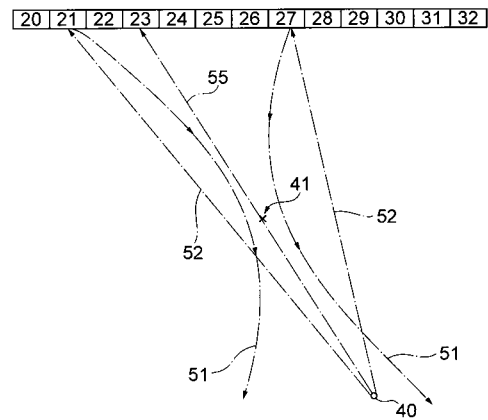
【 図 7 B 】



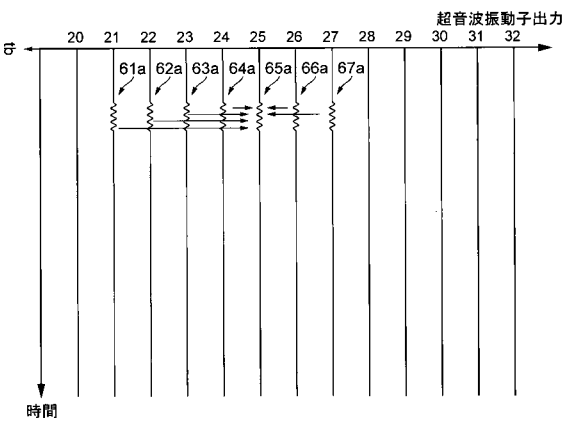
【 図 8 】



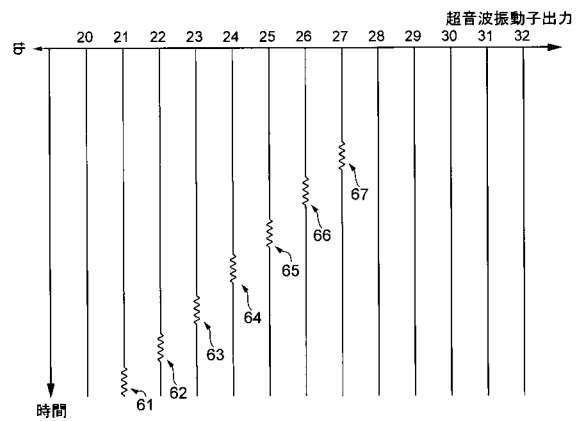
【 図 10 A 】



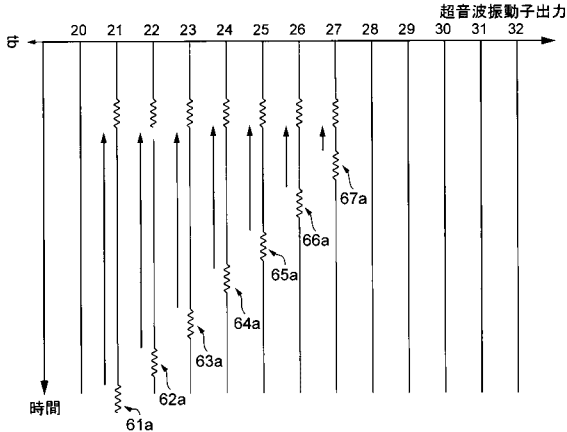
【 図 9 】



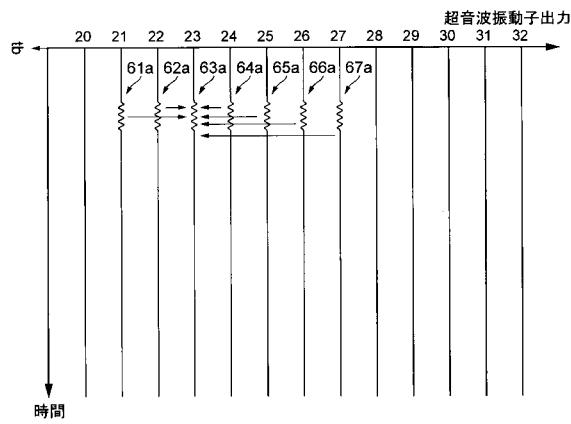
【 図 10 B 】



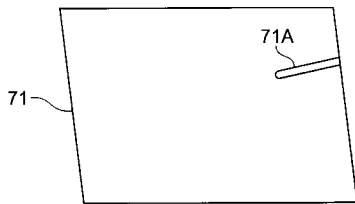
【図11】



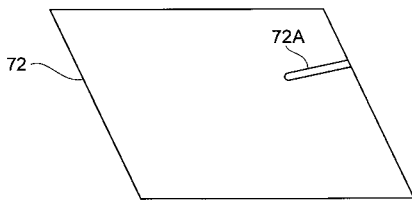
【図12】



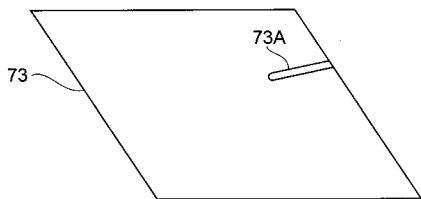
【図14A】



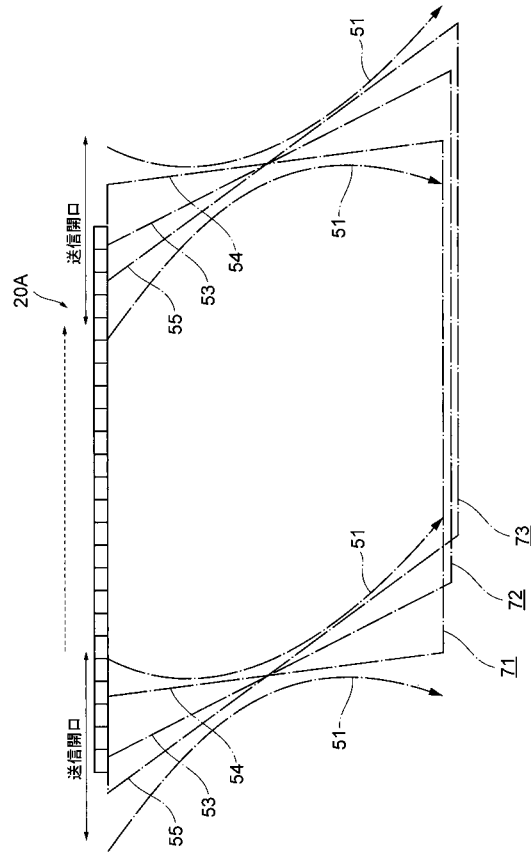
【図14B】



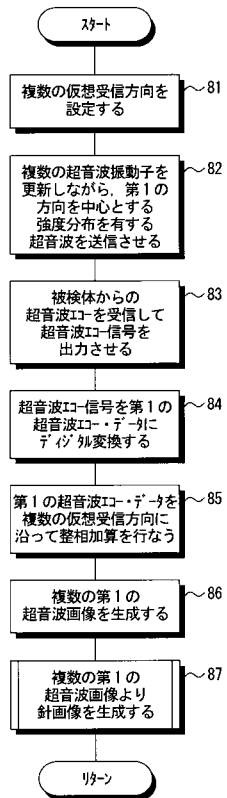
【図14C】



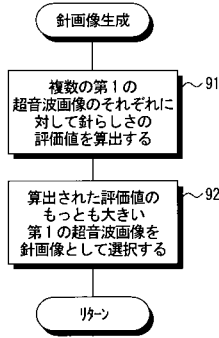
【図13】



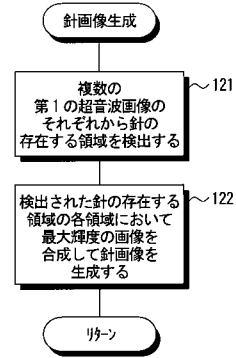
【図15】



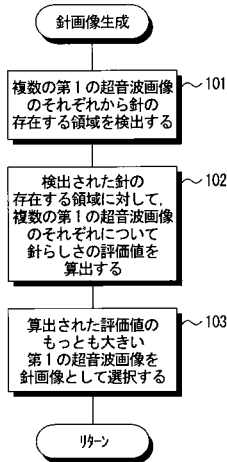
【 図 1 6 】



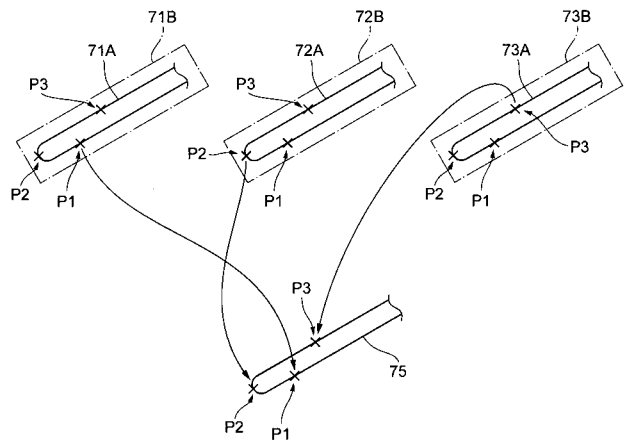
【 図 1 8 】



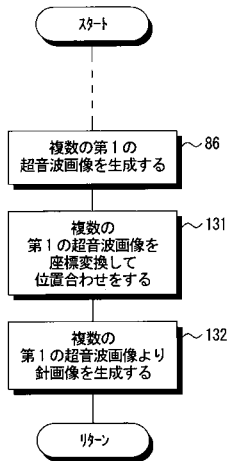
【 図 1 7 】



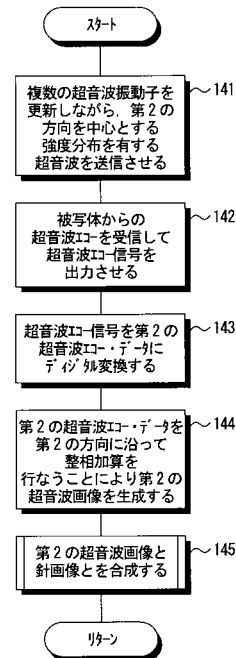
【 図 1 9 】



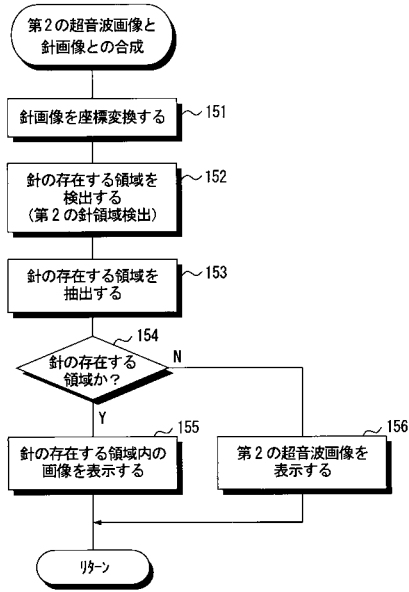
【 図 2 0 】



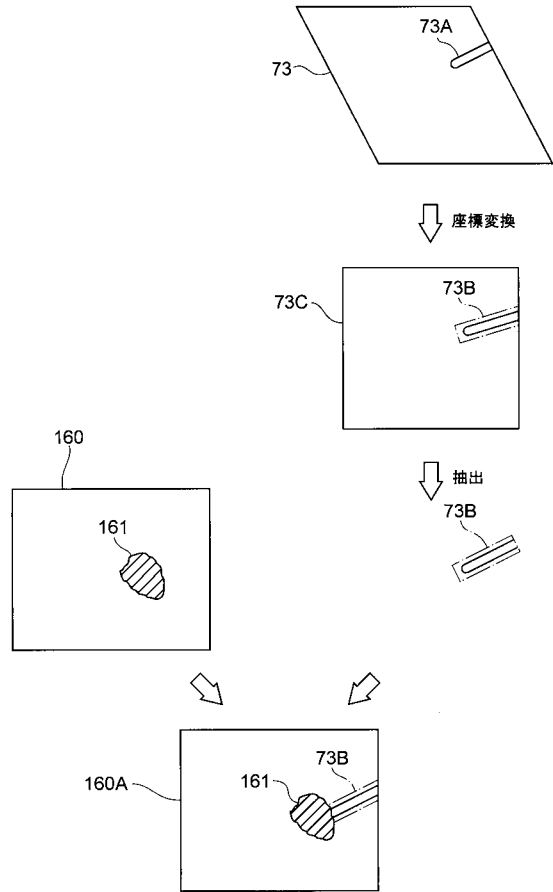
【 図 2 1 】



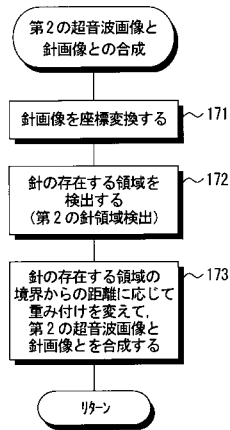
【 図 2 2 】



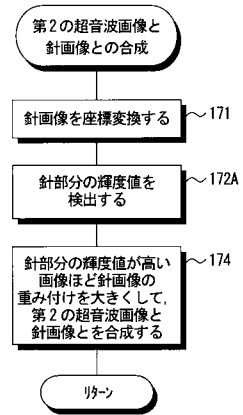
【 図 2 3 】



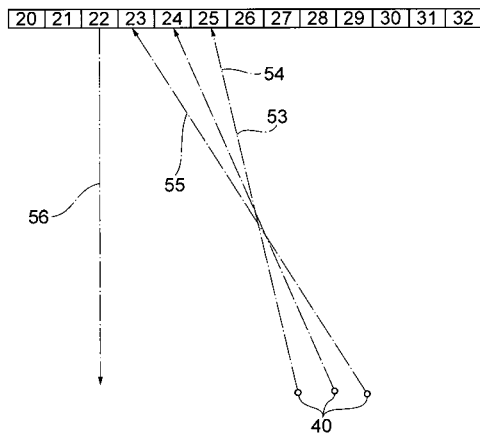
【 図 2 4 】



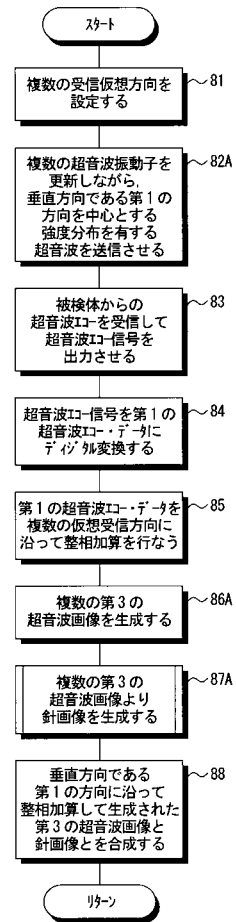
【 図 2 5 】



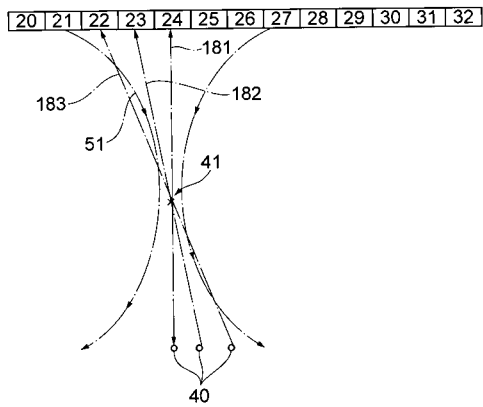
【図 26】



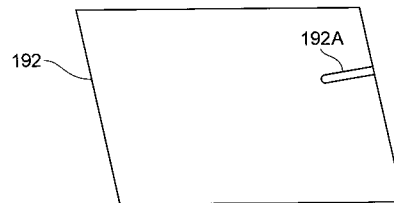
【図 27】



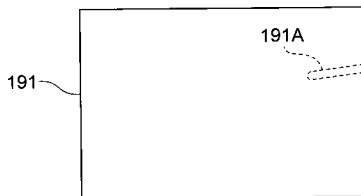
【図 28】



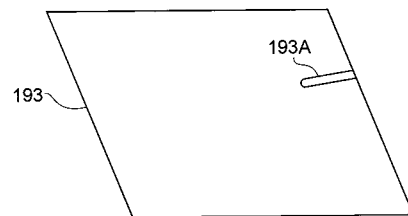
【図 29 B】



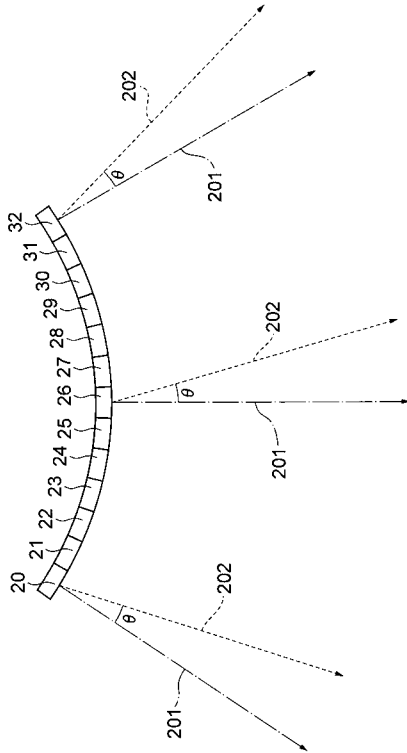
【図 29 A】



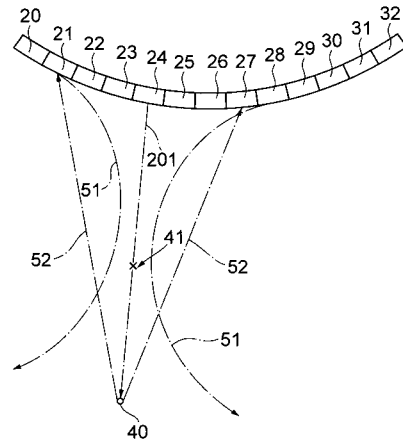
【図 29 C】



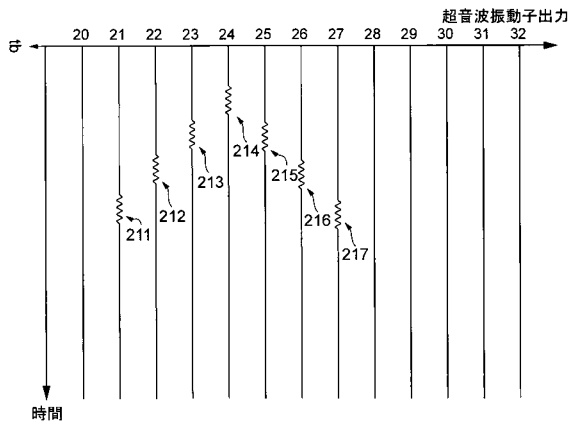
【 図 3 0 】



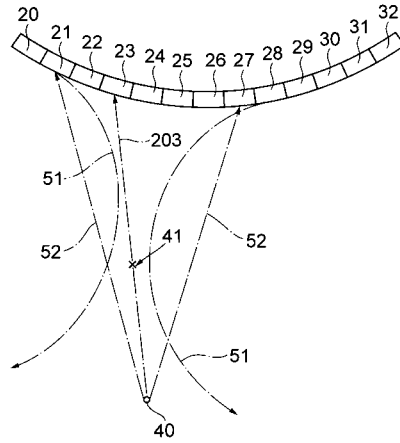
【 図 3 1 A 】



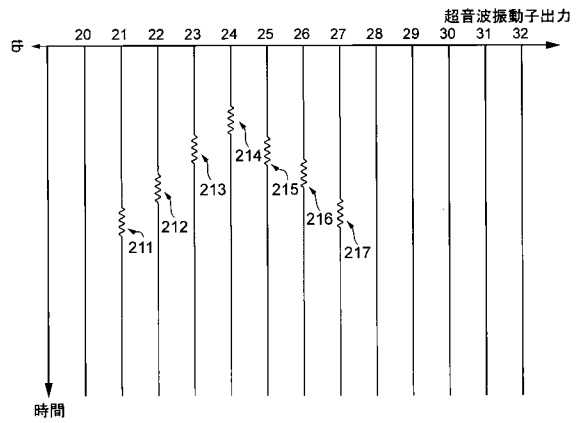
【 図 3 1 B 】



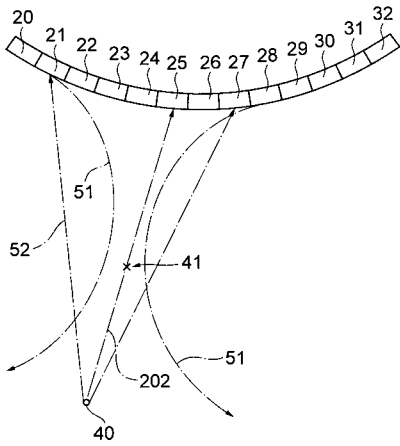
【 図 3 2 A 】



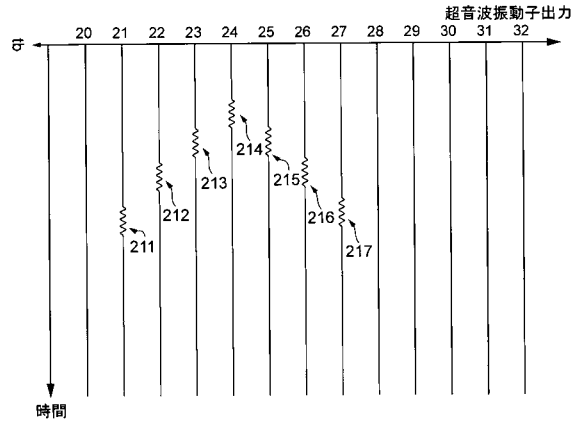
【 図 3 2 B 】



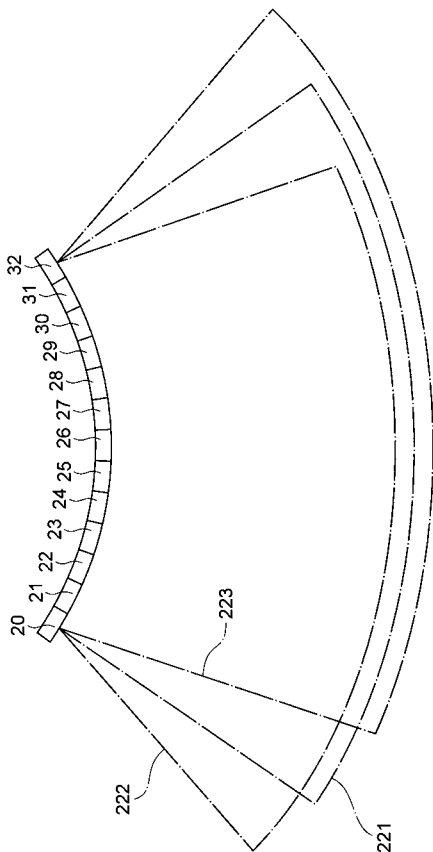
【図 3 3 A】



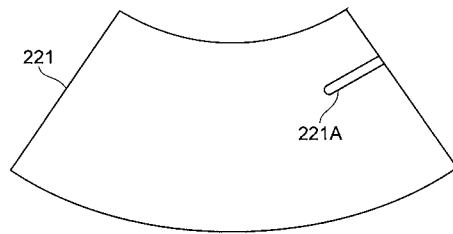
【図 3 3 B】



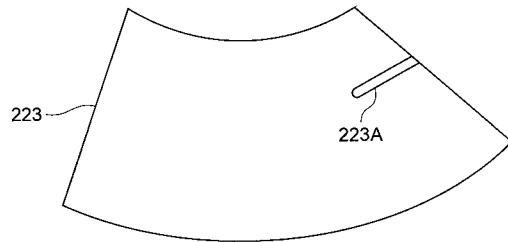
【図 3 4】



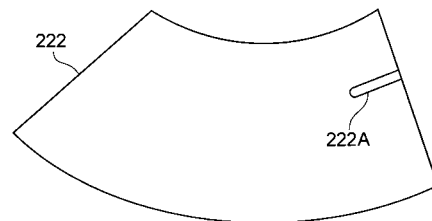
【図 3 5 A】



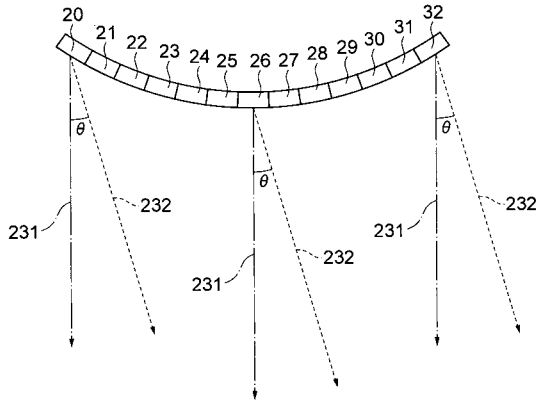
【図 3 5 B】



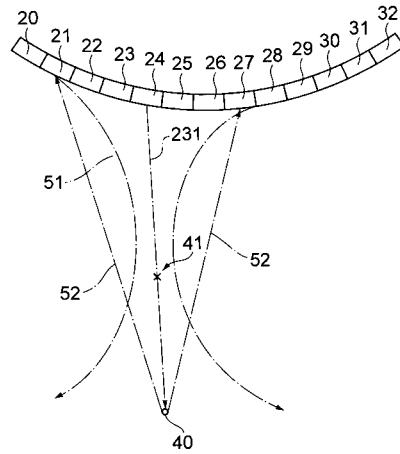
【図 3 5 C】



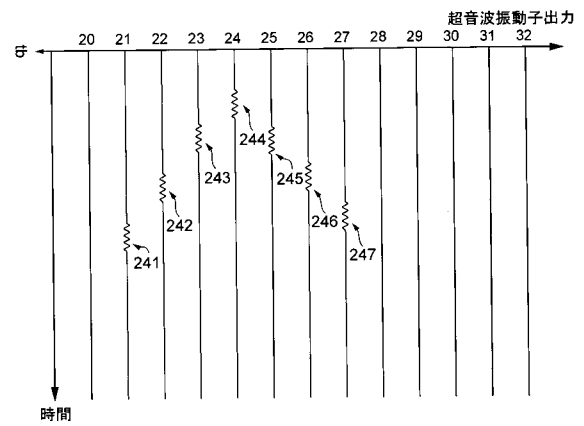
【図 3 6】



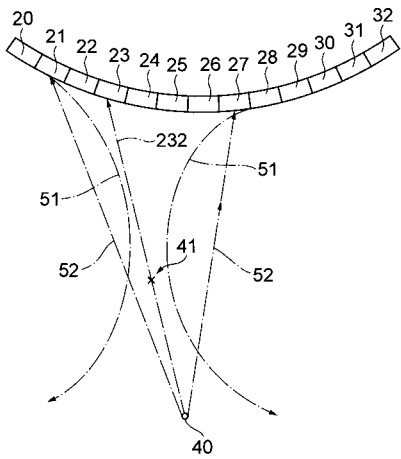
【図 3 7 A】



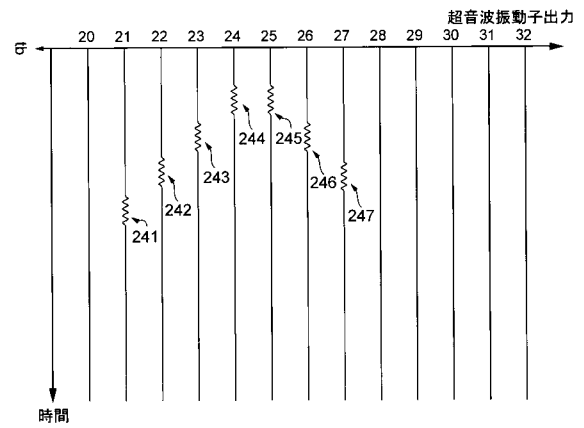
【図 3 7 B】



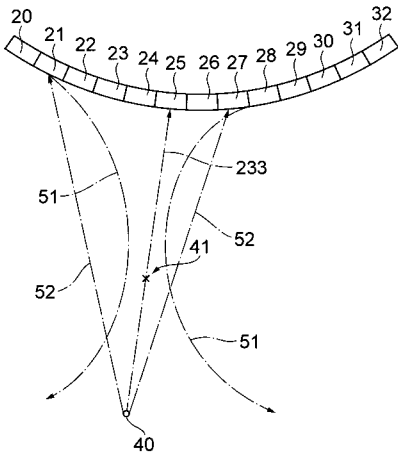
【図 3 8 A】



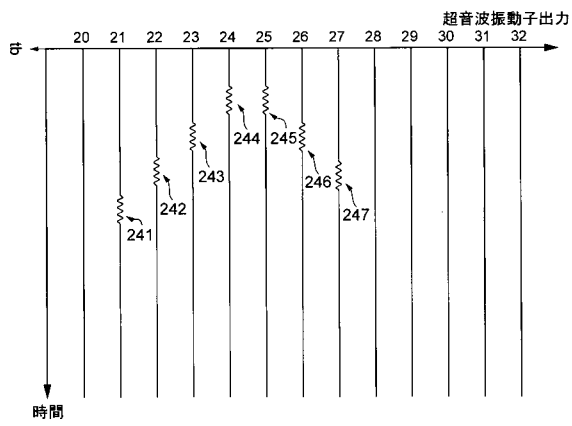
【図 3 8 B】



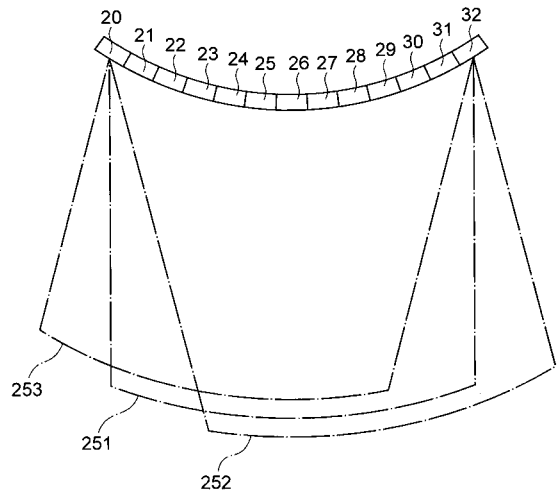
【 図 3 9 A 】



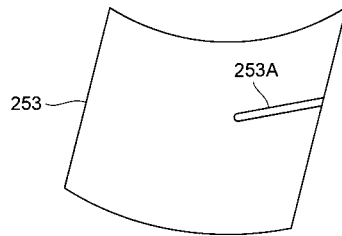
【 図 3 9 B 】



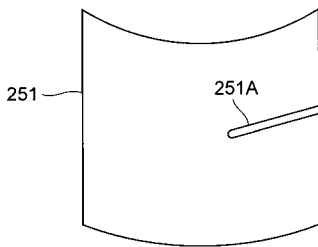
【 図 4 0 】



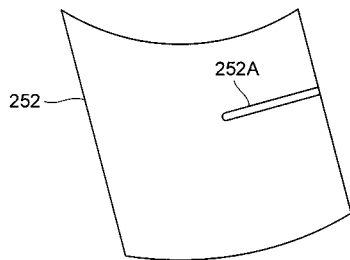
【 図 4 1 A 】



【 図 4 1 B 】



【 図 4 1 C 】



## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. PCT/JP2016/058569
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/14 (2006.01) i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/14  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2014-30500 A (Toshiba Corp.), 20 February 2014 (20.02.2014), paragraphs [0002] to [0005], [0013] to [0019]; fig. 1 to 3, 8, 12 (Family: none)	1-14
A	JP 2012-105959 A (Toshiba Corp.), 07 June 2012 (07.06.2012), entire text; all drawings & US 2012/0099394 A1 entire text; all drawings & WO 2012/053345 A1 & CN 102695455 A	1-14
A	JP 2015-27346 A (Fujifilm Corp.), 12 February 2015 (12.02.2015), entire text; all drawings & WO 2015/015848 A1	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 21 April 2016 (21.04.16)		Date of mailing of the international search report 10 May 2016 (10.05.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2016/058569

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-192627 A (Konica Minolta, Inc.), 30 September 2013 (30.09.2013), entire text; all drawings & US 2013/0274608 A1 entire text; all drawings	1-14
A	JP 2012-245092 A (Toshiba Corp.), 13 December 2012 (13.12.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 5 8 5 6 9	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/14			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2014-30500 A (株式会社東芝) 2014.02.20, 段落 [0002]-[0005], [0013]-[0019], 第1-3, 8, 12 図 (ファミリーなし)	1-14	
A	JP 2012-105959 A (株式会社東芝) 2012.06.07, 全文, 全図 & US 2012/0099394 A1 全文, 全図 & WO 2012/053345 A1 & CN 102695455 A	1-14	
A	JP 2015-27346 A (富士フイルム株式会社) 2015.02.12, 全文, 全図 & WO 2015/015848 A1	1-14	
A	JP 2013-192627 A (コニカミノルタ株式会社) 2013.09.30, 全文, 全 図 & US 2013/0274608 A1 全文, 全図	1-14	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献	
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 21.04.2016		国際調査報告の発送日 10.05.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2U 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 5 8 5 6 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2012-245092 A (株式会社東芝) 2012.12.13, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14

## フロントページの続き

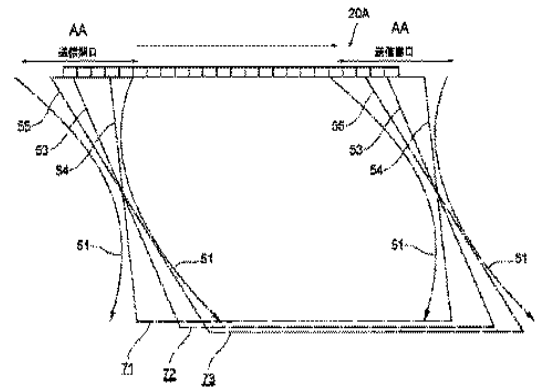
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	声波图像生成装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2016158467A1</a>	公开(公告)日	2018-02-01
申请号	JP2017509557	申请日	2016-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	野口雅史		
发明人	野口 雅史		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B8/14 A61B8/0841 A61B8/4477 A61B8/463 A61B8/5207 A61B34/20 A61B2034/2063		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/FF03 4C601/HH31 4C601/JC21		
优先权	2015076977 2015-04-03 JP		
其他公开文献	JP6402241B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

能够获得具有良好可见度的针的图像的声波图像生成装置和方法。当具有以第一方向为中心的强度分布的超声波被发送到被检体时，超声波回波从被检体返回。表示超声波回波的超声波回波数据在虚拟接收方向上沿着线(53)-(55)进行相位和相加。当发送超声波(51)的超声波换能器被更新时，获得多个第一超声波图像(71)至(73)。由于能够得到各种角度的超声波图像(71)-(73)，因此，在被检者穿刺针时，能够得到针的可见性良好的图像。



AA Transmission opening