

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6419945号  
(P6419945)

(45) 発行日 平成30年11月7日(2018.11.7)

(24) 登録日 平成30年10月19日(2018.10.19)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)** A 6 1 B 8/14

請求項の数 12 (全 26 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2017-508232 (P2017-508232)                  (86) (22) 出願日 平成28年3月14日 (2016.3.14)                  (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/057910                  (87) 国際公開番号 W02016/152602                  (87) 国際公開日 平成28年9月29日 (2016.9.29)                  審査請求日 平成29年4月18日 (2017.4.18)                  (31) 優先権主張番号 特願2015-59623 (P2015-59623)                  (32) 優先日 平成27年3月23日 (2015.3.23)                  (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 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                  (74) 代理人 110001830                  東京U I T国際特許業務法人                  (72) 発明者 山本 拓明                  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                   審査官 後藤 順也</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その制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の音響波振動子が円弧状に配列されている音響波プローブ、  
 音響波を送信させる上記音響波振動子を順に更新しながら、集束位置に集中する音響波を上記音響波振動子から被検体に送信させる駆動手段、

上記駆動手段による上記音響波振動子の駆動にもとづいて得られる上記被検体の観測対象位置からの音響波エコーを表す音響波エコー信号を用いて、上記被検体の音響波画像を表すリアル走査線を生成するリアル走査線生成手段、

上記被検体内部において深さのしきい値よりも深い部分について、上記集束位置と上記観測対象位置との上記円弧方向に位置ずれがある上記音響波エコー信号を用いて、上記リアル走査線の間位置する第1の補間走査線を生成する補間走査線生成手段、

上記リアル走査線と上記第1の補間走査線とから上記被検体の音響波画像を生成する音響波画像生成手段、および

上記リアル走査線の走査線密度を上記被検体の深さごとに算出する走査線密度算出手段を備え、

上記補間走査線生成手段は、

上記走査線密度算出手段によって算出された走査線密度がしきい値以下であることに応じて、上記第1の補間走査線を生成する、

音響波画像生成装置。

【請求項2】

10

20

上記補間走査線生成手段は、

上記被検体内部において深さのしきい値よりも深い部分から得られる上記音響波エコー信号であって、上記集束位置と上記観測対象位置との上記円弧方向に位置ずれがある上記音響波エコー信号を用いて、上記被検体内部において、深さのしきい値よりも深い部分について、上記第1の補間走査線を生成する、

請求項1に記載の音響波画像生成装置。

【請求項3】

上記補間走査線生成手段は、

上記補間走査線生成手段によって生成された第1の補間走査線と上記リアル走査線との間に位置する第2の補間走査線を、上記集束位置と上記観測対象位置との上記円弧方向に位置ずれがある上記音響波エコー信号を用いて生成する、

請求項1に記載の音響波画像生成装置。

【請求項4】

上記補間走査線生成手段は、

上記補間走査線生成手段によって生成された第1の補間走査線と上記リアル走査線との間に位置する第2の補間走査線を、上記リアル走査線と、上記補間走査線生成手段によって生成された第1の補間走査線とから生成する、

請求項1に記載の音響波画像生成装置。

【請求項5】

上記補間走査線生成手段は、

上記補間走査線生成手段によって生成された第1の補間走査線と上記リアル走査線との間に位置する第2の補間走査線を、上記補間走査線生成手段によって生成された第1の補間走査線から生成する、

請求項1に記載の音響波画像生成装置。

【請求項6】

上記補間走査線生成手段は、

上記被検体の深さごとに決められた走査線密度となるまで、深さごとに異なる密度の上記第1の補間走査線を生成する、

請求項1に記載の音響波画像生成装置。

【請求項7】

上記音響波画像生成手段によって生成された音響波画像を表示装置に表示させる音響波画像表示制御手段、

をさらに備えた請求項1に記載の音響波画像生成装置。

【請求項8】

上記音響波画像生成手段は、上記リアル走査線と上記第1の補間走査線と上記第2の補間走査線とから上記音響波画像を生成する、

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9】

上記音響波プローブは、コンベックス型音響波プローブである、

請求項1から8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10】

上記リアル走査線を、上記集束位置と上記観測対象位置との上記円弧方向に位置ずれがある上記音響波エコー信号を用いて生成する、

請求項1から9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11】

上記リアル走査線を、上記集束位置と上記観測対象位置との上記円弧方向に位置ずれがある上記音響波エコー信号と、上記位置ずれが無い上記音響波エコー信号とから生成する、

請求項1から10のうち、いずれか1項に記載の音響波画像生成装置。

【請求項12】

10

20

30

40

50

音響波プローブに、円弧状に複数配列されている音響波振動子であって、かつ音響波を送信させる上記音響波振動子を、駆動手段が、順に更新しながら、集束位置に集中する音響波を上記音響波振動子から被検体に送信させ、

リアル走査線生成手段が、上記駆動手段による上記音響波振動子の駆動にもとづいて得られる上記被検体の観測対象位置からの音響波エコーを表す音響波エコー信号を用いて上記被検体の音響波画像を表すリアル走査線を生成し、

補間走査線生成手段が、上記被検体内部において深さのしきい値よりも深い部分について、上記集束位置と上記観測対象位置との上記円弧方向に位置ずれがある上記音響波エコー信号を用いて、上記リアル走査線の間位置する第1の補間走査線を生成し、

音響波画像生成手段が、上記リアル走査線と上記第1の補間走査線とから上記被検体の音響波画像を生成する音響波画像生成装置の制御方法であって、

走査線密度算出手段が、上記リアル走査線の走査線密度を上記被検体の深さごとに算出し、

上記補間走査線生成手段は、

上記走査線密度算出手段によって算出された走査線密度がしきい値以下であることに応じて、上記第1の補間走査線を生成する、

音響波画像生成装置の制御方法。

【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その制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

体表用のコンベックス・プローブ、超音波内視鏡のマイクロ・コンベックス・タイプのスコープでは、複数の超音波振動子から送信される超音波は、平行ではなく、ある一点を中心として角度をもつものとなるから、被検体の深い部分を表す超音波画像の部分ほど、超音波画像を生成する走査線の密度（走査線間隔）は粗くなる。被検体の深い部分を表す超音波画像の部分の画像密度を改善するために、プローブから遠い部分ではプローブに近い部分に比べて円弧方向における超音波の送信間隔を狭くして多数回の追加送信をするものがある（特許文献1）。また、プローブから近い部分の超音波エコーの受信方式とプローブから遠い部分の超音波エコーの受信方式とを変えるものもある（特許文献2）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開平05-154153号公報

【特許文献2】特開平02-147052号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献1に記載の方法では、追加送信を行うと時間がかかるので超音波画像のフレーム・レートが低下してしまい、リアルタイム性が失われる。また、特許文献2に記載の方法では、プローブから近い部分の超音波エコーの受信方式とプローブから遠い部分の超音波エコーの受信方式とが異なるので、被検体の深い部分を表す超音波画像の部分の画質と被検体の浅い部分を表す超音波画像の画質とが異なってしまふことがある。

【0005】

この発明は、フレーム・レートを低下させることなく、被検体の深い部分を表す超音波画像の部分も高画質の超音波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】

【0006】

10

20

30

40

50

この発明による超音波画像生成装置は、複数の音響波振動子が円弧状に配列されている音響波プローブ、音響波を送信させる音響波振動子を順に更新しながら、集束位置に集中する音響波を音響波振動子から被検体に送信させる駆動手段、駆動手段による上記音響波振動子の駆動にもとづいて得られる被検体の観測対象位置からの音響波エコーを表す音響波エコー信号を用いて、被検体の音響波画像を表すリアル走査線を生成するリアル走査線生成手段、被検体内部において深さのしきい値よりも深い部分について、集束位置と観測対象位置との円弧方向に位置ずれがある音響波エコー信号を用いて、リアル走査線の間にある第1の補間走査線を生成する補間走査線生成手段、およびリアル走査線と第1の補間走査線とから被検体の音響波画像を生成する音響波画像生成手段を備えていることを特徴とする。

10

**【0007】**

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、複数の音響波振動子が円弧状に配列されている音響波プローブを備えた音響波画像生成装置の制御方法において、駆動手段が、音響波を送信させる音響波振動子を順に更新しながら、集束位置に集中する音響波を音響波振動子から被検体に送信させ、リアル走査線生成手段が、駆動手段による音響波振動子の駆動にもとづいて得られる被検体の観測対象位置からの音響波エコーを表す音響波エコー信号を用いて被検体の音響波画像を表すリアル走査線を生成し、補間走査線生成手段が、被検体内部において深さのしきい値よりも深い部分について、集束位置と観測対象位置との円弧方向に位置ずれがある音響波エコー信号を用いて、リアル走査線の間位置する第1の補間走査線を生成し、音響波画像生成手段が、リアル走査線と第1の補間走査線とから被検体の音響波画像を生成するものである。

20

**【0008】**

補間走査線生成手段は、被検体内部において深さのしきい値よりも深い部分から得られる音響波エコー信号であって、集束位置と観測対象位置との円弧方向に位置ずれがある音響波エコー信号を用いて、被検体内部において、深さのしきい値よりも深い部分について、第1の補間走査線を生成するものでもよい。

**【0009】**

補間走査線生成手段は、補間走査線生成手段によって生成された第1の補間走査線とリアル走査線との間に位置する第2の補間走査線を、集束位置と観測対象位置との円弧方向に位置ずれがある音響波エコー信号を用いて生成するものでもよい。

30

**【0010】**

補間走査線生成手段は、補間走査線生成手段によって生成された第1の補間走査線とリアル走査線との間に位置する第2の補間走査線を、リアル走査線と、補間走査線生成手段によって生成された第1の補間走査線とから生成するものでもよい。

**【0011】**

補間走査線生成手段は、補間走査線生成手段によって生成された第1の補間走査線とリアル走査線との間に位置する第2の補間走査線を、第1の走査線生成手段によって生成された第1の補間走査線から生成するものでもよい。

**【0012】**

リアル走査線の走査線密度を被検体の深さごとに算出する走査線密度算出手段をさらに備えてもよい。この場合、補間走査線生成手段は、たとえば、走査線密度算出手段によって算出された走査線密度がしきい値以下であることに応じて、第1の補間走査線を生成するものとなる。

40

**【0013】**

補間走査線生成手段は、被検体の深さごとに決められた走査線密度となるまで、深さごとに異なる密度の第1の補間走査線を生成するものでもよい。

**【0014】**

リアル走査線の走査線密度を上記被検体の深さごとに算出する走査線密度算出手段をさらに備えてもよい。この場合、補間走査線生成手段は、被検体の深さにかかわらず走査線密度がしきい値以上となる第1の補間走査線を生成するものとなる。

50

## 【0015】

音響波画像生成手段によって生成された音響波画像を表示装置に表示させる音響波画像表示制御手段をさらに備えてもよい。

## 【0016】

音響波画像生成手段は、リアル走査線と第1の補間走査線と第2の補間走査線とから音響波画像を生成するものでもよい。

## 【0017】

音響波プローブは、たとえば、コンベックス型音響波プローブである。

## 【0018】

リアル走査線を、集束位置と観測対象位置との円弧方向に位置ずれがある音響波エコー信号を用いて生成してもよいし、リアル走査線を、集束位置と観測対象位置との円弧方向に位置ずれがある音響波エコー信号と、位置ずれが無い音響波エコー信号とから生成してもよい。

10

## 【発明の効果】

## 【0019】

この発明によると、音響波プローブには、複数の音響波振動子が円弧状に配列されている。音響波を送信させる音響波振動子を順に更新しながら、集束位置に集中する音響波が音響波振動子から被検体に送信させられる。被検体の観測対象位置からの音響波エコーを表す音響波エコー信号を用いて生成される被検体の音響波画像を表すリアル走査線が生成されるとともに、被検体内部において深さのしきい値よりも深い部分について、集束位置と観測対象位置との円弧方向に位置ずれがある音響波エコー信号を用いて第1の補間走査線が生成される。リアル走査線と第1の補間走査線とから被検体の音響波画像が生成される。この発明によると、しきい値よりも深い部分についてはリアル走査線の間位置する第1の補間走査線が生成され、リアル走査線と生成された第1の補間走査線とを用いて音響波画像が生成されるから、被検体の深い部分を表す音響波画像についての画質が向上する。また、被検体の深さに応じて受信方式を変更することもないので、音響波画像のリアルタイム性も高い。

20

## 【図面の簡単な説明】

## 【0020】

【図1】超音波画像の一例である。

30

【図2】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3A】超音波の送信および受信を示している。

【図3B】超音波エコー信号を示している。

【図4A】超音波の送信および受信を示している。

【図4B】超音波エコー信号を示している。

【図5A】超音波の送信および受信を示している。

【図5B】超音波エコー信号を示している。

【図6A】超音波の送信および受信を示している。

【図6B】超音波エコー信号を示している。

【図7A】超音波の送信および受信を示している。

40

【図7B】超音波エコー信号を示している。

【図8】超音波の送信および受信を示している。

【図9】超音波の送信および受信を示している。

【図10】整相加算の一部の処理を示している。

【図11】整相加算の一部の処理を示している。

【図12A】超音波の送信および受信を示している。

【図12B】超音波エコー信号を示している。

【図13A】超音波の送信および受信を示している。

【図13B】超音波エコー信号を示している。

【図14A】超音波の送信および受信を示している。

50

【図 1 4 B】超音波エコー信号を示している。

【図 1 5 A】超音波の送信および受信を示している。

【図 1 5 B】超音波エコー信号を示している。

【図 1 6 A】超音波の送信および受信を示している。

【図 1 6 B】超音波エコー信号を示している。

【図 1 7】整相加算の一部の処理を示している。

【図 1 8】整相加算の一部の処理を示している。

【図 1 9】超音波画像の一例である。

【図 2 0】第 2 の補間走査線を生成する様子を示している。

【図 2 1】第 2 の補間走査線を生成する様子を示している。

【図 2 2】超音波画像生成装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図 2 3】超音波画像生成装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図 2 4】超音波画像の一例である。

【図 2 5】超音波画像の一例である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

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。また、被検体として人間の病気の診断に利用するだけでなく、音響波画像（超音波画像）が生成されることにより、壁、配管などの中味を検査等する場合にも利用できる。

【0022】

図 1 は、この発明の実施例による超音波診断装置（音響波画像生成装置）において生成される超音波画像  $Img$  の一例である。

【0023】

この実施例による超音波診断装置は、複数の超音波振動子（音響波振動子）が円弧方向に配列されているコンベックス型超音波プローブ（音響波プローブ）が利用される。コンベックス型超音波プローブを用いることにより得られる超音波画像  $Img$  は、長さの短い円弧  $C1$  と長さの長い円弧  $C2$  と、これらの二つの円弧  $C1$  および  $C2$  のそれぞれの両端を結ぶ直線によって囲まれている。短い円弧  $C1$  から長い円弧  $C2$  に向かう方向が被検体の深さ方向を示している。

【0024】

超音波プローブを構成する超音波振動子の駆動にもとづいて被検体から得られる超音波エコーを表す超音波エコー信号を用いてマルチ・ライン処理が行われることにより、超音波画像  $Img$  を構成するリアル走査線  $L1$  が生成される。深さ方向のしきい値  $D1$  よりも深い部分については、マルチ・ライン処理が行われることにより得られる音響波エコー信号を用いて、リアル走査線  $L1$  の間に位置する第 1 の補間走査線  $L2$  が生成される。リアル走査線  $L1$  と第 1 の補間走査線  $L2$  を用いて超音波画像  $Img$  が生成される。

【0025】

被検体の浅い部分を表す超音波画像部分  $Ar1$  における走査線密度（走査線間隔）と被検体の深い部分を表す超音波画像部分  $Ar2$  における走査線密度との差が大きく変わらなくなるので、被検体の浅い部分を表す超音波画像部分  $Ar1$  の画質と被検体の深い部分を表す超音波画像部分  $Ar2$  の画質が変わらなくなる。被検体の深い部分を表す超音波画像部分  $Ar2$  についての画質も向上する。

【0026】

図 2 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）1 の電氣的構成を示すブロック図である。

【0027】

マルチ・ライン処理を用いて上述したリアル走査線  $L1$  を生成する処理について、まず説明する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 8 】

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。

## 【 0 0 2 9 】

制御装置 2 には、超音波診断装置 1 を操作するユーザ（医師、看護師、技師など）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。

## 【 0 0 3 0 】

超音波診断装置 1 には、超音波プローブ 6 が含まれている。上述したように超音波プローブ 6 は、コンベックス型であり、複数の超音波振動子が円弧状に配列されている（図 3 A など参照）。

10

## 【 0 0 3 1 】

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パルス 43 に変換され、被検体の体内を伝播し、超音波エコー 44 が超音波プローブ 6 に戻る。

## 【 0 0 3 2 】

超音波エコー 44 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。

## 【 0 0 3 3 】

図 3 A から図 7 B は、超音波プローブ 6 から超音波パルス 43 が出力され、上述のように超音波エコー信号が得られる様子を示している。

20

## 【 0 0 3 4 】

図 3 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 から超音波パルス 43 が出力されている様子を示している。図 4 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 22 - 28 から超音波パルス 43 が出力されている様子を示している。図 5 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 23 - 29 から超音波パルス 43 が出力されている様子を示している。図 6 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 24 - 30 から超音波パルス 43 が出力されている様子を示している。図 7 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 25 - 31 から超音波パルス 43 が出力されている様子を示している。

30

## 【 0 0 3 5 】

このように、超音波プローブ 6 に含まれる複数の超音波振動子 20 - 32 は、円弧状に配列（二次元配列でもよい）されている。また、制御装置 2（駆動手段）によって、超音波振動子 20 から 32 のうち、駆動する超音波振動子が順に更新させられながら、集束位置 41 に集中する超音波パルス（音響波） 43 が、駆動する超音波振動子から送信させられる。

## 【 0 0 3 6 】

図 5 A を参照して、超音波振動子 23 - 29 から超音波パルス 43 が送信されたものとする。超音波パルス 43 は、超音波振動子 23 - 29 の中央の超音波振動子 26 の送信方向（図 5 A では超音波振動子 26 の真下）の所定距離にある集束位置 41 に集中するように超音波振動子 23 - 29 から送信される。超音波振動子 23 - 29 の位置に応じて超音波パルス 43 が遅延して送信されることにより、超音波パルス 43 が集束位置 41 に集中する。図 5 A に示す例では、中央の超音波振動子 26 と集束位置 41 との延長方向に観測対象位置 42（被検体の中での媒質が変わる場所など）が存在する。このために、超音波パルス 43 が観測対象位置 42 に照射され、観測対象位置 42 から超音波エコー 44 が発生する。超音波エコー 44 は、超音波振動子 23 から 29 において受信される。

40

## 【 0 0 3 7 】

図 5 B は、超音波エコー 44 を受信した超音波振動子 23 - 29 から出力される超音波エコー信号 71 - 77 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パルス 43 が出力された時間  $t_b$  からの経過時間を示している。

50

## 【 0 0 3 8 】

超音波振動子23 - 29の位置（超音波振動子23 - 29は、円弧状に配列されているため集束位置41までの距離が、超音波振動子23 - 29の円弧方向の位置に応じて異なり、かつ超音波振動子26から超音波振動子23, 24, 25, 27, 28および29までの距離も異なる）に応じて、超音波パルス43および超音波エコー44の伝播距離に差が生じるために、超音波振動子23 - 29から出力される超音波エコー信号71 - 77の出力タイミングも超音波振動子ごとに異なる。中央の超音波振動子26から出力される超音波パルス43および観測対象位置42から中央の超音波振動子26の超音波エコー44の伝播距離が一番短いから、中央の超音波振動子26から最初に超音波エコー信号74が出力される（時刻  $t_0$ ）。中央の超音波振動子26の両隣の超音波振動子25および27から出力される超音波パルス43および観測対象位置42から超音波振動子25および27の超音波エコー44の伝播距離は次に短いから、超音波エコー信号74の次に超音波エコー信号73および75が超音波振動子25および27から出力される。同様に、次に超音波振動子24および28から超音波エコー信号72および76が出力される。最後に超音波振動子23および29から超音波エコー信号71および77が出力する。図5Bにおいて（他の図においても同様）、超音波エコー信号71から77を示すものとして超音波エコー信号71から77の包絡線が超音波エコー信号群  $g_{53}$ として図示されている。

10

## 【 0 0 3 9 】

図3Aを参照して、超音波振動子21 - 27から超音波パルス43が送信されたものとする。超音波パルス43が集束位置41に集中し、一つの超音波素子（図3Aに示す場合は、超音波振動子24）の幅よりも広がらなければ、超音波を送信する超音波振動子21 - 27のうち、中央の超音波振動子24と集束位置41との延長方向に存在しない観測対象位置42（被検体の中での媒質が変わる場所など）には超音波パルス43が照射されないため、観測対象位置42からは超音波エコー44も発生しない。しかしながら、超音波パルス43は集束位置41を越えると広がってしまうために、中央の超音波振動子24と集束位置41との延長方向に存在しない観測対象位置42にも超音波パルス43が照射されてしまう。このために、観測対象位置42から超音波エコー44が発生する。超音波エコー44は、超音波振動子21 - 27において受信される。

20

## 【 0 0 4 0 】

図3Bは、超音波エコー44を受信する超音波振動子21 - 27から出力される超音波エコー信号群  $g_{51}$ を示している。超音波エコー信号群  $g_{51}$ は、超音波振動子21 - 27からそれぞれ出力される超音波エコー信号69 - 75の包絡線である（実際には超音波エコー信号は図3Bの超音波エコー信号69 - 75のようになる）。超音波エコー44を受信する超音波振動子21 - 27のうちの超音波振動子26の超音波パルス43の出力方向（図3Aでは真下）に観測対象位置42が存在するから、超音波振動子26から最初に超音波エコー信号74が出力され（時刻  $t_1$ ）、次に超音波振動子25および27から超音波エコー信号73および75が出力され、次に超音波振動子24から超音波エコー信号72が出力される。さらに、超音波振動子23から超音波エコー信号71が出力され、超音波振動子22から超音波エコー信号70が出力され、超音波振動子21から超音波エコー信号69が出力される。集束位置41は、超音波エコー44を受信する超音波振動子26と観測対象位置42との間には存在しないので、最初に超音波エコー信号74が出力される時間  $t_1$  は、図5Bに示したように、最初に超音波エコー信号74が出力される時間  $t_0$  よりも遅い。

30

40

## 【 0 0 4 1 】

図4Aを参照して、駆動される超音波振動子が更新されて、超音波振動子22 - 28から超音波パルス43が送信されたものとする。図3Aを参照して説明したのと同様に、超音波エコー44が超音波振動子22 - 28において受信される。

## 【 0 0 4 2 】

図4Bを参照して、図3Bと同様に、超音波振動子22 - 28から超音波エコー信号群  $g_{52}$ が得られる。この超音波エコー信号群  $g_{52}$ も、超音波振動子22 - 28からそれぞれ出力される超音波エコー信号70 - 76の包絡線である。上述したのと同様に、超音波振動子26から最初に超音波エコー信号74が出力される（時刻  $t_2$ ）。

50

## 【 0 0 4 3 】

駆動される超音波振動子が更新されて、図 5 A に示すように、超音波振動子 23 - 29 から超音波パルス 43 が送信されると、すでに説明した動作となる。

## 【 0 0 4 4 】

図 6 A を参照して、駆動される超音波振動子が更新されて、超音波振動子 24 - 30 から超音波パルス 43 が送信されたものとする。上述したのと同様に、超音波エコー 44 が超音波振動子 24 - 30 において受信される。

## 【 0 0 4 5 】

図 6 B を参照して、図 3 A 等と同様に、超音波振動子 24 - 30 から超音波エコー信号群 g 54 が得られる。この超音波エコー信号群 g 54 も、超音波振動子 24 - 30 からそれぞれ出力される超音波エコー信号 72 - 78 の包絡線である。上述したのと同様に、超音波振動子 26 から最初に超音波エコー信号 74 が出力される（時刻 t 4 ）。

10

## 【 0 0 4 6 】

図 7 A を参照して、駆動される超音波振動子が更新されて超音波振動子 25 - 31 から超音波パルス 43 が送信されたものとする。図 3 A を参照して説明したのと同様に、超音波振動子 25 - 31 において受信される。

## 【 0 0 4 7 】

図 7 B を参照して、図 3 A 等と同様に、超音波振動子 25 - 31 から超音波エコー信号群 g 55 が得られる。この超音波エコー信号群 g 55 も、超音波振動子 25 - 31 からそれぞれ出力される超音波エコー信号 73 - 79 の包絡線である。上述したのと同様に、超音波振動子 26 から最初に超音波エコー信号 74 が出力される（時刻 t 5 ）。

20

## 【 0 0 4 8 】

図 2 に戻って、上述のようにして得られた超音波エコー信号が、受信装置 7 に与えられる。受信装置 7 において超音波エコー信号が増幅され、A / D（アナログ / デジタル）変換回路 8 において、デジタルの超音波エコー・データに変換される。超音波エコー・データは、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。超音波エコー・データは、超音波エコー・データ記憶装置 9 から読み取られ、超音波エコー・データ処理装置 10 に入力する。

## 【 0 0 4 9 】

超音波エコー・データ処理装置 10 において、制御装置 2（駆動手段）による超音波振動子（音響波振動子）の駆動にもとづいて得られる被検体の観測対象位置 42 の超音波エコー（音響波エコー）44 が超音波振動子（音響波振動子）において受信されることにより超音波振動子（音響波振動子）から出力される超音波エコー信号（音響波エコー信号）のうち、図 3 A、図 4 A、図 6 A および図 7 A に示したように、集束位置 41 と観測対象位置 42 との円弧方向に位置ずれがある超音波エコー・データ（音響波信号）について、駆動させられた超音波振動子の位置に応じて位置ずれが補正させられる。

30

## 【 0 0 5 0 】

位置ずれの補正は、次に述べるように、観測対象位置 42 が、集束位置 41 と、観測対象位置 42 からの超音波エコー 44 を受信する超音波振動子 21 - 27 の中央の超音波振動子 24 と、の間に存在したと仮定した場合に得られる超音波エコー信号を生成するものである。言い換えれば、超音波パルス 43 を送信し、かつ超音波エコー 44 を受信する超音波振動子 21 - 27 の中央の超音波振動子 24 と集束位置 41 との延長上に観測対象位置 42 が存在したと仮定した場合に得られる超音波エコー信号を生成するものである。

40

## 【 0 0 5 1 】

図 3 B を参照して、超音波エコー・データ処理装置 10 2 において、超音波エコー信号群 g 51 が、図 5 B に示すように、時刻 t 0 の時点において超音波振動子 26 から出力されたように遅延時間を補正する第 1 の補正が行われ、かつ集束位置 41 と観測対象位置 42 との円弧方向の位置ずれを解消するように超音波エコー信号群 g 51 の頂点をシフトする第 2 の補正が行なわれる。円弧方向における位置ずれは、円弧方向における集束位置 41 と観測対象位置 42 とのずれのことである。円弧方向における位置ずれの補正は、図 3 A に示すように集

50

束位置41と観測対象位置42とが円弧方向において位置ずれがある場合（円弧方向と垂直方向において集束位置41と観測対象位置42とが直線上に無い場合）に、円弧方向の位置ずれが無かった場合に得られるであろう超音波エコー信号を生成するものである。図3Aに示す場合であれば、集束位置41と観測対象位置42とは円弧方向において超音波振動子の2個分の間隔だけずれているから、その間隔のずれが解消されるように、超音波エコー信号群g51が円弧方向と逆方向（超音波振動子20から超音波振動子32に向かう方向を円弧方向とする）に超音波振動子2個分の間隔だけシフトされる。これらの第1の補正および第2の補正を合わせた補正が位置ずれ補正となる。これにより、図3Bに示すように、超音波エコー信号群g51（以下、超音波エコー信号を超音波エコー・データということがある）は破線で示すように超音波エコー・データ群g61に補正される。このように超音波エコー・データ処理装置102において、制御装置（駆動手段）2による超音波振動子の駆動にもとづいて得られる被検体の観測対象位置42の超音波エコー44が超音波振動子21-27において受信されることにより超音波振動子21-27から出力される超音波エコー・データのうち、集束位置41と観測対象位置42との円弧方向における位置ずれがある超音波エコー・データについて、制御装置2によって駆動させられた超音波振動子の位置に応じて位置ずれが補正させられる。

【0052】

第1の補正における遅延時間は、次のようにして算出できる。

【0053】

図8は、図5Aに示したように集束位置41と観測対象位置42との間に円弧方向（一方向）における位置ずれが無い場合の超音波パルス43および超音波エコー44を示している。

【0054】

図8に示すように、一方向をX方向、一方向の鉛直方向をZ方向とする。符号Aを中心に半径 $d_i$ の位置に円弧方向に複数の超音波振動子23-29が配列されているとする。中心位置AのX、Z座標を $(X, Z) = (0, 0)$ 、集束位置41の座標を $(X, Z) = (0, d_f)$ 、観測対象位置42の座標を $(X, Z) = (0, z)$ とする。集束位置41と観測対象位置42との間に円弧方向における位置ずれが無い場合には、超音波振動子26から送信された超音波パルス43が集束位置41を経て観測対象位置42に至るまでの送信経路の長さ $L_{ta}$ と、観測対象位置42から反射する超音波エコー44が観測対象位置42から超音波振動子26に戻るまでの受信経路の長さ $L_{ra}$ と、は等しい。したがって、 $L_{ta} = L_{ra} = z - d_i$ となり、超音波パルス43の伝播距離 $L_{ta}$ と超音波エコー44の伝播距離 $L_{ra}$ とを合わせた伝播距離 $L_{ua}$ は、 $L_{ua} = L_{ta} + L_{ra} = 2z - 2d_i$ となる。このようにして得られた伝播距離 $L_{ua}$ が音速（被検体内での音速）で除されることにより、位置ずれが無い場合の超音波パルス43および超音波エコー44の伝播時間が得られる。

【0055】

図9は、図3Aに示したように集束位置41と観測対象位置42との間に円弧方向における位置ずれがある場合の超音波パルス43および超音波エコー44を示している。

【0056】

集束位置41は、中心位置Aと超音波振動子24の中心との延長線上にあり、観測対象位置42から円弧方向（図9において左側から右側を正の円弧方向とすると、負の円弧方向）にずれている。超音波振動子24から送信された超音波パルス43が集束位置41を経て観測対象位置42に至るまでの送信経路の長さを $L_{tb}$ 、観測対象位置42から反射する超音波エコー44が観測対象位置42から超音波振動子26に戻るまでの受信経路の長さを $L_{rb}$ とする。円弧状に配列されている超音波振動子20-32の円弧の中心位置（超音波振動子20-32が円周上に配列されているとした場合の円の中心位置）をA、集束位置41をB、観測対象位置42をC、超音波振動子24の中心位置をD、超音波振動子26の中心位置をE、集束位置41から三角形ABCにおける辺CAに下した垂線が辺CAと交わる箇所をFとすると、送信経路の長さ $L_{tb}$ は、DB間の距離+BC間の距離となり、受信経路の長さ $L_{rb}$ は、CE間の距離となる。DB間の距離は、 $d_f$ であり、BC間の距離は、 $\{(BF間の距離)^2 + (CF間の距離)^2\}$ である。BF間の距離は、超音波振動子24と超音波振動子26とのなす角を

10

20

30

40

50

とすると、 $(d_i + d_f) \sin$  となり、C F間の距離は、(A C間の距離) - (A F間の距離)であるから、 $z - (d_i + d_f) \cos$  となる。したがって、B C間の距離は、 $[\{(d_i + d_f) \sin\}^2 + \{z - (d_i + d_f) \cos\}^2]$ となる。また、C E間の距離は、 $z - d_i$ である。超音波パルス43の伝播距離  $L_{tb}$ と超音波エコー44の伝播距離  $L_{rb}$ とを合わせた伝播距離  $L_{ub}$ は、 $L_{ub} = L_{tb} + L_{rb} = d_f + [\{(d_i + d_f) \sin\}^2 + \{z - (d_i + d_f) \cos\}^2] + z - d_i$ となる。このようにして得られた伝播距離  $L_{ub}$ が音速で除されることにより、位置ずれが有る場合の超音波パルス43および超音波エコー44の伝播時間が得られる。

【0057】

位置ずれが無い場合の伝播時間と位置ずれが有る場合の伝播時間との差から、上述したように第1の補正で補正される遅延時間が算出される。図3Aに示す位置ずれの場合だけでなく、図4A、図6A、図7Aなどに示す位置ずれの場合においても同様にして遅延時間が算出できるのはいうまでもない。

10

【0058】

図4B、図6Bおよび図7Bのように、集束位置41と観測対象位置42との間に円弧方向の位置ずれが生じている超音波エコー・データ群  $g_{52}$ 、 $g_{54}$ および  $g_{55}$ についても同様に超音波エコー・データ処理装置10において位置ずれ補正が行なわれ、位置ずれ補正された超音波エコー・データ群  $g_{62}$ 、 $g_{64}$ および  $g_{65}$ が得られる。

【0059】

つづいて、位置ずれ補正された超音波エコー・データ群  $g_{61}$ 、 $g_{62}$ 、 $g_{64}$ および  $g_{65}$ と位置ずれが無い超音波エコー・データ群  $g_{53}$ とが、同一の超音波エコー・データ同士が加算されるように超音波エコー・データ処理装置10において重畳される。

20

【0060】

重畳においては、観測対象位置42の延長線上にある超音波振動子26の位置が、超音波エコー・データ74と重なるように重畳を行う。重畳された超音波エコー・データ69-79は、整相加算装置11に与えられる。

【0061】

図10Aおよび図11は、重畳された超音波エコー・データ69-79が整相加算される様子を示している。

【0062】

図10を参照して、重畳された超音波エコー・データ69-79が、時刻  $t_0$ において最初に超音波振動子26から出力される超音波エコー信号74の出力タイミングと同じであったように、出力時間補正が整相加算装置11において行なわれる。

30

【0063】

続いて、図11を参照して、出力時間補正がされた超音波エコー・データ69-79が、観測対象位置42の延長線上にある超音波振動子26の位置で重ね合わせられるように、整相加算装置11により加算が行われる。この加算により、リアル走査線(この場合、超音波振動子26に対応するリアル走査線)  $L_1$ を表す超音波エコー・データが得られる。

【0064】

このような出力時間補正および超音波エコー・データ69-79の加算が整相加算であり、上述したように整相加算装置11において行われる。整相加算が行われることにより、S/Nが向上する。

40


【0065】

なお、ここでは、位置ずれ補正された超音波エコー・データ群  $g_{61}$ 、 $g_{62}$ 、 $g_{64}$ および  $g_{65}$ と、位置ずれ補正されていない超音波エコー・データ群  $g_{53}$ とは、重畳を行ったあとに整相加算を行っているが、この順番はこれに限らない。つまり、位置ずれ補正された超音波エコー・データ群  $g_{61}$ 、 $g_{62}$ 、 $g_{64}$ および  $g_{65}$ と、位置ずれ補正されていない超音波エコー・データ群  $g_{53}$ とを、それぞれ独立に整相加算を行ったあとに、重畳して1つの重畳データを得るようにしてもよい。また、位置ずれ補正された超音波エコー・データ群  $g_{61}$ 、 $g_{62}$ 、 $g_{64}$ および  $g_{65}$ と、位置ずれ補正されていない超音波エコー・データ群  $g_{53}$ と

50

の少なくとも一部に対して超音波エコー・データ処理装置10などにより重み付けをした上で重畳を行なうようにしてもよい。このように、位置ずれ補正された超音波エコー・データ群 g 61, g 62, g 64および g 65を整相加算することにより走査線を生成する処理がマルチ・ライン処理である。マルチ・ライン処理においては、位置ずれ補正されていない超音波エコー・データ群 g 53を用いてもよいし、用いなくともよい。

【 0 0 6 6 】

このようにして整相加算されることにより、超音波エコー・データ処理装置10および整相加算装置11（リアル走査線生成手段）を用いて、図1に示したように、超音波画像mgを表すリアル走査線 L 1 が生成される。上述した例では、超音波振動子26の位置に相当するリアル走査線 L 1 が生成されることとなる。

10

【 0 0 6 7 】

次に、マルチ・ライン処理を用いて第1の補間走査線 L 2 を生成する処理について説明する。超音波振動子26と27との間に位置決めされる第1の補間走査線 L 2 が生成される場合について説明するが、他の場所に位置決めされる第1の補間走査線 L 2 であっても同様に生成できる。以下に示す処理は、超音波エコー・データ処理装置10において行われる。

【 0 0 6 8 】

図12A, 図13A, 図14A, 図15Aおよび図16Aは、上述した図3A, 図4A, 図5A, 図6Aおよび図7Aに対応するものである。図12A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から超音波パルス43が出力されている様子を示している。図13A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22 - 28から超音波パルス43が出力されている様子を示している。図14A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23 - 29から超音波パルス43が出力されている様子を示している。図15A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24 - 30から超音波パルス43が出力されている様子を示している。図16A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25 - 31から超音波パルス43が出力されている様子を示している。

20

【 0 0 6 9 】

図14Aを参照して、図5Aと同様に、超音波振動子23 - 29から超音波パルス43が送信されたものとする。超音波パルス43は、超音波振動子23 - 29の中央の超音波振動子26の送信方向（図14Aでは超音波振動子26の真下）の所定距離にある集束位置41に集中するように超音波振動子23 - 29から送信される。図14Aに示す例では、中央の超音波振動子26と集束位置41との延長方向よりも超音波振動子0.5個分だけ円弧方向に観測対象位置42が存在する。超音波パルス43が観測対象位置42に照射されると、観測対象位置42から超音波エコー44が発生する。超音波エコー44は、超音波振動子23から29において受信される。

30

【 0 0 7 0 】

図14Bは、超音波エコー44を受信する超音波振動子23 - 29から出力される超音波エコー信号群 g 53を示している。超音波エコー信号群 g 53は、超音波振動子23 - 29からそれぞれ出力される超音波エコー信号71 - 77の包絡線である。超音波エコー44を受信する超音波振動子23 - 29のうちの超音波振動子26と27と間の超音波パルス43の出力方向に観測対象位置42が存在するから、超音波振動子26および27から最初に超音波エコー信号74および75が出力され（時刻 t 3）、次に超音波振動子25および28から超音波エコー信号73および76が出力され、さらに次に超音波振動子24および29から超音波エコー信号72および77が出力される。最後に超音波振動子23から超音波エコー信号71が出力される。

40

【 0 0 7 1 】

図12Aを参照して、超音波振動子21 - 27から超音波パルス43が送信されたものとする。超音波エコー44が超音波振動子21 - 27において受信される。

【 0 0 7 2 】

図12Bを参照して、超音波振動子21 - 27から超音波エコー信号群 g 51が得られる。この超音波エコー信号群 g 51も、超音波振動子21 - 27からそれぞれ出力される超音波エコー信号69 - 75の包絡線である。上述したのと同様に、超音波振動子26および27から最初に超音

50

波エコー信号74および75が出力される（時刻 t 11）。

【 0 0 7 3 】

図13 Aを参照して、駆動される超音波振動子が更新されて、超音波振動子22 - 28から超音波パルス43が送信されたものとする。観測対象位置42からの超音波エコー44は、超音波振動子22 - 28において受信される。

【 0 0 7 4 】

図13 Bを参照して、超音波振動子22 - 28から超音波エコー信号群 g 52が得られる。この超音波エコー信号群 g 52も、超音波振動子22 - 28からそれぞれ出力される超音波エコー信号70 - 76の包絡線である。上述したのと同様に、超音波振動子26および27から最初に超音波エコー信号74および75が出力される（時刻 t 12）。

10

【 0 0 7 5 】

駆動される超音波振動子が更新されて、図14 Aに示すように、超音波振動子23 - 29から超音波パルス43が送信されると、図14 Aおよび図14 Bを参照してすでに説明した動作となる。

【 0 0 7 6 】

図15 Aを参照して、駆動される超音波振動子が更新されて、超音波振動子24 - 30から超音波パルス43が送信されたものとする。上述したのと同様に、超音波エコー44が超音波振動子24 - 30において受信される。

【 0 0 7 7 】

図15 Bを参照して、超音波振動子24 - 30から超音波エコー信号群 g 54が得られる。この超音波エコー信号群 g 54も、超音波振動子24 - 30からそれぞれ出力される超音波エコー信号72 - 78の包絡線である。上述したのと同様に、超音波振動子26および27から最初に超音波エコー信号74および75が出力される（時刻 t 14）。

20

【 0 0 7 8 】

図16 Aを参照して、駆動される超音波振動子が更新されて超音波振動子25 - 31から超音波パルス43が送信されたものとする。超音波エコー44は、超音波振動子25 - 31において受信される。

【 0 0 7 9 】

図16 Bを参照して、超音波振動子25 - 31から超音波エコー信号群 g 55が得られる。この超音波エコー信号群 g 55も、超音波振動子25 - 31からそれぞれ出力される超音波エコー信号73 - 79の包絡線である。上述したのと同様に、超音波振動子26から最初に超音波エコー信号74が出力される（時刻 t 15）。

30

【 0 0 8 0 】

図2に戻って、上述のようにして得られた超音波エコー信号が、受信装置7に与えられる。受信装置7において超音波エコー信号が増幅され、A / D（アナログ / デジタル）変換回路8において、デジタルの超音波エコー・データに変換される。超音波エコー・データは、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。超音波エコー・データは、超音波エコー・データ記憶装置9から読み取られ、超音波エコー・データ処理装置10に入力する。

【 0 0 8 1 】

超音波エコー・データ処理装置10において、制御装置2（駆動手段）による超音波振動子（音響波振動子）の駆動にもとづいて得られる被検体の観測対象位置42の超音波エコー（音響波エコー）が超音波振動子（音響波振動子）において受信されることにより超音波振動子（音響波振動子）から出力される超音波エコー信号（音響波エコー信号）のうち、図12 A，図13 A，図14 A，図15 Aおよび図16 Aに示したように、集束位置41と観測対象位置42との円弧方向に位置ずれがある超音波エコー・データ（音響波信号）について、駆動させられた超音波振動子の位置に応じて位置ずれが補正させられる。

40

【 0 0 8 2 】

また、上述したのと同様に、図12 Bを参照して、超音波エコー・データ処理装置102において、超音波エコー信号群 g 51が、時刻 t 0の時点において超音波振動子24から出力さ

50

れたように遅延時間を補正する第1の補正が行われ、かつ集束位置41と観測対象位置42との円弧方向の位置ずれを解消するように超音波エコー信号群g51の頂点をシフトする第2の補正が行なわれる。円弧方向における位置ずれは、円弧方向における集束位置41と観測対象位置42とのずれのことである。円弧方向における位置ずれの補正は、図12Aに示すように集束位置41と観測対象位置42とが円弧方向において位置ずれがある場合に、円弧方向の位置ずれが無かった場合に得られるであろう超音波エコー信号を生成するものである。図12Aに示す場合であれば、集束位置41と観測対象位置42とは円弧方向において超音波振動子の2.5個分の間隔だけずれているから、その間隔のずれが解消されるように、超音波エコー信号群g51が円弧方向と逆方向（超音波振動子20から超音波振動子32に向かう方向を円弧方向とする）に超音波振動子2.5個分の間隔だけシフトされる。これらの第1の補正および第2の補正を合わせた補正が位置ずれ補正となる。これにより、図12Bに示すように、超音波エコー信号群g51は破線で示すように超音波エコー・データ群g71に補正される。このように超音波エコー・データ処理装置102において、制御装置（駆動手段）2による超音波振動子の駆動にもとづいて得られる被検体の観測対象位置42の超音波エコーが超音波振動子21-27において受信されることにより超音波振動子21-27から出力される超音波エコー・データのうち、集束位置41と観測対象位置42との円弧方向における位置ずれがある超音波エコー・データについて、制御装置2によって駆動させられた超音波振動子の位置に応じて位置ずれが補正させられる。

#### 【0083】

図13B、図14B、図15Bおよび図16Bのように、集束位置41と観測対象位置42との間に円弧方向の位置ずれが生じている超音波エコー・データ群g52、g53、g54およびg55についても同様に超音波エコー・データ処理装置10において位置ずれ補正が行なわれ、位置ずれ補正された超音波エコー・データ群g72、g73、g74およびg75が得られる。

#### 【0084】

位置ずれ補正された超音波エコー・データ群g71、g72、g73、g74およびg75が超音波エコー・データ処理装置10において重畳され、重畳された超音波エコー・データ69-79が得られる。重畳においては、観測対象位置42の延長線上にある超音波振動子26と27の間の位置が、超音波エコー・データ74と75の間の位置と重なるように重畳を行う。重畳された超音波エコー・データ69-79は、整相加算装置11に与えられる。

#### 【0085】

図17および図18は、それぞれ図10および図11に相当するもので、重畳された超音波エコー・データ69-79が整相加算される様子を示している。

#### 【0086】

図17を参照して、重畳された超音波エコー・データ69-79が、時刻t0において最初に超音波振動子26と27の間の仮想位置から出力される仮想の超音波エコー信号の出力タイミングと同じであったように、出力時間補正が整相加算装置11において行なわれる。

#### 【0087】

図18を参照して、出力時間補正がされた重畳された超音波エコー・データ69-79が、観測対象位置42の延長線上にある超音波振動子26と27の間の位置で重ね合わせられるように、整相加算装置11により加算が行われる。この加算により、補間走査線（この場合、超音波振動子26と27との間に相当補間走査線）を表す超音波エコー・データ80が得られる。

#### 【0088】

図17に示す出力時間補正および図18に示す超音波エコー・データ69-79の加算が整相加算である。整相加算が行われることにより、S/Nが向上する。

#### 【0089】

この場合も、重畳を行った後に図17および図18の整相加算を行っているが、位置ずれ補正された超音波エコー・データ群g71、g72、g73、g74およびg75を独立に整相加算を行った後に、重畳して1つの重畳データを得てもよい。また、位置ずれ補正された超音波エコー・データ群g71、g72、g73、g74およびg75の少なくとも一部に対して超音波エコー・データ処理装置10などにより重み付けをした上で重畳を行なうようにしてもよい。

10


20

30


40

50

## 【0090】

このようにして整相加算されることにより、超音波エコー・データ処理装置10および整相加算装置11（補間走査線生成手段）を用いて、図1に示したように、超音波画像を表す補間走査線L2が生成される。上述した例では、超音波振動子26と27との間の位置に相当する補間走査線L2が生成されることとなる。他の位置の補間走査線L2も同様に生成される。



## 【0091】

この実施例においては、マルチ・ライン処理において、超音波振動子の駆動にもとづいて得られる被検体の観測対象位置42からの超音波エコー44を表す超音波エコー・データを用いて生成される被検体の超音波画像（音響波画像）を表すリアル走査線L1の間に位置する第1の補間走査線L2は、深さしきい値D1よりも深い部分について、超音波エコー・データ処理装置10および整相加算装置11（補間走査線生成手段）によって生成される。第1の補間走査線L2は、上述したように、集束位置41と観測対象位置との円弧方向に位置ずれがある音響波エコー・データ群g51、g52、g53、g54およびg55から生成される。深さしきい値D1よりも深い部分について第1の補間走査線L2を生成するには、深さしきい値D1よりも深い観測対象位置42から得られる超音波エコー44を利用して上述したマルチ・ライン処理を行えばよい。深さしきい値D1よりも深い観測対象位置42から得られる超音波エコー44かどうかは、超音波振動子から出力された超音波が観測対象位置42に送信され、その超音波エコー44が超音波振動子に受信されるまでの時間を利用できる。観測対象位置42が深さしきい値D1にある場合に得られる時間よりも長い時間かかって得られた超音波エコー44にもとづいて上述したようにして得られる超音波エコー・データを用いることにより、深さしきい値D1よりも深い位置にある第1の補間走査線L2を生成できる。観測対象位置42が深さしきい値D1による場合に得られる時間については、 $\text{時間} = (\text{超音波振動子から集束位置41を経て観測対象位置42までの距離} + \text{観測対象位置42から超音波を受信する超音波振動子までの距離}) / (\text{被検体内での音速})$ で得られる。




## 【0092】

図2を参照して、リアル走査線L1を生成するための超音波エコー・データおよび第1の補間走査線L2を生成するための超音波エコー・データは、DSC（デジタル・スキャン・コンバータ）13に入力する。

## 【0093】

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る。深さしきい値D1よりも浅い部分については、リアル走査線L1から超音波画像が生成され、深さしきい値D1よりも深い部分については、リアル走査線L1および第1の補間走査線L2から、図1に示すような超音波画像を表す画像データが得られることとなる（DSC13：音響波画像生成手段）。

## 【0094】

DSC13から出力された画像データは、画像作成装置14において、階調処理等の画像処理が行われる。画像作成装置14から出力された画像データは表示制御装置16に与えられ、表示装置17の表示画面に超音波画像が表示されることとなる。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、超音波画像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、超音波画像が表示装置17の表示画面に表示される（音響波画像表示制御手段）。

## 【0095】

上述の実施例では、リアル走査線L1について、いわゆるマルチ・ライン処理が利用されているが、リアル走査線L1については、いわゆるマルチ・ライン処理を利用しなくともよい。マルチ・ライン処理を利用しない場合、上述した位置ずれの無い超音波エコー・データ群g53を利用してリアル走査線L1が生成されよう。また、上述の実施例では、位置ずれのある超音波エコー・データ群g51、g52、g54およびg55ならびに位置ずれの無い超音波エコー・データ群g53の両方の超音波エコー・データを利用して、リアル走査線

10

20

30

40

50

L 1 を生成しているが、位置ずれのある超音波エコー・データ群 g 51 , g 52 , g 54 および g 55 のみを利用してリアル走査線 L 1 を生成するようにしてもよい。

【 0 0 9 6 】

図19は、超音波画像 lmg2 の他の一例を示している。

【 0 0 9 7 】

図19に示す超音波画像 lmg 2 においては、二つの深さしきい値 D 1 および D 2 が規定されている。深さしきい値（第 1 の深さしきい値）D 1 よりも深い位置に第 2 の深さしきい値 D 2 が規定されている。

【 0 0 9 8 】

第 1 の深さしきい値 D 1 以下（よりも浅い）の深さの超音波画像 lmg 2 の部分 A r 1 は、リアル走査線 L 1 により構成されている。第 1 の深さしきい値 D 1 より深く、第 2 の深さしきい値 D 2 以下（よりも浅い）の超音波画像 lmg 2 の部分 A r 3 は、図 1 に示した超音波画像 lmg と同様に、リアル走査線 L 1 と、リアル走査線 L 1 の間に位置する第 1 の補間走査線 L 2 と、から構成されている。第 2 の深さしきい値 D 2 以下（よりも浅い）の深さの超音波画像 lmg 3 の部分 A r 4 は、リアル走査線 L 1 , 第 1 の補間走査線 L 2 および第 2 の補間走査線 L 3 から構成されている。

【 0 0 9 9 】

分かりやすくするために、第 1 の補間走査線 L 2 と第 2 の補間走査線 L 3 とを区別しているが、第 1 の補間走査線 L 2 および第 2 の補間走査線 L 3 は、いずれもリアル走査線 L 1 の間に位置するから、第 2 の補間走査線 L 3 も第 1 の補間走査線 L 2 というところもできる。このことから、深さごとに決められた走査線密度となるように、深さごとに異なる密度の第 1 の補間走査線 L 2 ( L 3 ) を生成することもできるし、被検体の深さに関わらず走査線密度が一定となるように第 1 の補間走査線 L 2 ( L 3 ) を生成することができるようになる。

【 0 1 0 0 】

図20は、第 2 の補間走査線 L 3 の生成の方法を示すもので、図18に対応している。

【 0 1 0 1 】

上述のようにして得られた超音波エコー・データ71 - 77のほか、第 1 の補間走査線 L 2 を生成するための超音波エコー・データ80を用いて第 2 の補間走査線の L 3 のための超音波エコー・データ80Aが生成される。上述したのと同様に、第 2 の補間走査線 L 3 は、整相加算装置11においてデジタル的に生成される。

【 0 1 0 2 】

図21は、第 2 の補間走査線 L 3 を生成する他の方法を示している。

【 0 1 0 3 】

上述のようにして生成された第 1 の補間走査線 L 2 のための超音波エコー・データ80をシフトすることにより、上述した第 2 の補間走査線 L 3 のための超音波エコー・データ80Aが生成される。このように、すでに生成された第 1 の補間走査線 L 2 を利用して第 2 の補間走査線 L 3 を生成することもできる。このような超音波エコー・データ80のシフトも整相加算装置11において行うことができる。

【 0 1 0 4 】

図22は、超音波画像生成処理手順を示すフローチャートである。

【 0 1 0 5 】

まず、超音波プローブ 6 の超音波振動子から被検体に超音波が送信される（ステップ81）。被検体の観測対象位置42からの超音波エコー44が超音波プローブ 6 の超音波振動子において受信される（ステップ82）。つづいて、走査線密度の閾値が操作装置 3 を用いて設定され（ステップ83）、リアル走査線 L 1 の位置および第 1 の補間走査線 L 2（必要であれば、第 2 の補間走査線 L 3 も）の位置が操作装置 3 を用いて設定される（ステップ84）。超音波送信前にすでに、走査線密度の閾値の設定ならびにリアル走査線 L 1 の位置および第 1 の補間走査線 L 2（必要であれば、第 2 の補間走査線 L 3 も）の位置の設定が行なわれていてもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 0 6 】

上述したように、被検体の深さにかかわらず走査線密度が所定の閾値以上となるように、整相加算装置11（補間走査線生成手段）において、リアル走査線L1および第1の補間走査線L2が生成される（ステップ85）。たとえば、図1に示すように、第1の深さしきい値D1までの深さについては、第1の超音波画像部分Ar1については、リアル走査線L1が生成され、第2の超音波画像部分Ar2については、リアル走査線L1と、リアル走査線L1の間に一つの第1の補間走査線L2が位置決めされ、かつ生成される。このようにして生成されたリアル走査線L1および第1の補間走査線L2を用いて超音波画像Imgが生成される（ステップ86）。

## 【 0 1 0 7 】

ステップ85および86においては、図1では2段階に分けて（深さしきい値を一つ設けて）第1の補間走査線L2を設定している場合について説明したが、深さ方向を3段階以上に分けた（深さしきい値を2つ以上設けた）場合も同じようにできる。たとえば、図19に示すように、第1の深さしきい値D1までの第1の超音波画像部分Ar1、第1の深さしきい値D1より深く第2の深さしきい値D2までの第2の超音波画像部分Ar2、第2の深さしきい値D2より深い第3の超音波画像部分Ar3についても同様に、部分ごとに設定された密度となるように、第1の補間走査線L2、第2の補間走査線L3（必要であれば、さらに他の補間走査線）が生成されて（ステップ85に適用）、超音波画像が得られる（ステップ86に適用）。

## 【 0 1 0 8 】

図23は、超音波画像を生成する他の処理手順を示すフローチャートである。この処理手順は、走査線（リアル走査線L1、第1の補間走査線L2、第2の補間走査線L3を含む）の密度を深さごとに逐次算出し、算出された密度が所定のしきい値以下となっている場合には、所定のしきい値以上となるように補間走査線を生成するものである。

## 【 0 1 0 9 】

超音波プローブ6の超音波振動子から超音波が送信され（ステップ91）、超音波エコー44が超音波振動子において受信される（ステップ92）。操作装置3を用いて所望の走査線の密度が設定される（ステップ93）。つづいて、被検体の深さを表す深さ係数が0にリセットされ（ステップ94）、初期のマルチ・ライン処理を行なう走査線の位置が設定される（ステップ95）。初期のマルチ・ライン処理では、リアル走査線L1が生成されることとなる。マルチ・ライン処理が行なわれ、上述のように超音波エコー・データ処理装置10においてリアル走査線L1が生成される（ステップ96）。加算された深さ係数が超音波診断装置1において生成する被検体の最終深さになっていれば（ステップ97でYES）、処理は終了する。加算された深さ係数が超音波診断装置1において生成する被検体の最終深さになっていなければ（ステップ97でNO）、リアル走査線L1が生成された深さの走査線密度が制御装置2において算出され（走査線密度算出手段）、算出された走査線密度が、設定された走査線しきい値以下かどうか判定される（ステップ98）。設定されたしきい値以下であれば（ステップ98でYES）、走査線の密度が倍となるように、補間走査線（第1の補間走査線L2、第2の補間走査線L3）の位置が設定される（ステップ100）。マルチ・ライン処理により補間走査線（第1の補間走査線L2、第2の補間走査線L3）が生成される（ステップ96）。走査線密度が設定された深さの密度以上となるまで、ステップ96からの処理が繰り返される。設定されたしきい値の密度以上となっていれば（ステップ98でNO）、次の深さでの走査線密度の算出および補間走査線の生成のために、所定の深さ分だけ深さ係数に加算される（ステップ99）。



## 【 0 1 1 0 】

上記の処理では、深さにかかわらず、走査線密度がしきい値以上となる場合について説明したが、深さごとに異なるしきい値を設定して、深さに対応したしきい値以上の走査線密度となるように、深さごとに異なる密度の補間走査線を設定し、生成してもよい。



## 【 0 1 1 1 】

図24および図25は、さらに変形例を示すものであり、超音波画像Imgの一例である。

【0112】

図24に示す超音波画像は、深さしきい値D1よりも深い位置にある超音波画像のすべての部分について補間走査線を生成するのではなく、円弧方向の第1のしきい値Cr1から第2のしきい値Cr2の間の部分Ar5の部分において補間走査線L2が生成される。このように、深さ方向で定まる画像部分だけでなく、深さ方向および円弧方向で定まる画像部分について第1の補間走査線L2（必要であれば、第2の補間走査線L3も）を生成するようにしてもよい。生成する補間走査線の数が少ないので、補間走査線の生成時間を短縮でき、超音波画像の表示までの時間を短縮できる。

【0113】

また、図25に示す超音波画像は、深さしきい値D1よりも深い位置にあり、かつ深さしきい値D2より浅い位置にあり、かつ円弧方向の第1のしきい値Cr1から第2のしきい値Cr2の間の部分Ar6において補間走査線L2が生成される。このように、超音波画像の一部の画像部分について補間走査線L2を生成するようにしてもよい。ユーザが関心のある領域のみをさらに詳細な超音波画像として表示できる。

10

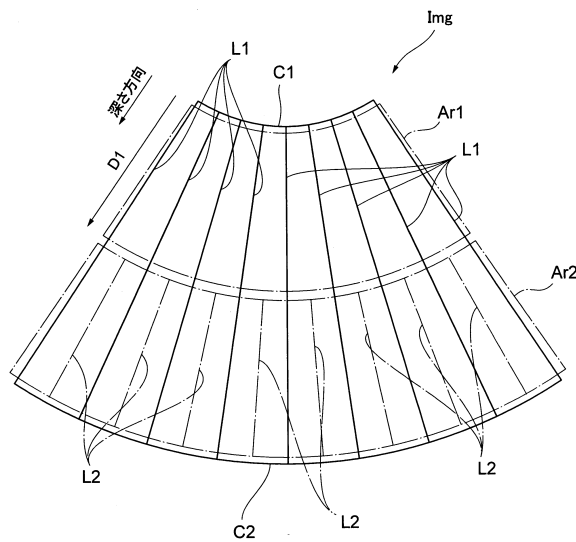
【符号の説明】

【0114】

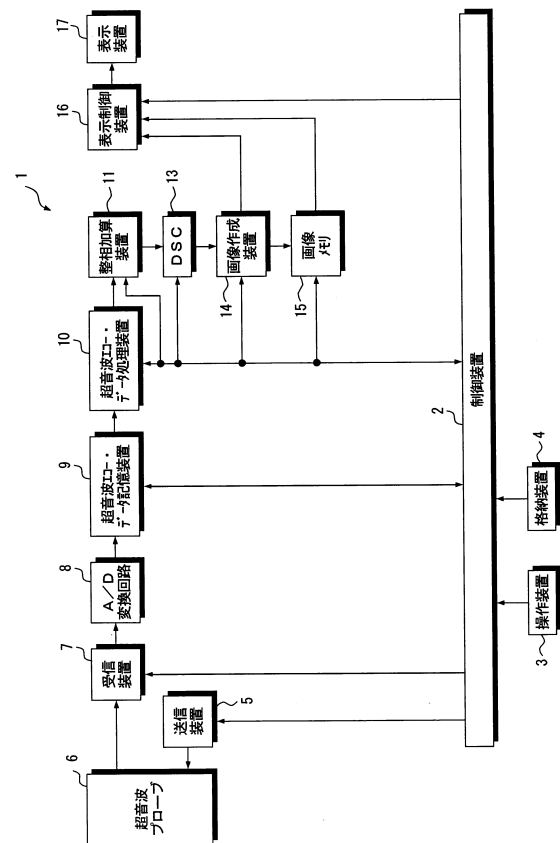
- 1 超音波診断装置（音響波画像生成装置）
- 2 制御装置（駆動手段、走査線密度算出手段）
- 6 超音波プローブ
- 10 超音波エコー・データ処理装置（リアル走査線生成手段、補間走査線生成手段）
- 11 整相加算装置（リアル走査線生成手段、補間走査線生成手段）
- 14 DSC（音響波画像生成手段）

20

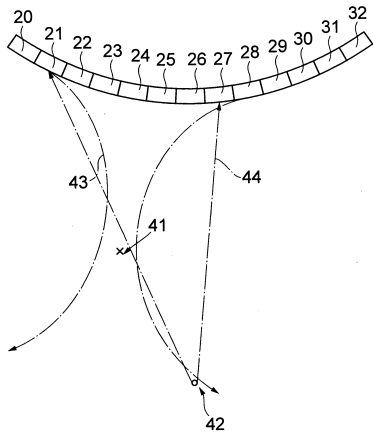
【図1】



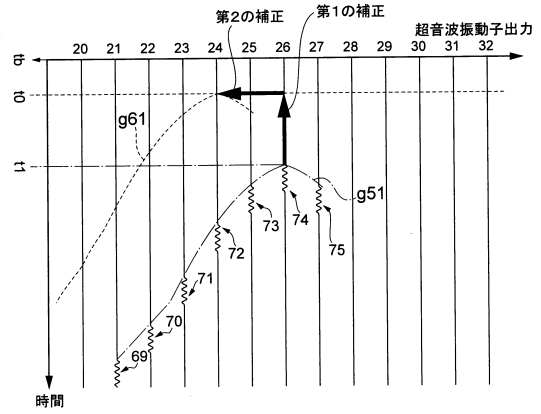
【図2】



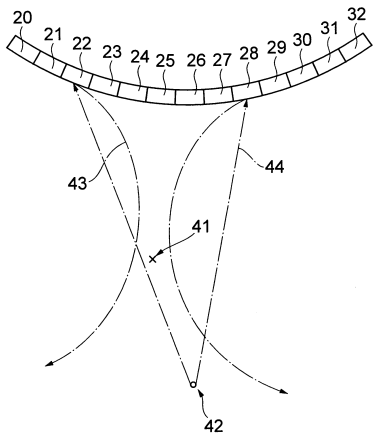
【図3A】



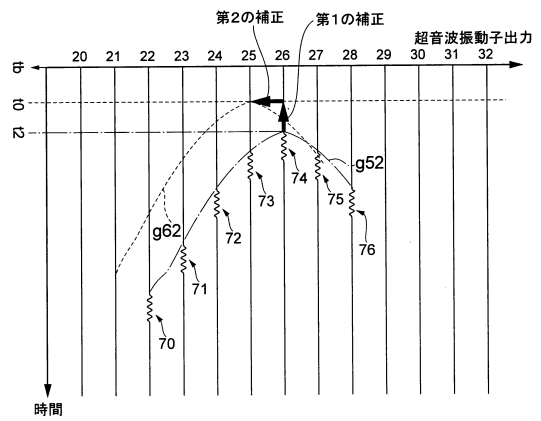
【図3B】



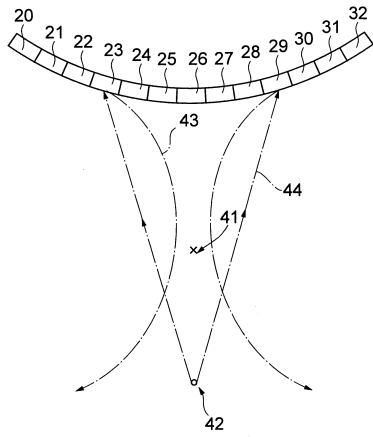
【図4A】



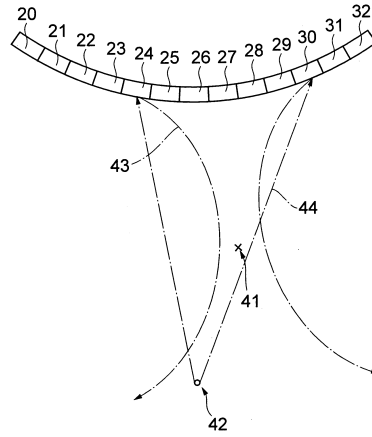
【図4B】



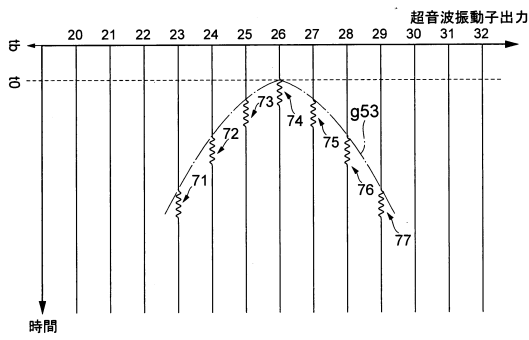
【図 5 A】



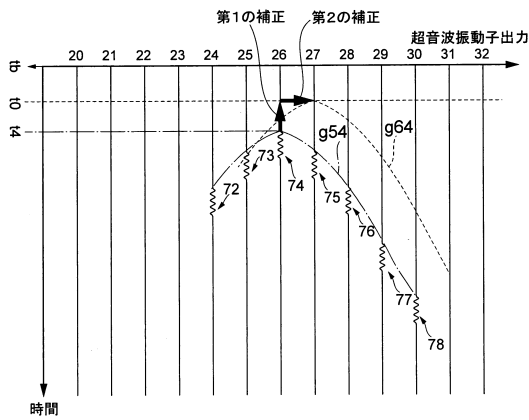
【図 6 A】



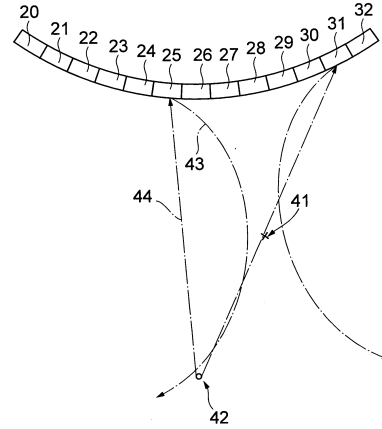
【図 5 B】



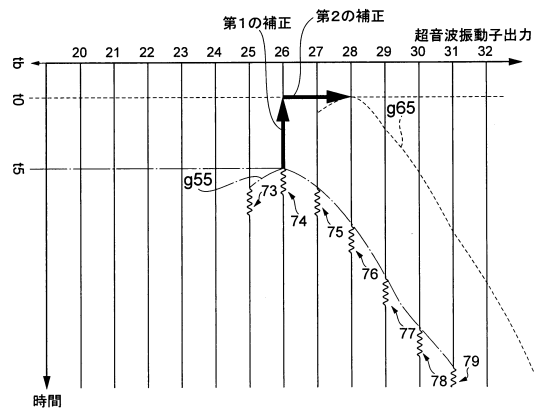
【図 6 B】



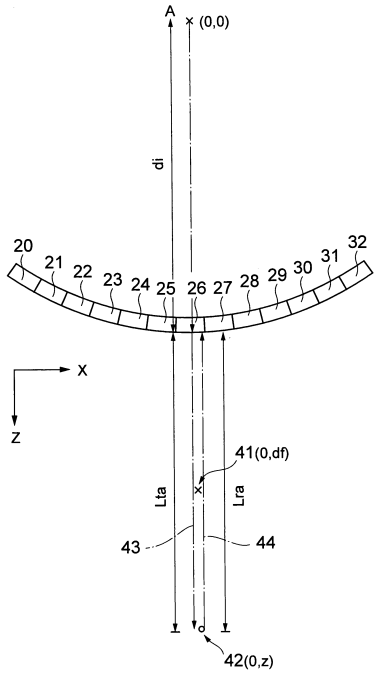
【図 7 A】



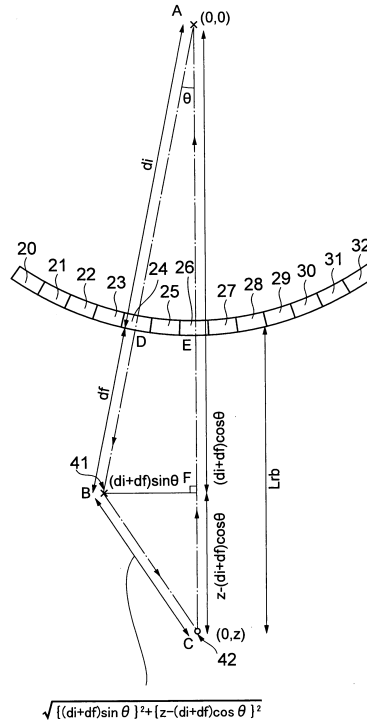
【図 7 B】



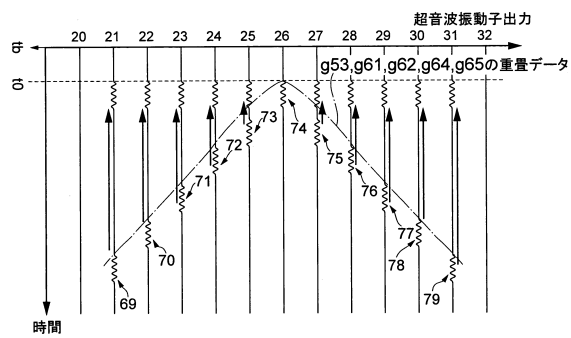
【図8】



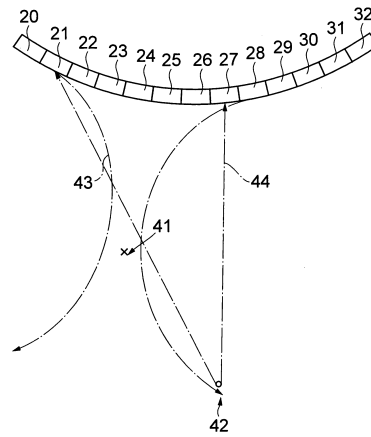
【図9】



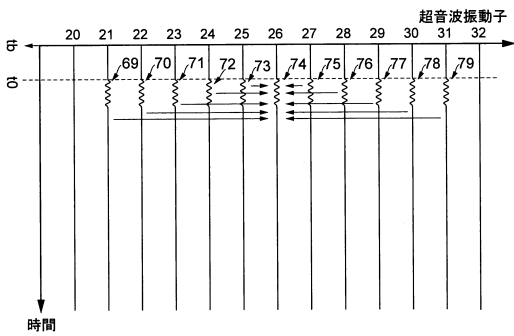
【図10】



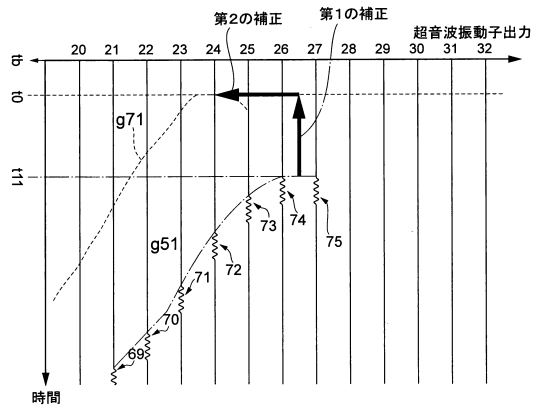
【図12A】



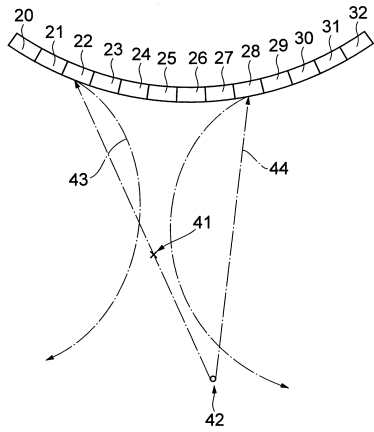
【図11】



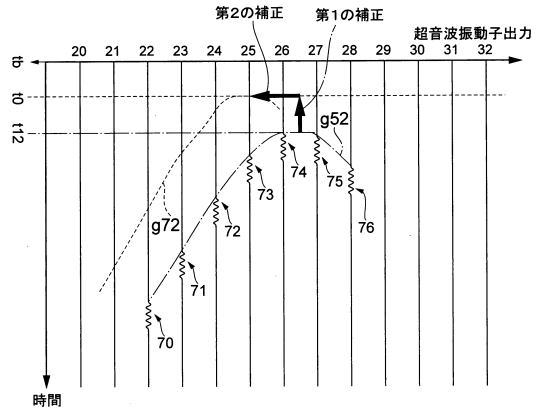
【図12B】



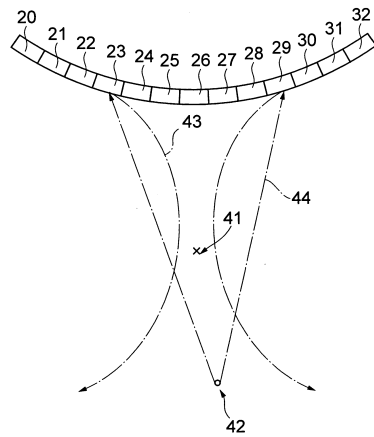
【図13A】



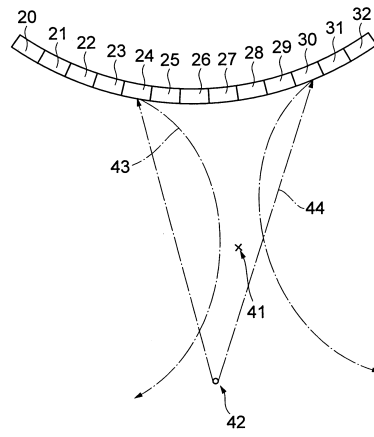
【図13B】



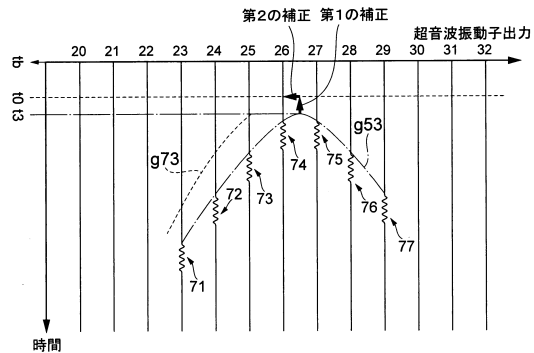
【図14A】



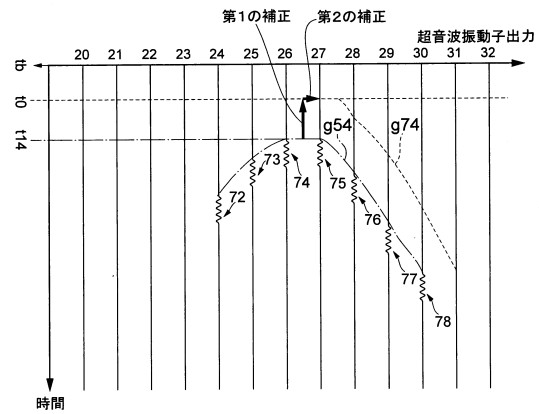
【図15A】



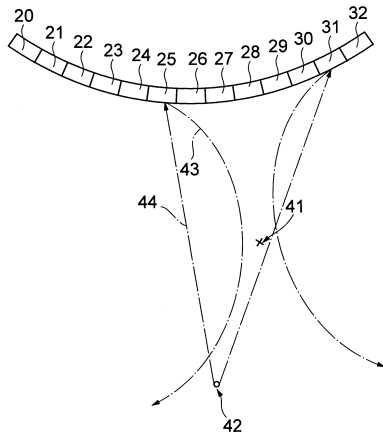
【図14B】



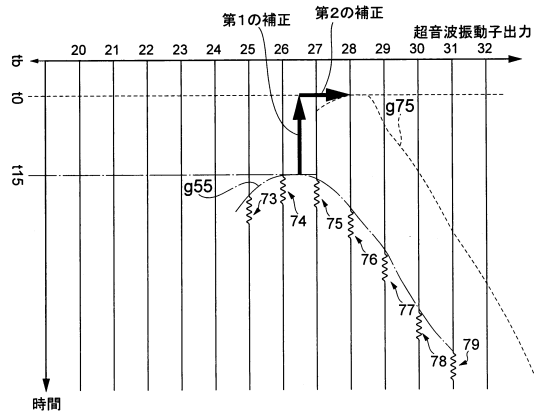
【図15B】



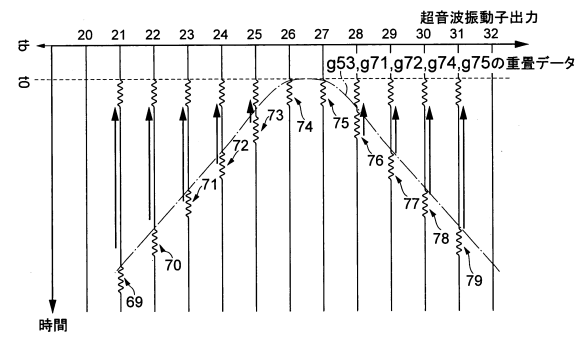
【図16A】



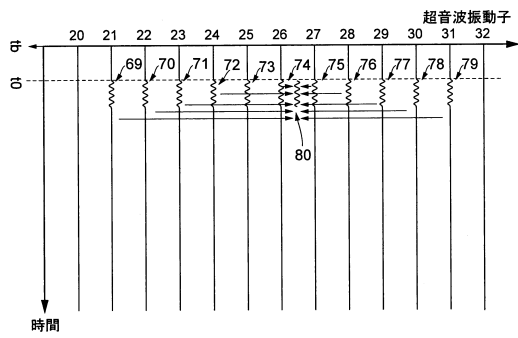
【図16B】



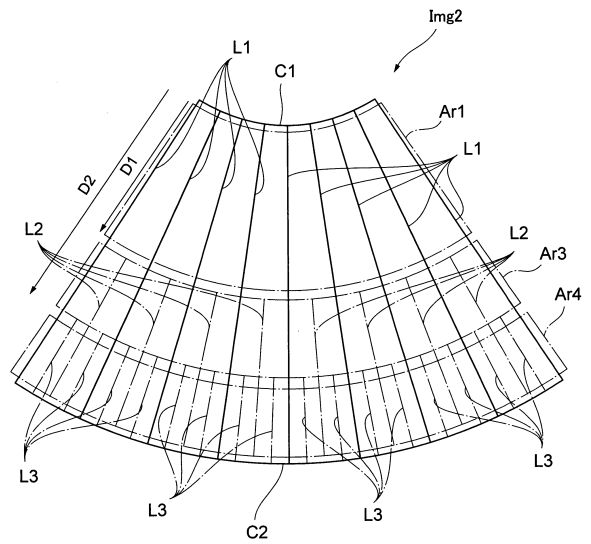
【図17】



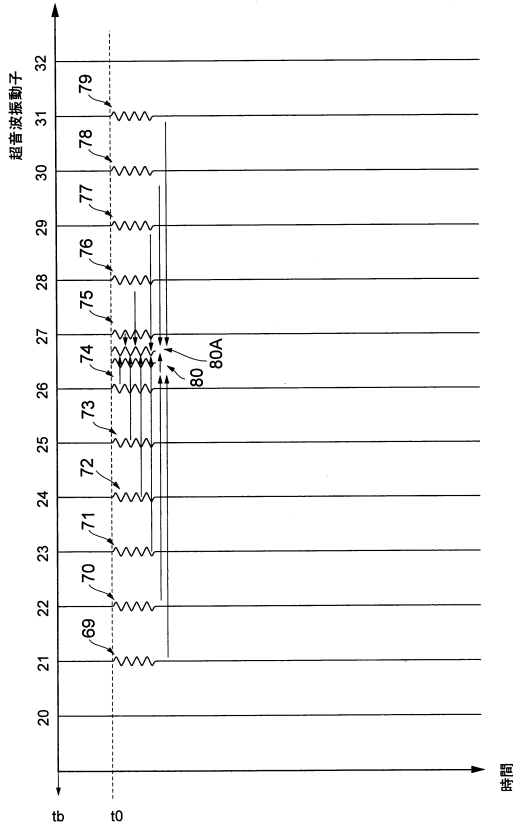
【図18】



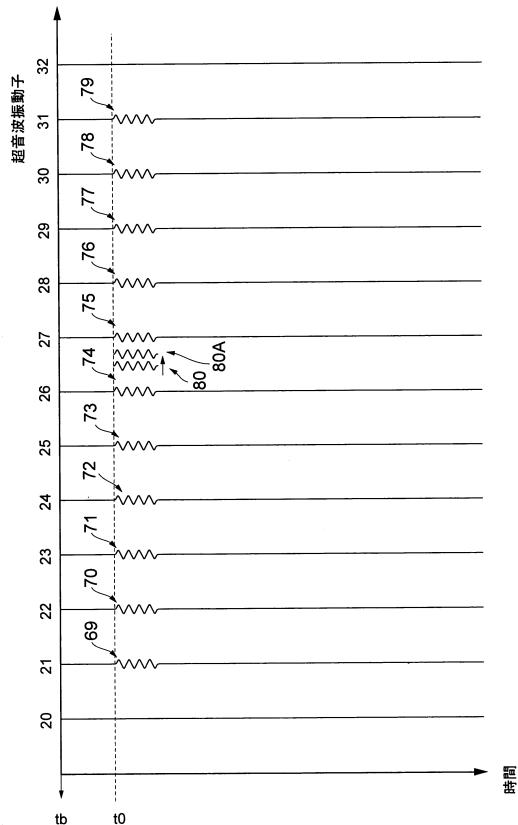
【図19】



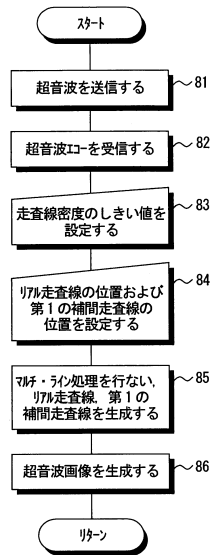
【図20】



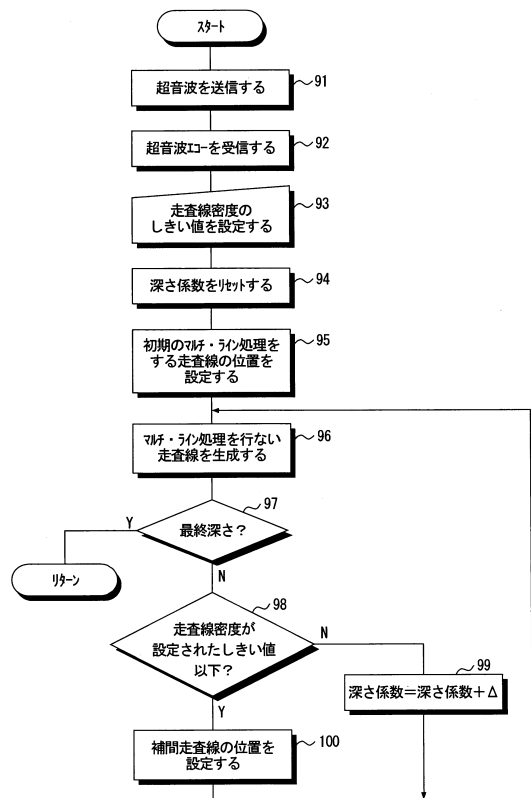
【図21】



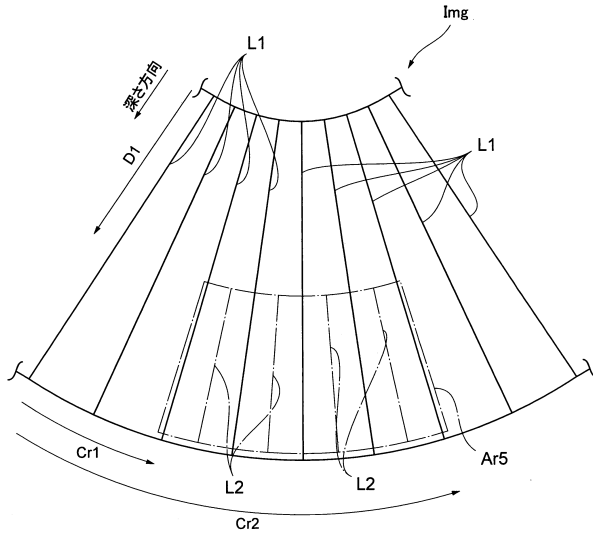
【図22】



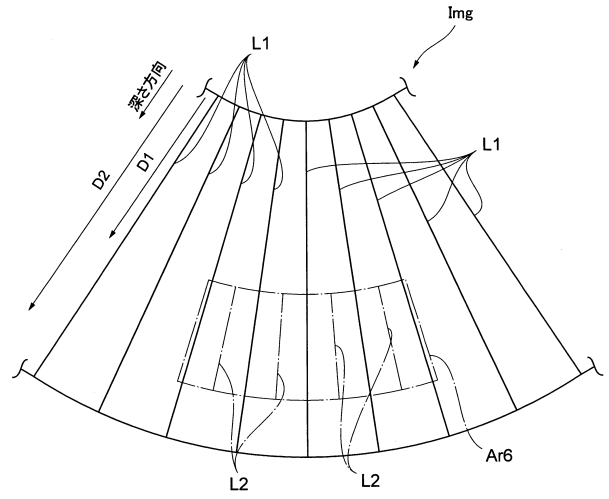
【図23】



【図 24】



【図 25】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平02 - 147052 (JP, A)  
特開平05 - 154153 (JP, A)  
米国特許出願公開第2012 / 0215110 (US, A1)  
特開2005 - 087266 (JP, A)  
医用超音波機器ハンドブック, 株式会社コロナ社 牛来 辰巳, 1997年 1月20日, 改訂版, 第76頁

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8 / 00 - 8 / 15

专利名称(译)	声波图像生成装置及其控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP6419945B2</a>	公开(公告)日	2018-11-07
申请号	JP2017508232	申请日	2016-03-14
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/12 G01S7/52034 G01S7/52095 G01S15/892 H04R1/40 H04R2201/405		
FI分类号	A61B8/14		
优先权	2015059623 2015-03-23 JP		
其他公开文献	JPWO2016152602A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波图像生成装置及其控制方法，即使在被检体的深度较深的部分也能够生成高图像质量的超声波图像。对于超声图像 (Img) 的深度阈值 (D1) 以下的部分 (Ar1)，使用从声波回波信号获得的实际扫描线 (L1)。对于比超声图像 (Img) 中的深度阈值 (D1) 更深的部分 (Ar2)，从具有超声波的会聚位置和观察目标位置之间的位置偏差的声波回波信号，实际扫描线生成位于插值扫描线 (L1) 之间的 (L2)。通过内插扫描线 (L2) 也可以在深部获得高图像质量的超声图像 (Img)。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6419945号 (P6419945)
(45) 発行日 平成30年11月7日 (2018.11.7)	(24) 登録日 平成30年10月19日 (2018.10.19)	
(51) Int. Cl. A61B 8/14 (2006.01)	F1 A61B 8/14	
請求項の数 12 (全 26 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-508232 (P2017-508232)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(86) (22) 出願日 平成28年3月14日 (2016.3.14)	(74) 代理人 110001830 東京U1T国際特許事務所	
(87) 国際出願番号 PCT/JP2016/057910	(72) 発明者 山本 拓明 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	
(87) 国際公開番号 W02016/152602	審査官 後藤 順也	
(87) 国際公開日 平成28年9月29日 (2016.9.29)		
審査請求日 平成28年4月18日 (2017.4.18)		
(31) 優先権主張番号 特願2015-59623 (P2015-59623)		
(32) 優先日 平成27年3月23日 (2015.3.23)		
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 音響波画像生成装置およびその制御方法		