

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/152602

発行日 平成29年8月3日(2017.8.3)

(43) 国際公開日 平成28年9月29日(2016.9.29)

(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 30 頁)

出願番号 特願2017-508232(P2017-508232)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2016/057910
 (22) 国際出願日 平成28年3月14日(2016.3.14)
 (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)

(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
 (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
 Fターム(参考) 4C601 BB06 BB22 EE03 EE04 GB04
 HH17 HH24 HH29 JB05 KK12

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) 【要約】

被検体の深さが深い部分でも高画質の超音波画像を生成する超音波画像生成装置およびその制御方法を提供する。超音波画像(Img)のうち、深さしきい値(D1)以下の部分(Ar1)については、音響波エコー信号から得られるリアル走査線(L1)が利用される。超音波画像(Img)のうち、深さしきい値(D1)より深い部分(Ar2)については、超音波の集束位置と観測対象位置との位置ずれがある音響波エコー信号から、リアル走査線(L1)の間に位置する補間走査線(L2)が生成される。補間走査線(L2)により深い部分についても高画質の超音波画像(Img)が得られる。

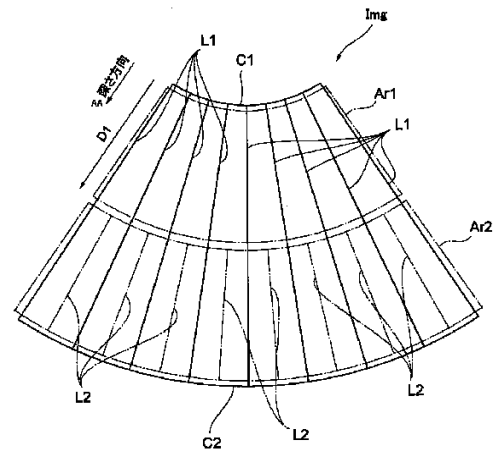


FIG. 1
 AA: Depth direction

【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、および
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、
を備えた音響波画像生成装置。

10

【請求項 2】

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 または 2 に記載の音響波画像生成装置。

20

【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。

30

【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、
請求項 1 に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 6】

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
をさらに備え、
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、
請求項 1 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。

40

【請求項 7】

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、

50

請求項 1 に記載の音響波画像生成装置。

【請求項 8】

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さらに備え、

上記補間走査線生成手段は、

上記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 9】

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 10】

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 11】

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 10 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 12】

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 11 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 13】

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 12 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 14】

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、

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。

【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

10

20

30

40

50

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

10

【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うことがある。

20

【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】

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。

30

【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。

40

【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

50

、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。

【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ろう。

【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ろう。

【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。

【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に位置する第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

10

20

30

40

50

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。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】超音波画像の一例である。

【図2】超音波診断装置の電氣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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【図14B】超音波エコー信号を示している。

【図15A】超音波の送信および受信を示している。

【図15B】超音波エコー信号を示している。

【図16A】超音波の送信および受信を示している。

【図16B】超音波エコー信号を示している。

30

【図17】整相加算の一部の処理を示している。

【図18】整相加算の一部の処理を示している。

【図19】超音波画像の一例である。

【図20】第2の補間走査線を生成する様子を示している。

【図21】第2の補間走査線を生成する様子を示している。

【図22】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23】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24】超音波画像の一例である。

【図25】超音波画像の一例である。


40

【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の一例である。

【0023】

50

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が生成される。

10

【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の電気的構成を示すブロック図である。

20

【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。

【0028】

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。

【0029】

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。

30

【0030】

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3Aなど参照）。

【0031】

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。

40

【0032】

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。

【0033】

図3Aから図7B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。

【0034】

図3A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4A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

50

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。

【0035】

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。

10

【0036】

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

20

【0037】

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。

【0038】

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5 B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。

30

40

【0039】

図3 A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3 A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

50

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。

【0040】

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g51を示している。超音波エコー信号群g51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t1）、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t1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t0よりも遅い。

10

【0041】

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。

20

【0042】

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g52が得られる。この超音波エコー信号群g52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t2）。

【0043】

駆動される超音波振動子が更新されて、図5A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。

【0044】

図6A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。

30

【0045】

図6Bを参照して、図3A等と同様に、超音波振動子24 - 30から超音波エコー信号群g54が得られる。この超音波エコー信号群g54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t4）。

【0046】

図7A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3A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。

40

【0047】

図7Bを参照して、図3A等と同様に、超音波振動子25 - 31から超音波エコー信号群g55が得られる。この超音波エコー信号群g55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t5）。

【0048】

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・

50

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。

【0049】

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3A、図4A、図6Aおよび図7A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。

10

【0050】

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。

【0051】

図3B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g51が、図5Bに示すように、時刻t0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3A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（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。

20

30

40

【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,

50

df) , 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】

10

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, df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とのなす角をとすると, $(d_i + df) \sin$ となり, CF間の距離は, (AC間の距離) - (AF間の距離)であるから, $z - (d_i + df) \cos$ となる。したがって, BC間の距離は, $[\{(d_i + df) \sin\}^2 + \{z - (d_i + df) \cos\}^2]$ となる。また, CE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, $L_{ub} = L_{tb} + L_{rb} = df + [\{(d_i + df) \sin\}^2 + \{z - (d_i + df) \cos\}^2] + z - d_i$ 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。

20

30

【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。

【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。

40

【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。

【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,

50

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。

【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)L1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。

【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g61、g62、g64およびg65と、位置ずれ補正されていない超音波エコー・データ群g53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g61、g62、g64およびg65と、位置ずれ補正されていない超音波エコー・データ群g53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g61、g62、g64およびg65と、位置ずれ補正されていない超音波エコー・データ群g53と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g61、g62、g64およびg65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g53を用いてもよいし、用いなくともよい。

【0066】

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L1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L1が生成されることとなる。

【0067】

次に、マルチ・ライン処理を用いて第1の補間走査線L2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L2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L2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。

【0068】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 6 9 】

図14 Aを参照して、図5 A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14 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。図14 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。

【 0 0 7 0 】

図14 B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。

【 0 0 7 1 】

図12 A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12 B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）。

【 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）。

【 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

10

20

30

40

50

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。

【0079】

図16Bを参照して、超音波振動子25 - 31から超音波エコー信号群g55が得られる。この超音波エコー信号群g55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t15)。

【0080】

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。

10

【0081】

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12A、図13A、図14A、図15Aおよび図16A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。

20

【0082】

また、上述したのと同様に、図12B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g51が、時刻t0の時点において超音波振動子24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。

30

40

【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

50

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 t_0 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。

10

【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 g_{71} 、 g_{72} 、 g_{73} 、 g_{74} および g_{75} 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 g_{71} 、 g_{72} 、 g_{73} 、 g_{74} および g_{75} 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。

20

【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 Img を表す補間走査線 L_2 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 L_2 が生成されることとなる。他の位置の補間走査線 L_2 も同様に生成される。

30

【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） Img を表すリアル走査線 L_1 の間に位置する第1の補間走査線 L_2 は、深さしきい値 D_1 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 L_2 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 g_{51} 、 g_{52} 、 g_{53} 、 g_{54} および g_{55} から生成される。深さしきい値 D_1 よりも深い部分について第1の補間走査線 L_2 を生成するには、深さしきい値 D_1 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 D_1 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 D_1 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 D_1 よりも深い位置にある第1の補間走査線 L_2 を生成できる。観測対象位置42が深さしきい値 D_1 による場合に得られる時間については、時間 = (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 + 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) / (被検体内での音速) で得られる。



40

50

【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)。

10

【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L1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g51、g52、g54およびg55のみを利用してリアル走査線L1を生成するようにしてもよい。

20

【0096】





図19は、超音波画像2の他の一例を示している。

【0097】

図19に示す超音波画像2においては、二つの深さしきい値D1およびD2が規定されている。深さしきい値(第1の深さしきい値)D1よりも深い位置に第2の深さしきい値D2が規定されている。

30

【0098】

第1の深さしきい値D1以下(よりも浅い)の深さの超音波画像2の部分Ar1は、リアル走査線L1により構成されている。第1の深さしきい値D1より深く、第2の深さしきい値D2以下(よりも浅い)の超音波画像2の部分Ar3は、図1に示した超音波画像と同様に、リアル走査線L1と、リアル走査線L1の間に位置する第1の補間走査線L2と、から構成されている。第2の深さしきい値D2以下(よりも浅い)の深さの超音波画像3の部分Ar4は、リアル走査線L1、第1の補間走査線L2および第2の補間走査線L3から構成されている。

40

【0099】

分かりやすくするために、第1の補間走査線L2と第2の補間走査線L3とを区別しているが、第1の補間走査線L2および第2の補間走査線L3は、いずれもリアル走査線L1の間に位置するから、第2の補間走査線L3も第1の補間走査線L2ということもできる。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L2(L3)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L2(L3)を生成することができるようになる。

【0100】

50

図20は、第2の補間走査線L3の生成の方法を示すもので、図18に対応している。

【0101】

上述のようにして得られた超音波エコー・データ71-77のほかに、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80を用いて第2の補間走査線のL3のための超音波エコー・データ80Aが生成される。上述したと同様に、第2の補間走査線L3は、整相加算装置11においてデジタル的に生成される。

【0102】

図21は、第2の補間走査線L3を生成する他の方法を示している。

【0103】

上述のようにして生成された第1の補間走査線L2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L3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L2を利用して第2の補間走査線L3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。

【0104】

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。

【0105】

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L1の位置および第1の補間走査線L2(必要であれば、第2の補間走査線L3も)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L1の位置および第1の補間走査線L2(必要であれば、第2の補間走査線L3も)の位置の設定が行なわれていてもよい。

【0106】

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)。

【0107】

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)。

【0108】

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。

【0109】

10

20

30

40

50

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)。

10

20

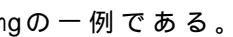
30

40



【0110】

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。

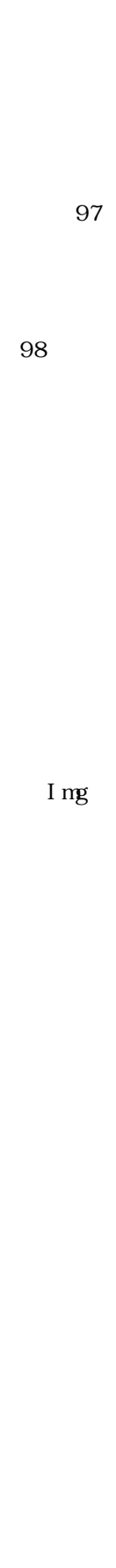
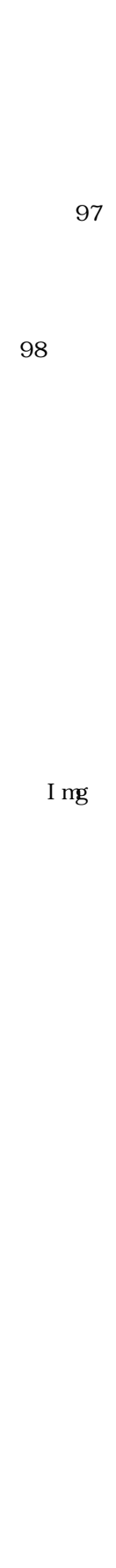
【0111】

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】

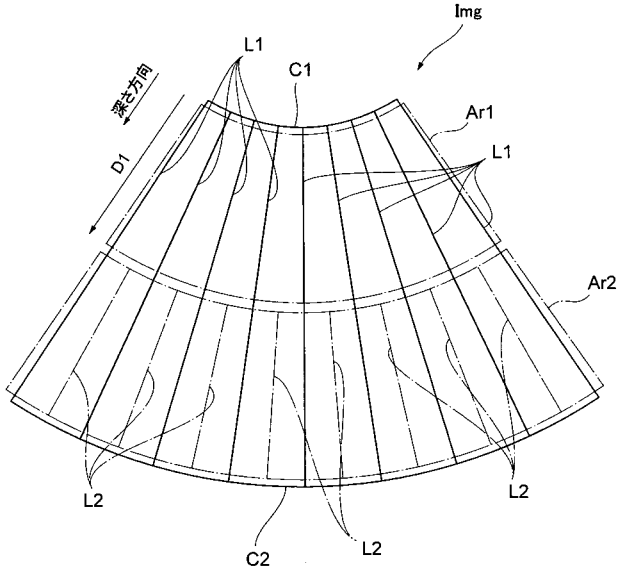
また,図25に示す超音波画像は,深さしきい値D1よりも深い位置にあり,かつ深さしきい値D2より浅い位置にあり,かつ円弧方向の第1のしきい値Cr1から第2のしきい値Cr2の間の部分Ar6において補間走査線L2が生成される。このように,超音波画像の一部の画像部分について補間走査線L2を生成するようにしてもよい。ユーザが関心のある領域のみをさらに詳細な超音波画像として表示できる。

【符号の説明】

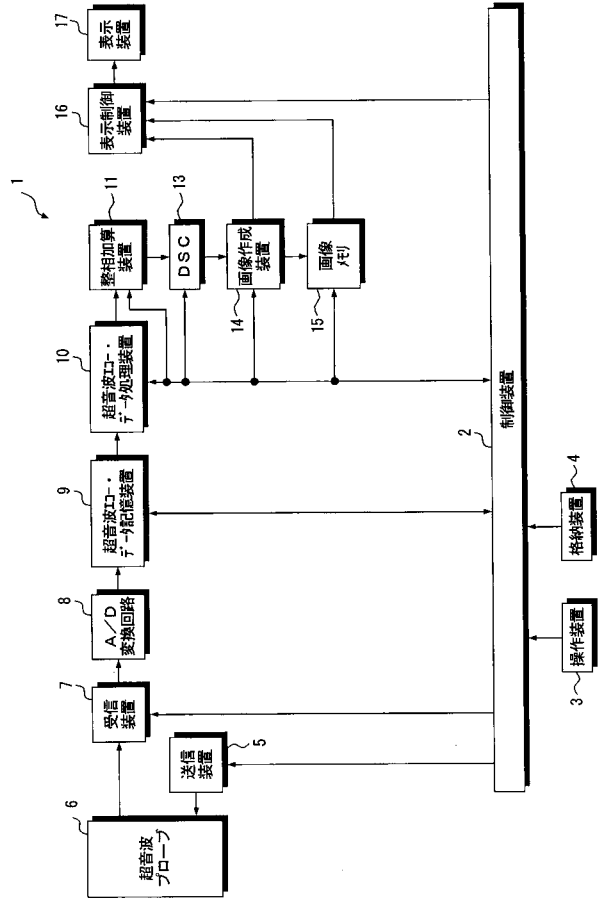
【0114】

- 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)

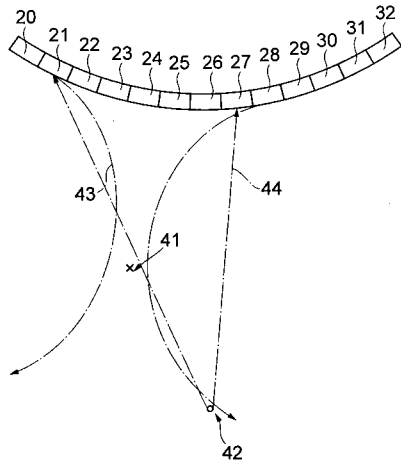
【 図 1 】



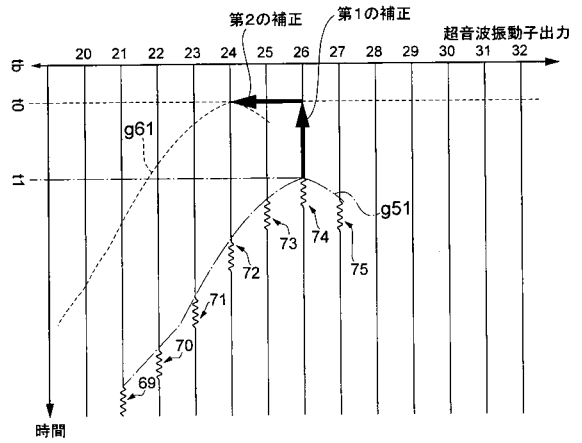
【 図 2 】



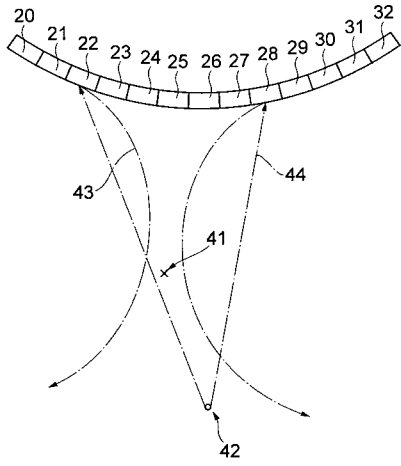
【 図 3 A 】



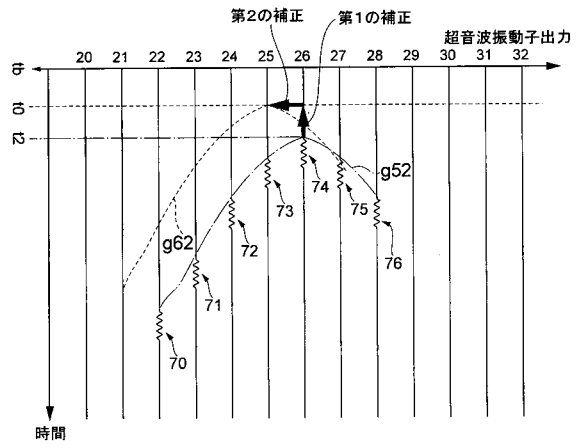
【 図 3 B 】



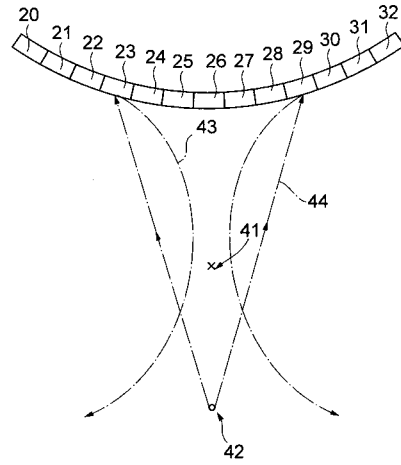
【図 4 A】



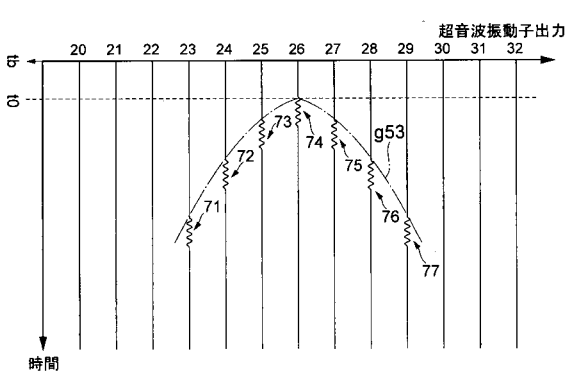
【図 4 B】



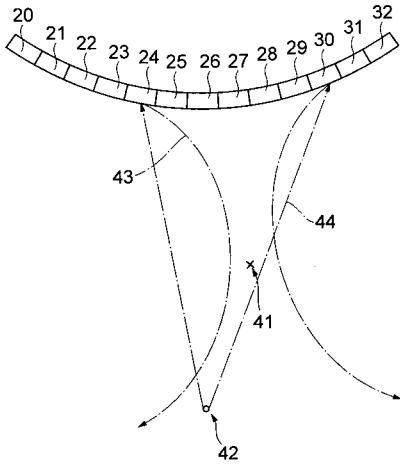
【図 5 A】



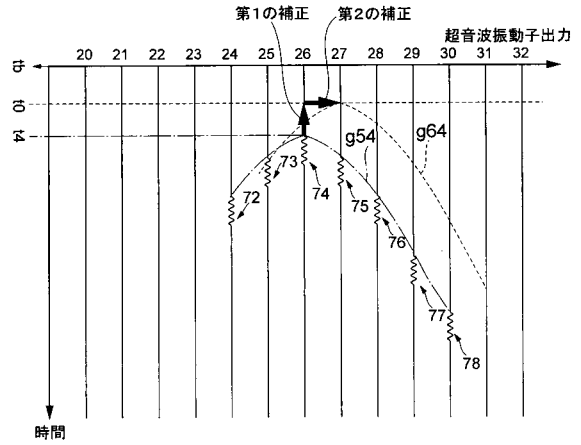
【図 5 B】



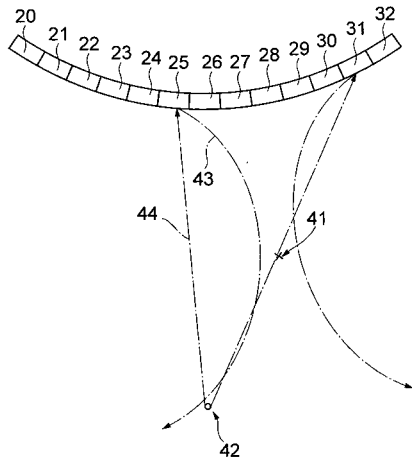
【図 6 A】



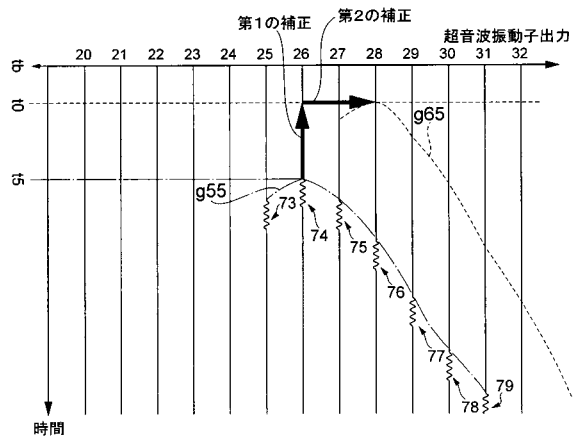
【図 6 B】



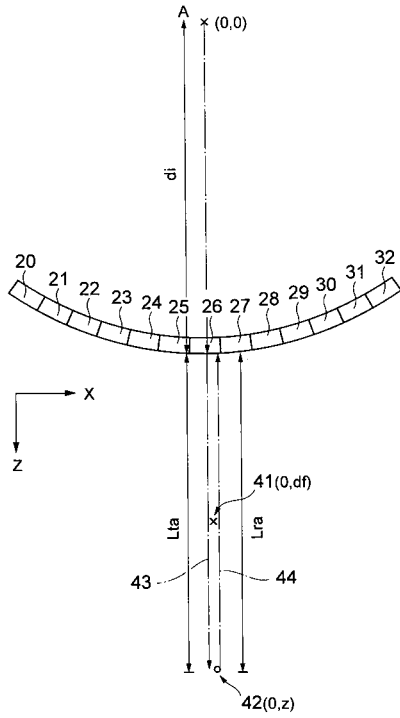
【図 7 A】



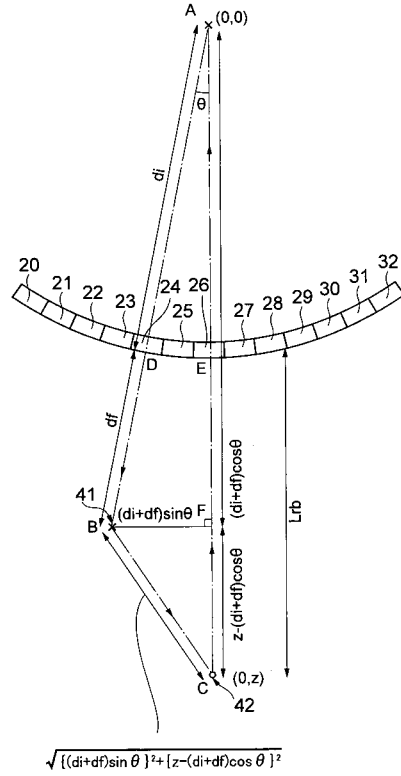
【図 7 B】



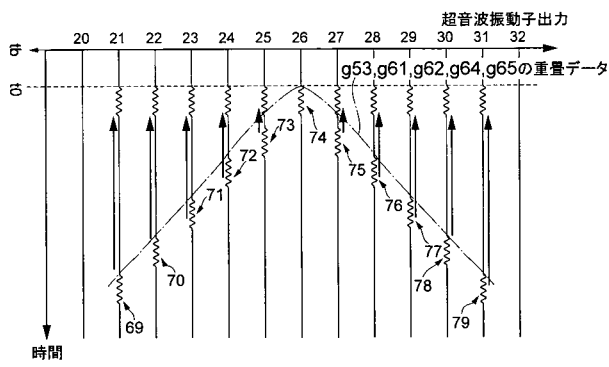
【 図 8 】



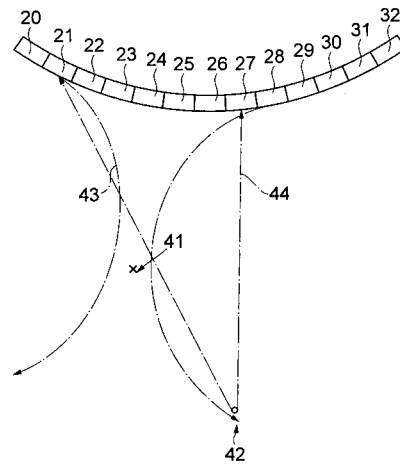
【 図 9 】



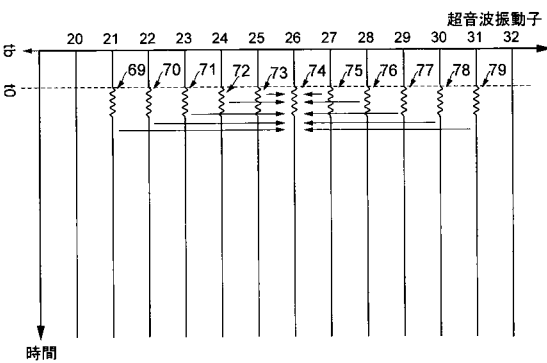
【 図 10 】



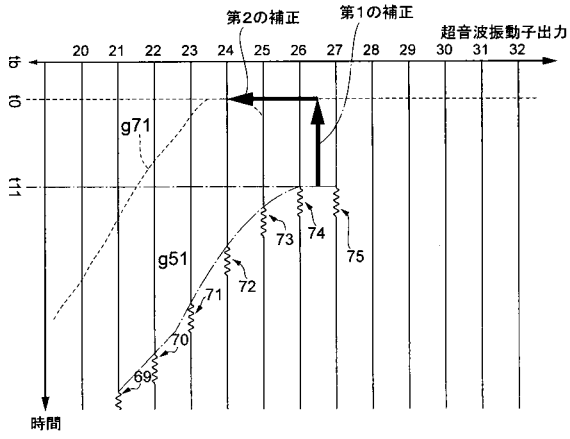
【 図 12 A 】



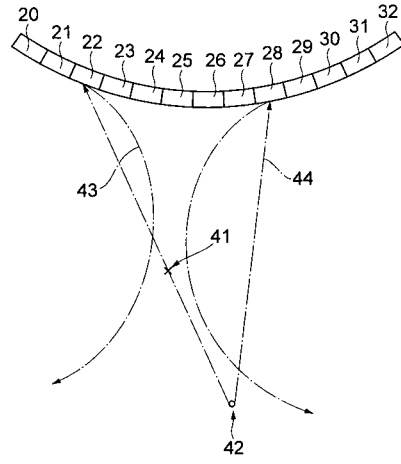
【 図 11 】



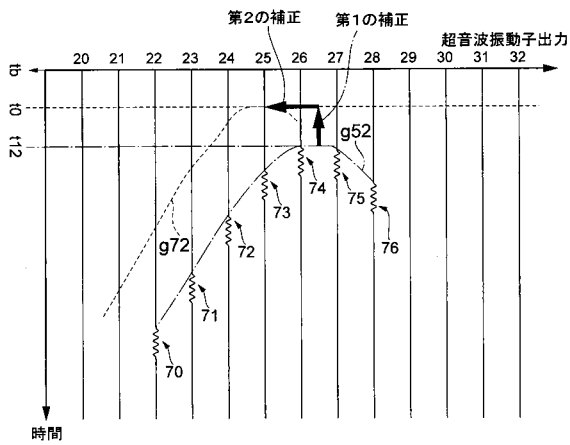
【図 1 2 B】



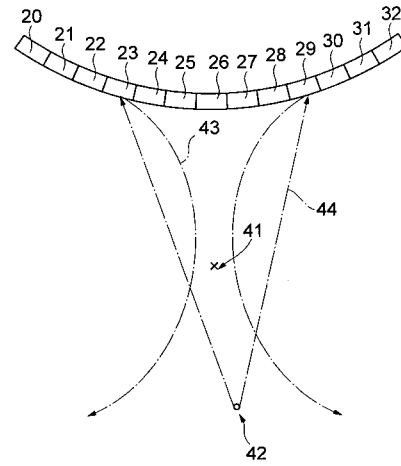
【図 1 3 A】



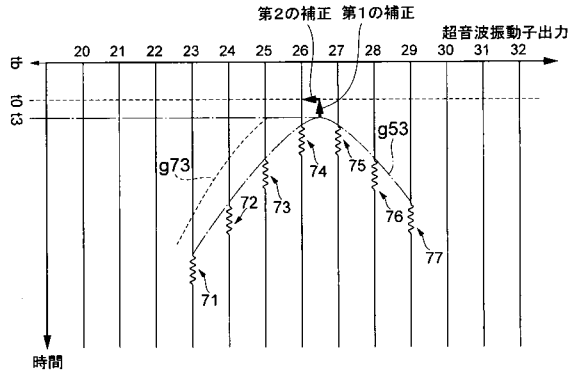
【図 1 3 B】



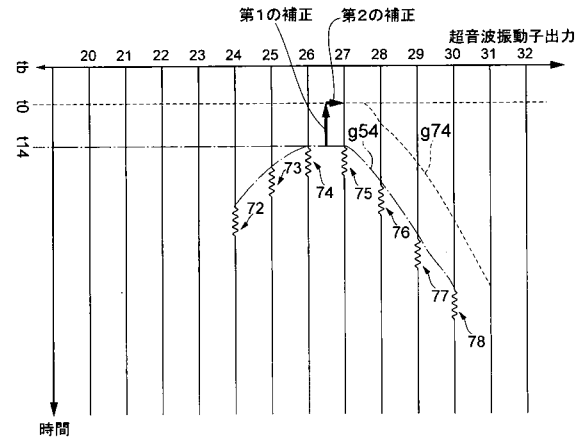
【図 1 4 A】



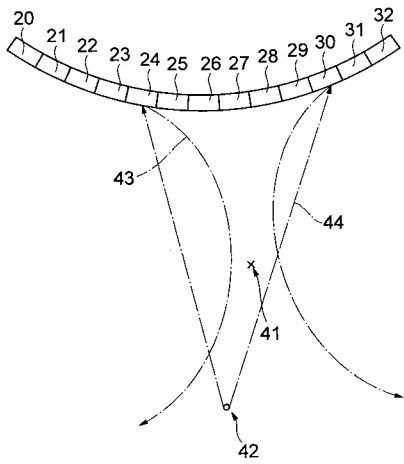
【図14B】



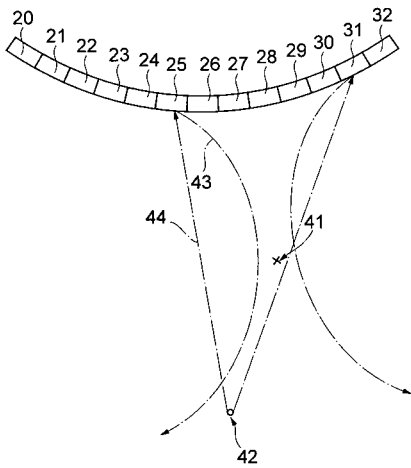
【図15B】



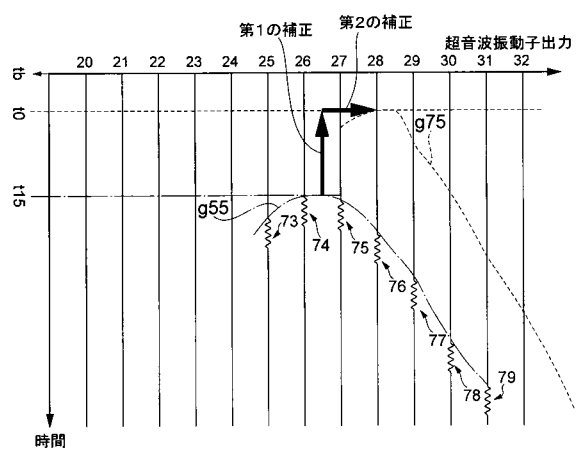
【図15A】



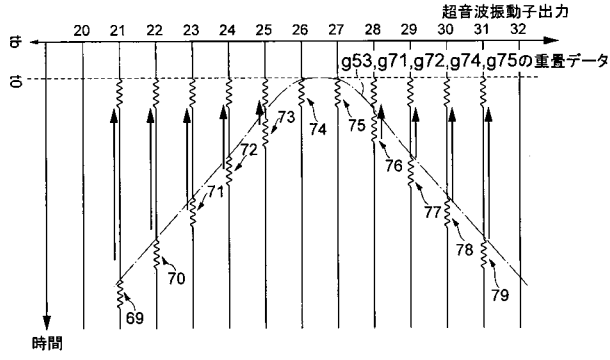
【図16A】



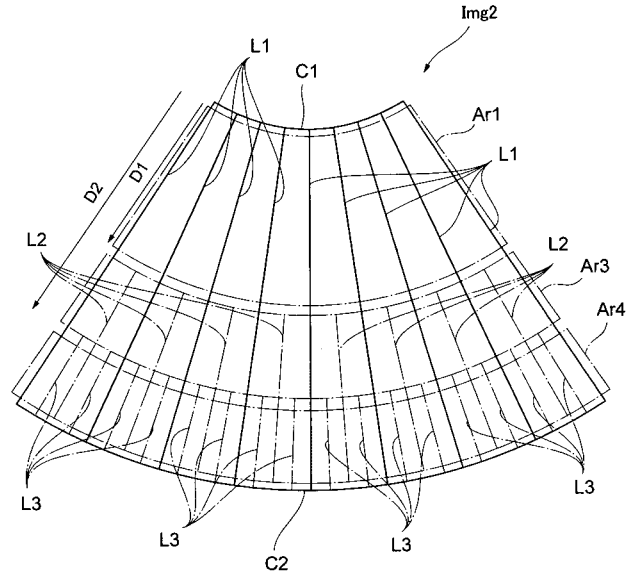
【図16B】



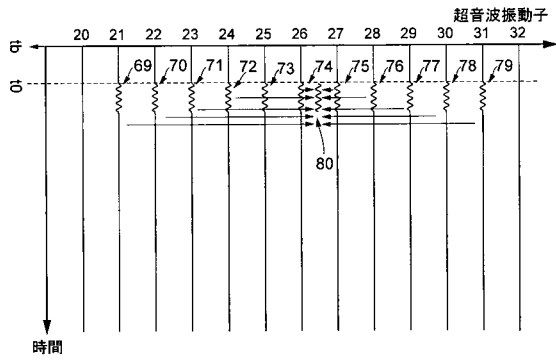
【 図 1 7 】



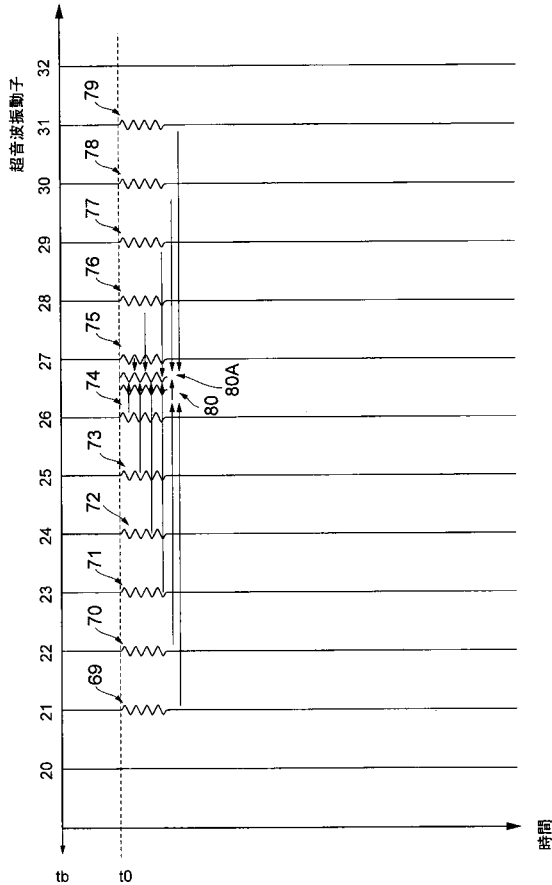
【 図 1 9 】



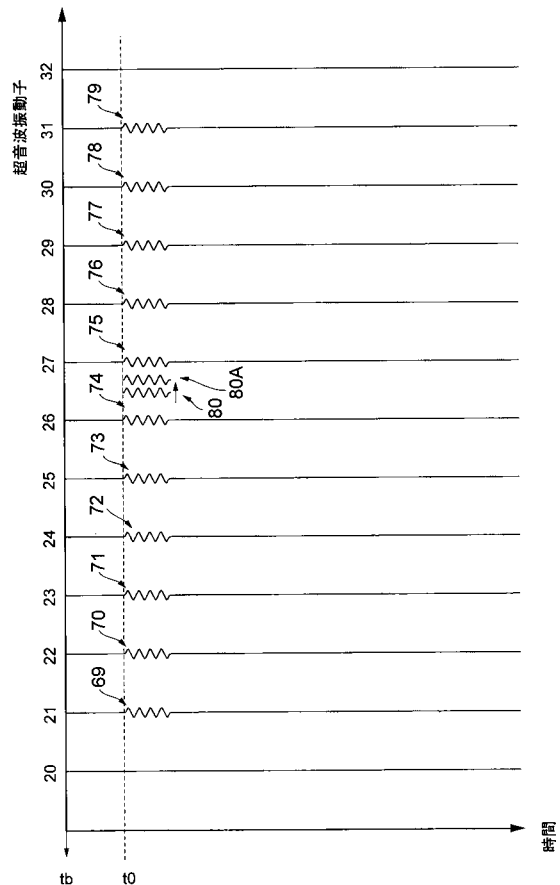
【 図 1 8 】



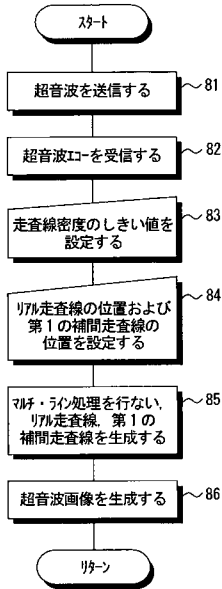
【 図 2 0 】



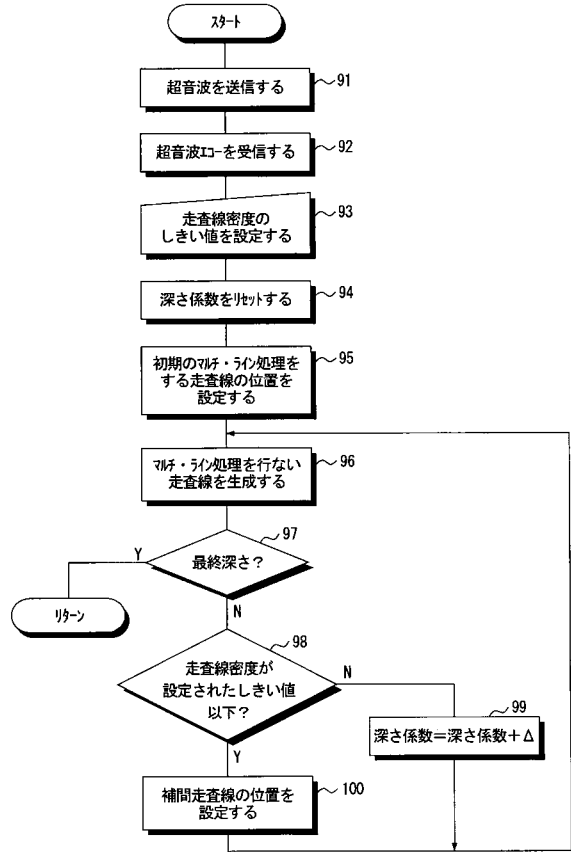
【 図 2 1 】



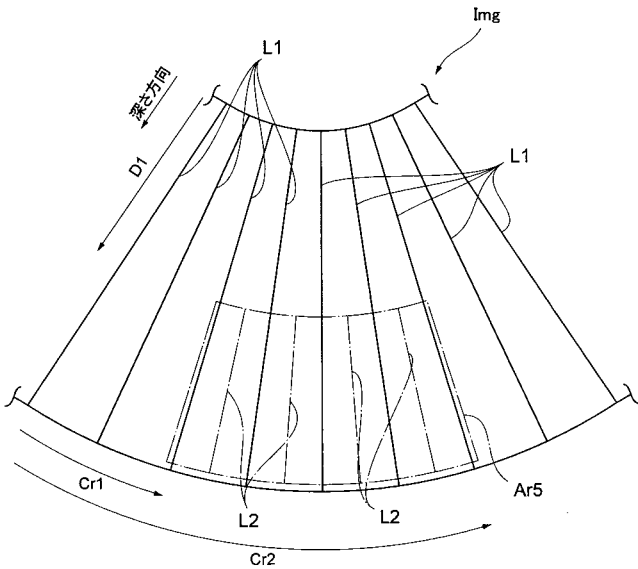
【 図 2 2 】



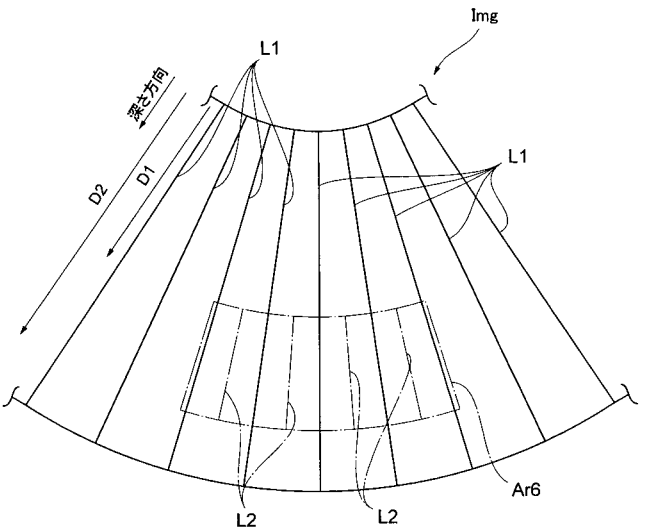
【 図 2 3 】



【 図 2 4 】



【 図 2 5 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/057910
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/14 (2006.01) i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED 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)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5-154153 A (Fuji Electric Co., Ltd.), 22 June 1993 (22.06.1993), claims 1, 2; paragraphs [0001] to [0018]; fig. 2, 3 (Family: none)	1-14
A	JP 2009-28366 A (Toshiba Corp.), 12 February 2009 (12.02.2009), paragraphs [0033] to [0049] & US 2009/0043209 A1 paragraphs [0050] to [0067] & CN 101352354 A	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 28 April 2016 (28.04.16)		Date of mailing of the international search report 17 May 2016 (17.05.16)
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/JP2016/057910

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2008/010366 A1 (Hitachi, Ltd.), 24 January 2008 (24.01.2008), entire text; all drawings & JP 4837037 B & US 2010/0049042 A1 entire text; all drawings	1-14
A	JP 2005-87266 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 07 April 2005 (07.04.2005), paragraphs [0019] to [0025] (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 7 9 1 0	
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 5-154153 A (富士電機株式会社) 1993.06.22, 請求項 1, 2 段落 [0001]-[0018] 第 2, 3 図 (ファミリーなし)	1-14	
A	JP 2009-28366 A (株式会社東芝) 2009.02.12, 段落[0033]-[0049] & US 2009/0043209 A1 段落[0050]-[0067] & CN 101352354 A	1-14	
A	WO 2008/010366 A1 (株式会社日立製作所) 2008.01.24, 全文, 全図 & JP 4837037 B & US 2010/0049042 A1 全文, 全図	1-14	
A	JP 2005-87266 A (富士写真フイルム株式会社) 2005.04.07, 段落 [0019]-[0025] (ファミリーなし)	1-14	
<input 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 「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 「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 「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) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「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 「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 「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 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 28.04.2016		国際調査報告の発送日 17.05.2016	
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

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)	声波图像生成装置及其控制方法		
公开(公告)号	JPWO2016152602A1	公开(公告)日	2017-08-03
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		
[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	A61B8/12 G01S7/52034 G01S7/52095 G01S15/892 H04R1/40 H04R2201/405 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/EE03 4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/HH17 4C601/HH24 4C601/HH29 4C601/JB05 4C601/KK12		
优先权	2015059623 2015-03-23 JP		
其他公开文献	JP6419945B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种超声图像生成设备及其控制方法，该超声图像生成设备及其控制方法用于甚至在被检体的深部也生成高质量的超声图像。从声波回波信号获得的真实扫描线 (L1) 用于超声图像 (Img) 的深度阈值 (D1) 以下的部分 (Ar1)。对于比超声图像 (Img) 中的深度阈值 (D1) 深的部分 (Ar2)，从声波回波信号获得实际扫描线，该声波回波信号具有在超声焦点位置和观察目标位置之间的位移。生成位于 (L1) 之间的内插扫描线 (L2)。通过插值扫描线 (L2)，即使在较深的部分也可以获得高质量的超声图像 (Img)。

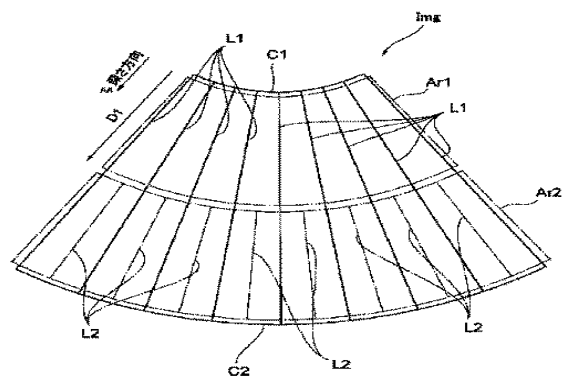


FIG. 1:
AA Depth direction