

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2012-5600
(P2012-5600A)

(43) 公開日 平成24年1月12日(2012.1.12)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2010-143099 (P2010-143099)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成22年6月23日 (2010. 6. 23)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110000866
			特許業務法人三澤特許事務所
		(72) 発明者	岡田 健吾
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	四方 浩之
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 EE01 EE04 EE09 GB06 GB21 HH24 HH30 JB09

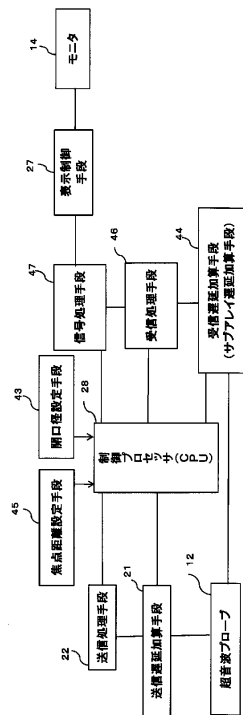
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 広範囲にわたり良好な画像が得られる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 被検体に対して超音波を送信し、前記被検体から受信された信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置である。特に、複数の超音波振動子から構成されるサブアレイが2次元的に配列されたメインアレイと、前記メインアレイの開口径をマトリックススイッチにより選択する開口径設定手段と、超音波の送信信号に遅延時間を付与して加算処理する送信遅延加算手段と、前記開口径に含まれるサブアレイによって受信される信号に遅延時間を付与して加算処理する受信遅延加算手段と、前記メインアレイの開口径の大きさに対応して前記サブアレイ毎に焦点距離を設定する焦点距離設定手段と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送信し、前記被検体から受信された信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

複数の超音波振動子から構成され、1回の受信期間中は固定された遅延パターンを有するサブアレイと、サブアレイが2次元的に配列されたメインアレイと、

前記メインアレイの開口径をマトリックススイッチにより選択する開口径決定手段と、

超音波の送信信号に遅延時間を付与して加算処理する送信遅延加算手段と、

前記開口径に含まれるサブアレイによって受信される信号に遅延時間を付与して加算処理する受信遅延加算手段と、

前記メインアレイの開口径の大きさに対応して前記サブアレイ毎に焦点距離を決定する焦点距離決定手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記焦点距離決定手段は、前記メインアレイの開口径の大きさに対応してサブアレイの焦点距離を長くするように決定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記焦点距離決定手段は、第 2 の開口径におけるサブアレイの焦点距離を、第 1 の開口径におけるサブアレイの焦点距離の 2 倍に乗じた距離とするように決定することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記開口径決定手段は、超音波送信開始後、送信時間の経過とともに前記メインアレイの開口径を変化させることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

被検体に対して超音波を送信し、前記被検体から受信された信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

複数の超音波振動子から構成されるサブアレイが2次元的に配列されたメインアレイと

、

前記サブアレイ毎の焦点距離を決定する焦点距離決定手段と、

焦点距離に対応して前記メインアレイの開口径をマトリックススイッチにより選択する開口径決定手段と、

超音波の送信信号に遅延時間を付与して加算処理する送信遅延加算手段と、

前記開口径に含まれるサブアレイによって受信される信号に遅延時間を付与して加算処理する受信遅延加算手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

前記焦点距離決定手段は、前記メインアレイの開口径の大きさに対応してサブアレイの焦点距離を長くするように決定することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記焦点距離決定手段は、第 2 の開口径におけるサブアレイの焦点距離を、第 1 の開口径におけるサブアレイの焦点距離の 2 倍に乗じた距離とするように決定することを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記開口径決定手段は、超音波送信開始後、送信時間の経過とともに前記メインアレイの開口径を変化させることを特徴とする請求項 5 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、医療分野において、生体（患者）の疾病を診断するために用いられる。詳細には、超音波診断装置は、超音波振動子を備えた超音波プローブにより被検体内に超音波を送信する。そして、被検体内部における音響インピーダンスの不整合によって生じる超音波の反射波を超音波プローブで受信し、かかる反射波に基づいて被検体の内部状態を画像化する。

【0003】

超音波診断装置として、複数の超音波振動子がアレイ状に配列された１次元アレイプローブが使用されている。

【0004】

しかし、焦点付近では高い解像度が得られるが、焦点から離れた部分において十分な解像度が得られず、広範囲にわたる良好な画像を得ることができなかった。

【0005】

そこで、各々の超音波振動素子が異なった焦点距離を有し、前記焦点距離に応じて受信時の超音波振動子の開口径を変化させる技術が開示されている（特許文献１）。

【0006】

しかし、この先行技術文献の技術は、超音波振動子アレイを直線状に並べたものについての技術であり、超音波振動子アレイを２次元的に配列した超音波プローブを使用したものには考慮されていなかった。

【0007】

従来技術は、１次元アレイプローブにおいて、焦点距離を変化させるものであるが、２次元アレイプローブにおいて、開口径の変化に応じて焦点を変化させるものではなかった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献１】特開平５－２０００２７号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の実施形態は上記の問題点を解決するものであり、２次元アレイを用いた超音波プローブによる超音波送受信により被検体の立体画像を得る超音波診断装置において、画質の向上を図ることのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の第１の実施形態によれば、被検体に対して超音波を送信し、前記被検体から受信された信号に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、複数の超音波振動子から構成され、１回の受信期間中は固定された遅延パターンを有するサブアレイと、サブアレイが２次元的に配列されたメインアレイと、前記メインアレイの開口径をマトリックススイッチにより選択する開口径決定手段と、超音波の送信信号に遅延時間を付与して加算処理する送信遅延加算手段と、前記開口径に含まれるサブアレイによって受信される信号に遅延時間を付与して加算処理する受信遅延加算手段と、前記メインアレイの開口径の大きさに対応して前記サブアレイ毎に焦点距離を決定する焦点距離決定手段と、を備えることを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図１】本発明の第１の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 2】本発明の第 1 の実施形態における 2 次元マトリックスアレイにおける配置図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態における 2 次元マトリックスアレイの開口変化を示す開口変化図である。

【図 4】本発明の第 1 の実施形態における送信遅延加算を示す模式図である。

【図 5】本発明の第 1 の実施形態における受信遅延加算を示す模式図である。

【図 6】本発明の第 1 の実施形態におけるメインアレイの開口とサブアレイ毎の焦点の関係を示す模式図である。

【図 7】従来のメインアレイの開口とサブアレイ毎の焦点の関係を示す模式図である。

【図 8】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置により超音波を受信する際に形成される音場分布を示す図である。

【図 9】従来技術により超音波を受信する際に形成される音場分布を示す図である。

【図 10】本発明の第 1 の実施形態における開口径決定と焦点決定の関係を示す作用説明図である。

【図 11】本発明の実施形態における開口径の変化と焦点の関係を説明するための模式図である。

【図 12】本発明の第 2 の実施形態における焦点決定と開口径決定の関係を示す作用説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

[実施例 1]

本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について図 1 及び図 2 を参照して説明する。

【0013】

図 1 は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。同図に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 12、送信遅延加算手段 21、送信処理手段 22、制御プロセッサ (CPU) 28、開口径決定手段 43、受信遅延加算手段 (サブアレイ遅延加算手段) 44、焦点距離決定手段 45、受信処理手段 46、信号処理手段 47、表示制御手段 27、モニター 14 を具備する。

【0014】

超音波プローブ 12 は、超音波振動子、整合層、バッキング材等を有する。

【0015】

超音波プローブ 12 は、既知の背面材上に複数の超音波振動子が設けられ、その超音波振動子上には既知の整合層が設けられている。すなわち、背面材、超音波振動子、整合層の順番で積層されている。超音波振動子において、整合層が設けられている面が超音波の放射面側となり、その面の反対側の面 (背面材が設けられている面) が背面側となる。超音波振動子の放射面側には共通 (GND) 電極が接続され、背面側には信号電極が接続されている。

【0016】

超音波振動子としては、圧電セラミック等の音響 / 電気可逆的変換素子等が使用され得る。例えば、チタン酸ジルコン酸鉛 $Pb(Zr, Ti)O_3$ 、ニオブ酸リチウム ($LiNbO_3$)、チタン酸バリウム ($BaTiO_3$) 又はチタン酸鉛 ($PbTiO_3$) などのセラミック材料が好ましく用いられる。

【0017】

超音波振動子は、送信処理手段 22 からの駆動信号に基づき超音波を発生する。発生した超音波は、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射される。各超音波振動子は、この反射波を受信し、信号を発生し、チャンネル毎に受信処理手段 46 に取り込まれる。

【0018】

整合層は、超音波振動子の音響インピーダンスと被検体の音響インピーダンスとの音響

10

20

30

40

50

整合を良好にするために設けられる。整合層は、１層だけであってもよく、２層以上設けてもよい。

【００１９】

バッキング材は、超音波振動子から後方への超音波の伝播を防止する。

【００２０】

また、背面材は、超音波振動子から発振された超音波振動や受信時の超音波振動のうち、超音波診断装置の画像抽出にとって必要でない超音波振動成分を減衰吸収する。背面材には、一般的に、合成ゴム、エポキシ樹脂又はウレタンゴムなどにタングステン、フェライト、酸化亜鉛などの無機粒子粉末などを混入した材料が用いられる。

【００２１】

本発明の第１の実施形態においては、サブアレイが２次元的に配列した２次元マトリックスアレイを使用する。図２は、本発明の第１の実施形態における２次元マトリックスアレイにおける配置図である。同図において、２次元マトリックスアレイはメインアレイ１から構成される。さらに、サブアレイ２は、例えば超音波振動子群丸Ａ、丸Ｂ、丸Ｃ、丸Ｄのように構成される。メインアレイ１はサブアレイ２が２次元マトリックス状に配列されている。サブアレイを単位として用いることにより、サブアレイ毎に信号を処理するので、ＣＰＵにおける処理量を減少させることが可能となり、また、配線等も少なくすることが可能となる。

【００２２】

図３は、本発明の第１の実施形態における２次元マトリックスアレイの開口変化を示す開口変化図である。同図において、開口径が最小のＳ１から、開口径が大きくなるにつれてＳ２、Ｓ３と変化する様子が示される。図２におけるメインアレイ１において、使用するサブアレイ２の数を増減することにより、開口径の大きさを調整する。例えば、開口径を大きくするには、使用するサブアレイ数を増加させる。一方、開口径を小さくするためには、使用するサブアレイ数を減少させる。

【００２３】

図４は、本発明の第１の実施形態における送信遅延加算を示す模式図である。同図において、送信遅延加算手段２１により、超音波の送信時に遅延をかけて、遅延フォーカスを実施する。すなわち、開口中心付近のサブアレイ４１ｃにおける超音波振動子から焦点Ｆまでの距離と開口端部のサブアレイ４１ａ、４１ｅにおける超音波振動子から焦点Ｆまでの距離には、経路差が生じる。このため、焦点Ｆで超音波ビームが集束するようにするためには、距離の長い端部のサブアレイ４１ａ、４１ｅにおける超音波振動子に対し、中心付近のサブアレイ４１ｃにおける超音波振動子の超音波の送信タイミングを遅くする。また、開口中心と開口端部の間に存在するサブアレイ４１ｂ、４１ｄについても焦点Ｆまでの距離に応じて送信タイミングを遅くする。このような処理により、超音波ビームが焦点Ｆに到達した際に位相が揃い焦点とすることができる。

【００２４】

送信処理手段２２は、信号発生器、送信ミキサ、周波数変調／復調ユニットを有する。そして、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルス信号を発生し、超音波振動子に送信する。

【００２５】

図５は、本発明の第１の実施形態における受信遅延加算を示す模式図である。受信遅延加算手段（サブアレイ遅延加算手段）４４により、開口径に含まれるサブアレイの超音波振動子に受信される信号に遅延時間を付与して加算処理する。受信に際しては、図４で示した送信タイミングとは逆のタイミングで遅延加算する必要がある。すなわち、焦点Ｆから戻る超音波ビームに対し、焦点Ｆとの距離の長い端部のサブアレイ４１ａ、４１ｅにおける超音波振動子に対し、中心付近のサブアレイ４１ｃにおける超音波振動子の超音波の受信タイミングを早くする。また、端部と中心の間に存在するサブアレイ４１ｂ、４１ｄについても、各超音波振動子と焦点までの距離に応じて受信タイミングを早くすることにより調整する。

10

20

30

40

50

【0026】

開口径決定手段43は、制御プロセッサ(CPU)28における主遅延加算手段(図示しない)に含まれる。開口径決定手段43は、メインアレイの開口径の大きさを決定する。開口径の大きさを決定するため、マトリックススイッチを用いることができる。マトリックススイッチは、多入力多出力が可能なスイッチである。マトリックススイッチは、送信処理手段22に接続するサブアレイの数を増減することによりメインアレイの開口径の大きさを変更する。例えば、マトリックススイッチは、メインアレイ中における多数の超音波振動子である e_1 、 e_2 、...、 e_n の中から m (n)個からなる超音波振動子群を構成単位としてサブアレイとして選択し、送信処理手段22に接続するサブアレイの数を増減することによりメインアレイの開口径の大きさを調節する。例えば、図3でサブアレイ数を最小とする場合、開口径が S_1 となり、サブアレイ数を増加させて、開口径 S_2 を経由して、最大開口径 S_3 とすることができる。

10

【0027】

図6は、本発明の第1の実施形態におけるメインアレイの開口とサブアレイ毎の焦点の関係を示す模式図である。同図において、開口径決定手段43は、超音波送信開始後、送信時間の経過にともない開口径を変化させる。開口径決定手段43は、予め入力されたデータに基づき、開口径を決定する。

【0028】

本実施形態においては、焦点距離決定手段45は、サブアレイに対して開口径決定手段43により選択された開口径の大きさに応じて、焦点の位置を変更する。かかる処理により、サブアレイ毎に、異なる焦点距離で信号を受信したものとして処理される。焦点距離決定手段45は、開口径が大きくなるにつれて、サブアレイにおける焦点距離が長くなるように焦点距離を決定する。

20

【0029】

また、サブアレイの焦点距離を、最も焦点距離の短い第1の開口径の場合の焦点距離に対して、次に焦点距離の短い第2の開口径の場合における焦点距離を、第1の開口径におけるサブアレイの焦点距離の2倍に乗じた距離とするように決定することもできる。

【0030】

図3及び図6を用いて具体的に説明する。例えば、図3において開口径が最小の S_1 では、図6におけるサブアレイ7d、7d'が対応している。図6に示されるように開口径決定手段43により決定されたサブアレイ7d、7d'に対し、焦点距離決定手段45は、焦点を5dの位置に決定する。同様に、図3において開口径が最大の S_3 では、図6におけるサブアレイ7a、7a'が対応している。図6に示されるように開口径決定手段43により決定されたサブアレイ7a、7a'に対し、焦点距離決定手段45は、焦点を5aの位置に決定する。同様に、図6に示されるように開口径が最小と最大の間におけるサブアレイ7c、7c'においては、焦点を5cと決定し、サブアレイ7b、7b'においては、焦点を5bと決定する。

30

【0031】

そして、送信遅延加算手段21は、前記焦点距離に応じて遅延加算処理をする。受信遅延加算手段44は、送信遅延加算手段21による遅延タイミングと逆のタイミングで遅延加算処理をする。

40

【0032】

受信処理手段46は、アポダイゼーションユニット(図示しない)、周波数変調/復調ユニット(図示しない)、受信バッファユニット(図示しない)、受信ミキサ(図示しない)、DBPF(図示しない)、離散フーリエ変換ユニット(図示しない)、ビームメモリ(図示しない)を有する。そして、遅延が掛けられた受信タイミングで信号を受信し、増幅する。増幅された信号は、信号処理手段47に出力される。

【0033】

信号処理手段47は、A/D変換回路、Bモード処理回路、ドブラ処理回路等を有する。

50

【 0 0 3 4 】

A / D 変換回路は、受信処理手段 4 6 によって受信された信号を A / D 変換する。

【 0 0 3 5 】

B モード処理回路は、受信処理手段 4 6 から信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、表示制御手段 2 7 に送信され、反射波の強度を輝度にて表した B モード画像としてモニター 1 4 に表示される。

【 0 0 3 6 】

ドプラ処理回路は、受信処理手段 4 6 から受け取った信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。特に、ドプラ処理回路は、受信処理手段 4 6 から多位相復調データを逐次読み出し、各レンジで得られたスペクトラムを演算し、これを用いて C W スペクトラム画像のデータを演算する。

【 0 0 3 7 】

表示制御手段 2 7 は、信号処理手段 4 7 から受け取ったデータを用いて、超音波画像を生成する。さらに、生成された画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター 1 4 に出力する。

【 0 0 3 8 】

制御プロセッサ (C P U) 2 8 は、情報処理装置としての機能を有し、前記した各手段の動作を制御する。すなわち、超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ 2 8 は、記憶部から後記する三次元画像のリアルタイム表示機能を実現するための専用プログラム、所定のスキャンシーケンスを実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【 0 0 3 9 】

記憶部は、異なる画角設定により複数のボリュームデータを収集するための所定のスキャンシーケンス、三次元画像のリアルタイム表示機能を実現するための専用プログラム、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラム、診断情報 (患者 I D 、医師所見等) 、診断プログラム、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群を保管する。

【 0 0 4 0 】

図 7 は、従来のメインアレイの開口とサブアレイ毎の焦点の関係を示す模式図である。同図に示されるように、従来は、開口径の大きさにかかわらず、全てのサブアレイ 7 a 、 7 a ' 、 7 b 、 7 b ' 、 7 c 、 7 c ' 、 7 d 、 7 d ' に対して、理想的な焦点 5 a の位置を同一として、同一の焦点距離となるように遅延加算処理が施される。同図において、理想的な焦点 5 よりも近距離である実際の焦点 6 a においては、各サブアレイ毎では、遅延誤差が生じている。

【 0 0 4 1 】

図 8 (a) 、 (b) 、 (c) は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置により超音波を受信する際に形成される音場分布を示す図である。図 8 (a) は焦点距離 1 5 m m における音場分布を示す図である。図 8 (b) は焦点距離 6 0 m m における音場分布を示す図である。図 8 (c) は焦点距離 1 2 0 m m における音場分布を示す図である。

【 0 0 4 2 】

図 9 (a) 、 (b) 、 (c) は、従来技術により超音波を受信する際に形成される音場分布を示す図である。図 9 (a) は焦点距離 1 5 m m における音場分布を示す図である。図 9 (b) は焦点距離 6 0 m m における音場分布を示す図である。図 9 (c) は焦点距離 1 2 0 m m における音場分布を示す図である。

【 0 0 4 3 】

両図を比較すると、焦点距離 1 5 m m の場合、本発明の実施形態においては、グレーティングローブ強度は、従来技術の場合のグレーティングローブ強度よりも低下している。また、焦点距離の異なる位置 (各深さ) におけるグレーティングローブ強度の差は、従来

10

20

30

40

50

技術よりも本発明の実施形態においては差が小さくなっている。

【 0 0 4 4 】

図 9 は、従来技術により超音波を受信する際に形成される音場分布を示す図である。同図と図 8 の焦点距離 15 mm の場合を比較すると、グレーティングローブが発生し、音響 S / N の低下による画質低下が生じる。また、焦点距離 150 mm の場合、図 9 と図 8 を比較すると、画質低下や感度低下が生じる。

【 0 0 4 5 】

図 10 は、本発明の実施形態における開口径の決定と焦点の決定の関係の動作説明のための作用説明図である。

【 0 0 4 6 】

図 11 は、本発明の実施形態における開口径の変化と焦点の関係説明のための模式図である。

【 0 0 4 7 】

図 11 においては、サブアレイ A の開口径を最小とし、その最小の開口径を S 1、焦点を F 1 とし、サブアレイの開口径が S 2、S 3 と大きくなるにつれて、それに伴い焦点を F 2、F 3 とする。

【 0 0 4 8 】

図 10 に戻って、開口径決定手段 43 は、サブアレイ A の開口径の大きさを S 1 に決定する。焦点距離決定手段 45 は、焦点 F 1 を決定する。受信遅延加算手段 44 は、決定された焦点 F 1 に対応した遅延加算処理を受信信号に施し、受信処理手段 46 に送信する。信号処理手段 47 は、遅延加算処理された受信信号に対して、信号処理する。開口径決定手段 43 は、サブアレイ B の開口径の大きさを S 2 に決定する。焦点距離決定手段 45 は、焦点 F 2 を決定する。受信遅延加算手段 44 は、決定された焦点 F 2 に対応した遅延加算処理を受信信号に施し、受信処理手段 46 に送信する。信号処理手段 47 は、遅延加算処理された受信信号に対して、信号処理する。開口径決定手段 43 は、サブアレイ C の開口径の大きさを S 3 に決定する。焦点距離決定手段 45 は、焦点 F 3 を決定する。受信遅延加算手段 44 は、決定された焦点 F 3 に対応した遅延加算処理を受信信号に施し、受信処理手段 46 に送信する。信号処理手段 47 は、遅延加算処理された受信信号に対して、信号処理する。開口径決定手段 43 は、サブアレイ N の開口径の大きさを S N に決定する。焦点距離決定手段 45 は、焦点 F N を決定する。受信遅延加算手段 44 は、決定された焦点 F N に対応した遅延加算処理を受信信号に施し、受信処理手段 46 に送信する。信号処理手段 47 は、遅延加算処理された受信信号に対して、信号処理する。本実施形態により、焦点距離の短い部分を対象とする画像においてもグレーティングローブの発生を防止し、音響 S / N の低下による画質低下が生じない。さらに、焦点距離の長い部分を対象とする画像においても、深さ方向での画質の差が小さくなり、撮像視野全体で均一な画質を得ることができる。

【 0 0 4 9 】

[実施例 2]

次に、本発明の超音波診断装置の第 2 の実施形態を図面を用いて説明する。本実施形態と第 1 の実施形態とは、焦点距離を最初に決定し、それに対応して開口径を決定する点が相異なる。本実施形態における各手段は、第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 5 0 】

図 12 は、本発明の実施形態における焦点距離の決定と開口径の決定の関係の動作説明のための作用説明図である。

【 0 0 5 1 】

焦点距離決定手段 45 は、図 11 に示す焦点距離が最小となるサブアレイ A の焦点 F 1 を決定する。開口径決定手段 43 は、開口径 S 1 を決定する。受信遅延加算手段 44 は、決定された開口径 S 1 に対応した遅延加算処理を受信信号に施し、受信処理手段 46 に送信する。信号処理手段 47 は、遅延加算処理された受信信号に対して、信号処理する。焦点距離決定手段 45 は、サブアレイ B の焦点 F 2 を決定する。開口径決定手段 43 は、開

10

20

30

40

50

口径 S_2 を決定する。受信遅延加算手段 44 は、決定された開口径 S_2 に対応した遅延加算処理を受信信号に施し、受信処理手段 46 に送信する。信号処理手段 47 は、遅延加算処理された受信信号に対して、信号処理する。焦点距離決定手段 45 は、サブアレイ B の焦点 F_3 を決定する。開口径決定手段 43 は、開口径 S_3 を決定する。受信遅延加算手段 44 は、決定された開口径 S_3 に対応した遅延加算処理を受信信号に施し、受信処理手段 46 に送信する。信号処理手段 47 は、遅延加算処理された受信信号に対して、信号処理する。焦点距離決定手段 45 は、サブアレイ N の焦点 F_3 を決定する。開口径決定手段 43 は、開口径 S_N を決定する。受信遅延加算手段 44 は、決定された開口径 S_N に対応した遅延加算処理を受信信号に施し、受信処理手段 46 に送信する。信号処理手段 47 は、遅延加算処理された受信信号に対して、信号処理する。本実施形態により、焦点距離の短い部分を対象とする画像においてもグレーティングローブの発生を防止し、音響 S/N の低下による画質低下が生じない。さらに、焦点距離の長い部分を対象とする画像においても、深さ方向での画質の差が小さくなり、撮像視野全体で均一な画質を得ることができる。

10

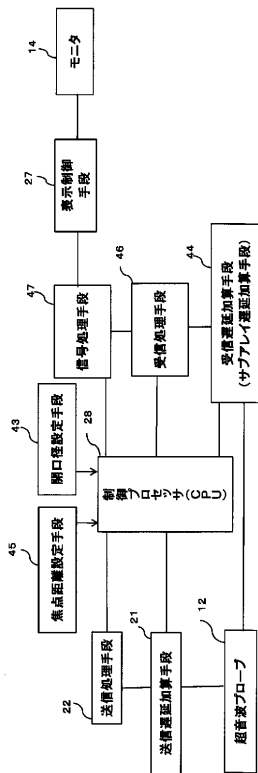
【符号の説明】

【0052】

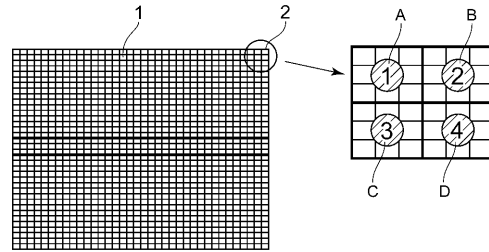
- 12 超音波プローブ
- 14 モニタ
- 21 送信遅延加算手段
- 22 送信処理手段
- 27 表示制御手段
- 28 制御プロセッサ (CPU)
- 43 開口径決定手段
- 44 受信遅延加算手段
- 45 焦点距離決定手段
- 46 受信処理手段
- 47 信号処理手段

20

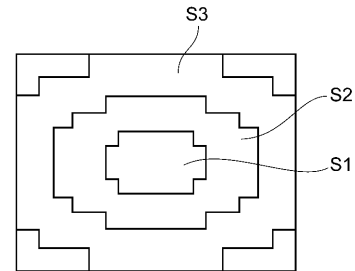
【図 1】



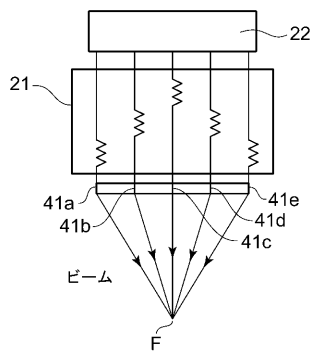
【図 2】



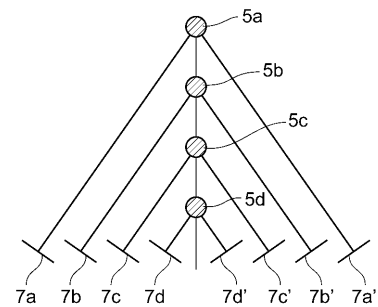
【図 3】



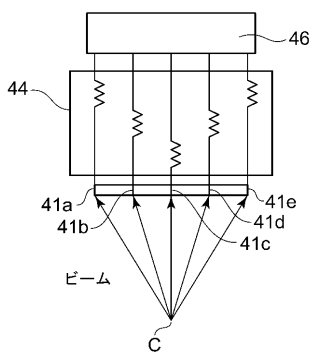
【図 4】



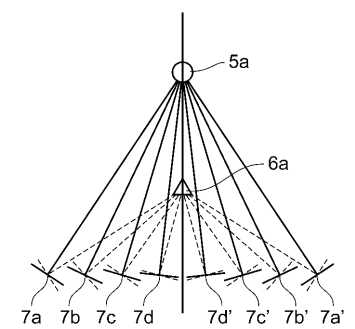
【図 6】



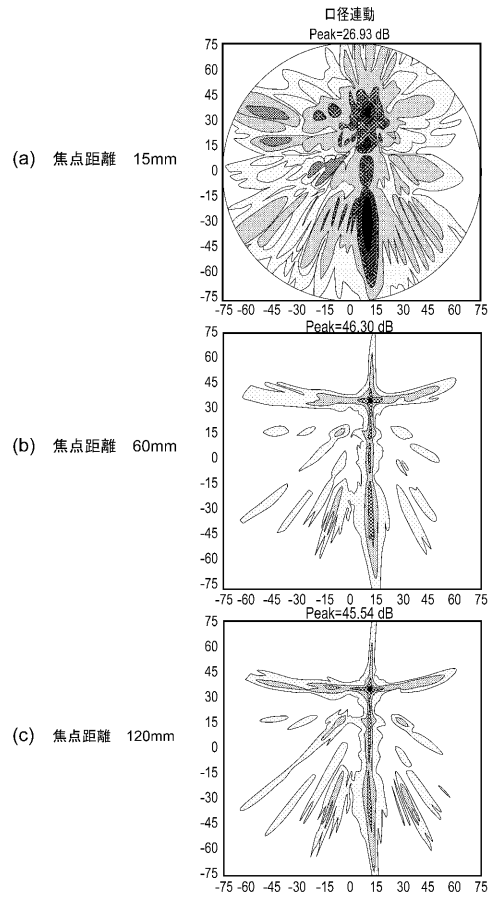
【図 5】



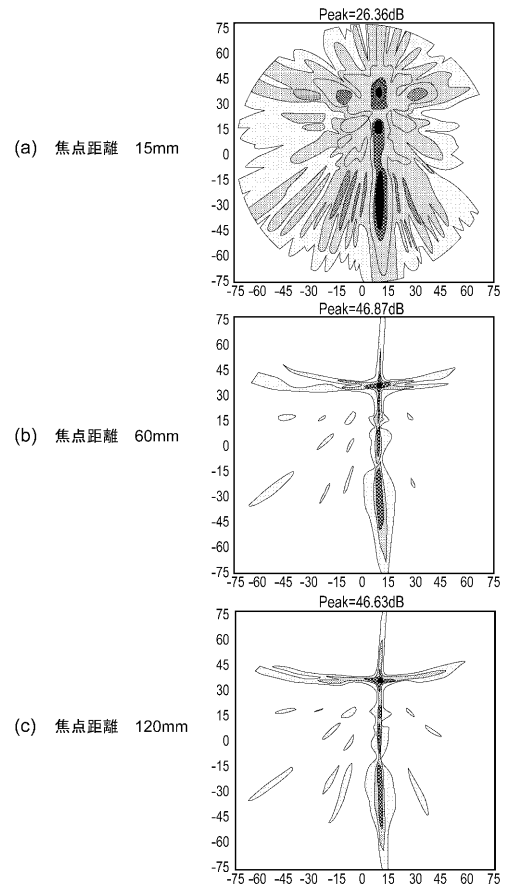
【図 7】



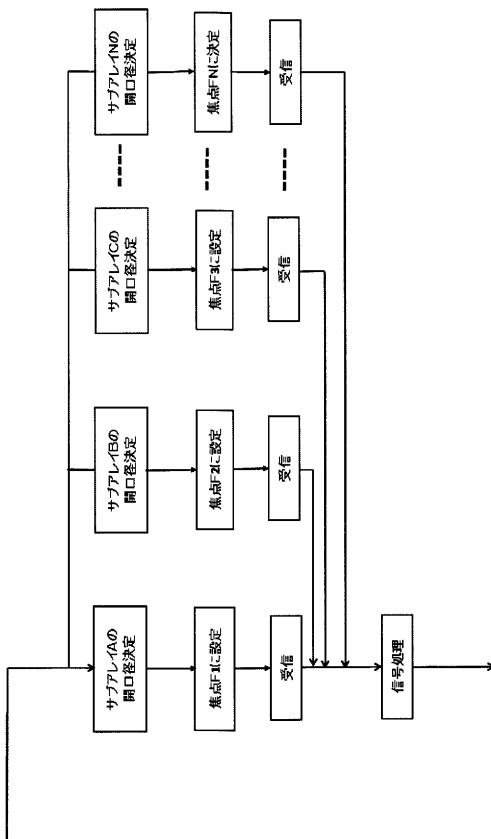
【図 8】



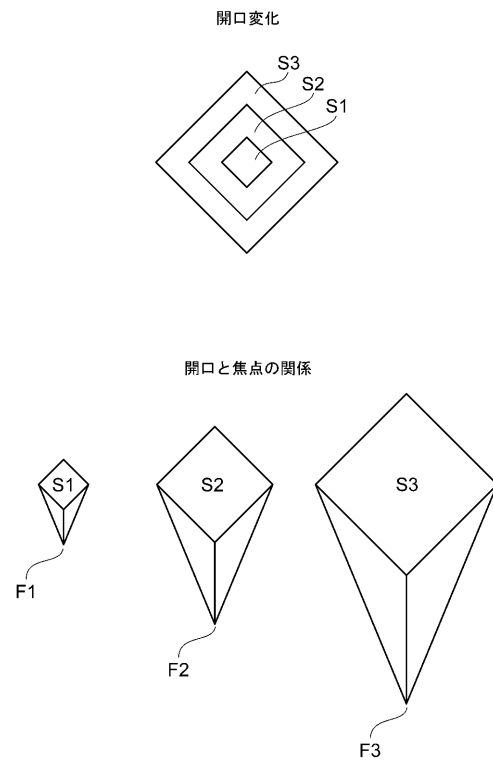
【図 9】



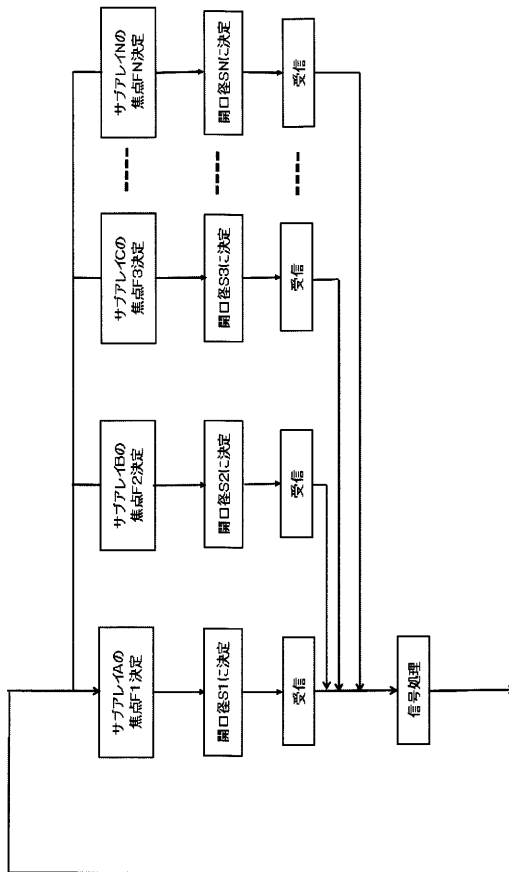
【図 10】



【図 11】



【図 12】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2012005600A	公开(公告)日	2012-01-12
申请号	JP2010143099	申请日	2010-06-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	岡田健吾 四方浩之		
发明人	岡田 健吾 四方 浩之		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8927 G01S7/52046 G01S15/8925 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/GB06 4C601/GB21 4C601/HH24 4C601/HH30 4C601/JB09		
其他公开文献	JP5575554B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在宽范围内获得良好图像的超声诊断设备。 超声波诊断装置，其将超声波发送给被检体并基于从被检体接收到的信号来生成超声波图像。 特别地，其中二维地布置有由多个超声换能器组成的子阵列的主阵列，用于通过矩阵开关选择主阵列的孔径的孔径设定装置，以及对超声传输信号的延迟。 用于给出时间和相加过程的发送延迟相加装置，用于对由孔径中包括的子阵列接收并执行相加过程的信号赋予延迟时间的接收延迟相加装置以及主阵列的孔径的尺寸。 焦距设置装置，用于为与上述相对应的每个子阵列设置焦距。 [选型图]图1

