

(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2014-233402

(P2014-233402A)

(43) 公開日 平成26年12月15日(2014.12.15)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2013-116021 (P2013-116021)
(22) 出願日 平成25年5月31日(2013.5.31)

(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 100079049
弁理士 中島 淳
(74) 代理人 100084995
弁理士 加藤 和詳
(74) 代理人 100099025
弁理士 福田 浩志
(72) 発明者 勝山 公人
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 DE14 EE01 EE04 EE08 HH04
HH29 JB05

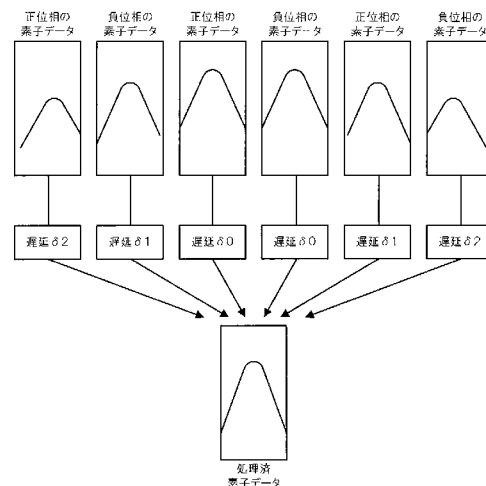
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断装置の音線信号生成方法、及び超音波診断装置の音線信号生成プログラム

(57) 【要約】

【課題】サイドローブを低減して高画質な超音波画像を得ることを目的とする。

【解決手段】探触子の予め定めた数の素子群を開口として、正位相の前記開口と該正位相の前記開口に対応する負位相の前記開口とを予め定めて位相を反転して検査対象物に超音波ビームを送信し、前記超音波ビームと前記検査対象物との間の相互作用によって発生された超音波エコー信号を前記探触子の前記複数の素子を介して受信する。そして、少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した超音波エコー信号を受信して生成された、各素子における受信時間情報を含む2以上の素子データを保持して、各素子における受信時間情報に基づいて、保持した各々の素子データを重ね合わせて1つの走査線における音線信号を生成する。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を発生すると共に、検査対象から反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子と、

前記探触子の予め定めた数の素子群を開口として、正位相の開口と該正位相の開口に対応する負位相の開口とを予め定めて位相を反転して検査対象物に超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信させる送信部と、

前記超音波ビームと前記検査対象物との間の相互作用によって発生された超音波エコー信号を前記探触子の前記複数の素子を介して受信する受信部と、

前記検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎において、異なる位相でかつ異なる素子を中心にした開口から前記超音波ビームを前記送信部により送信し、該超音波ビームによって前記検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した前記超音波エコー信号を前記受信部により受信して生成された、各素子における受信時間情報を含む2以上の素子データを保持する素子データ保持部と、

前記素子データ保持部に保持された各々の前記素子データを重ね合わせて1つの走査線における音線信号を生成する生成手段と、

を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送信部は、開口の数を偶数として、前記走査線に対して対称となる位置の開口を前記正位相の開口と前記負位相の開口とに予め定め、各々の開口から位相を反転して超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信させる請求項1に超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送信部が、開口の数を奇数として、前記正位相の開口及び前記負位相の開口の各々から位相を反転して超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信させる、

前記生成手段が、前記素子データを重ね合わせる際に、前記受信時間情報、及び注目点からの音圧が同じになるように開口毎に予め定めた係数に基づいて、前記素子データ保持部に保持された各々の前記素子データを重ね合わせて前記音線信号を生成する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記生成手段は、前記2以上の素子データの遅延時間を算出する遅延時間算出部と、前記遅延時間算出部によって算出された遅延時間、前記受信時間情報、及び受信された前記探触子の素子の位置に基づいて、前記2以上の未処理素子データを、受信時間上で時間を合わせ、かつ、受信された探触子の素子の絶対的な位置を合わせて、重ね合わせる重ね合わせ処理部と、を有する請求項1～4の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記送信部は、前記正位相の開口と前記負位相の開口とが隣り合って交互に超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信させる請求項1～4の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波を発生すると共に、検査対象に反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子の予め定めた数の素子群を開口として、正位相の開口と該正位相の開口に対応する負位相の開口とを予め定めて位相を反転して検査対象物に超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信させる送信部により、前記検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎において、異なる位相でかつ異なる素子を中心にした開口から前記超音波ビームを送信する送信ステップと、

前記超音波ビームと前記検査対象物との間の相互作用によって発生された超音波エコー信号を前記探触子の前記複数の素子を介して受信する受信部により、前記検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した前記超音波エコー信号を受

10

20

30

40

50

信する受信ステップと、

前記受信ステップで受信して生成した、各素子における受信時間情報を含む 2 以上の素子データを素子データ保持部に保持する素子データ保持ステップと、

前記素子データ保持部に保持された各々の前記素子データを重ね合わせて 1 つの走査線における音線信号を生成する生成ステップと、

を備えた超音波診断の音線信号生成方法。

【請求項 7】

前記送信ステップが、開口の数を偶数として、前記走査線に対して対称となる位置の開口を前記正位相の開口と前記負位相の開口とに予め定めた前記送信部における各々の開口から位相を反転して超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信する請求項 6 に超音波診断装置の音線信号生成方法。

10

【請求項 8】

前記送信ステップが、開口の数が奇数の前記送信部の前記正位相の開口及び前記負位相の開口の各々から位相を反転して超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信し、

前記生成ステップが、前記素子データを重ね合わせる際に、前記受信時間情報、及び注目点からの音圧が同じになるように開口毎に予め定めた係数に基づいて、前記素子データ保持部に保持された各々の前記素子データを重ね合わせて前記音線信号を生成する請求項 6 に記載の超音波診断装置の音線信号生成方法。

【請求項 9】

前記生成ステップは、前記 2 以上の素子データの遅延時間を算出する遅延時間算出ステップと、前記遅延時間算出ステップで算出した遅延時間、前記受信時間情報、及び受信された前記探触子の素子の位置に基づいて、前記 2 以上の未処理素子データを、受信時間上で時間を合わせ、かつ、受信された探触子の素子の絶対的な位置を合わせて、重ね合わせる重ね合わせ処理ステップと、を有する請求項 6 ~ 8 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置の音線信号生成方法。

20

【請求項 10】

前記送信ステップは、前記正位相の開口と前記負位相の開口とが隣り合って交互に超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信させる請求項 6 ~ 9 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置の音線信号生成方法。

30

【請求項 11】

超音波を発生すると共に、検査対象に反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子の予め定めた数の素子群を開口として、正位相の開口と該正位相の開口に対応する負位相の開口とを予め定めて位相を反転して検査対象物に超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信させる送信部により、前記検査対象物内における少なくとも 2 つ以上の重なり合う対象領域毎において、異なる位相でかつ異なる素子を中心にした開口から前記超音波ビームを送信する送信ステップと、

前記超音波ビームと前記検査対象物との間の相互作用によって発生された超音波エコー信号を前記探触子の前記複数の素子を介して受信する受信部により、前記検査対象物内における少なくとも 2 つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した前記超音波エコー信号を受信する受信ステップと、

40

前記受信ステップで受信して生成した、各素子における受信時間情報を含む 2 以上の素子データを素子データ保持部に保持する素子データ保持ステップと、

前記素子データ保持部に保持された各々の前記素子データを重ね合わせて 1 つの走査線における音線信号を生成する生成ステップと、

を含む処理をコンピュータに実行させるための超音波診断装置の音線信号生成プログラム。

【請求項 12】

前記送信ステップが、開口の数を偶数として、前記走査線に対して対称となる位置の開口を前記正位相の開口と前記負位相の開口とに予め定めた前記前記送信部における各々の

50

開口から位相を反転して超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信する請求項 1 1 に超音波診断装置の音線信号生成プログラム。

【請求項 1 3】

前記送信ステップが、開口の数が奇数の前記送信部の前記正位相の開口及び前記負位相の開口の各々から位相を反転して超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信し、

前記生成ステップが、前記素子データを重ね合わせる際に、前記受信時間情報、及び注目点からの音圧が同じになるように開口毎に予め定めた係数に基づいて、前記素子データ保持部に保持された各々の前記素子データを重ね合わせて前記音線信号を生成する請求項 1 1 に記載の超音波診断装置の音線信号生成プログラム。

10

【請求項 1 4】

前記生成ステップは、前記 2 以上の素子データの遅延時間を算出する遅延時間算出ステップと、前記遅延時間算出ステップで算出した遅延時間、前記受信時間情報、及び受信された前記探触子の素子の位置に基づいて、前記 2 以上の未処理素子データを、受信時間上で時間を合わせ、かつ、受信された探触子の素子の絶対的な位置を合わせて、重ね合わせる重ね合わせ処理ステップと、を有する請求項 1 1 ~ 1 3 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置の音線信号生成プログラム。

【請求項 1 5】

前記送信ステップは、前記正位相の開口と前記負位相の開口とが隣り合って交互に超音波ビームを送信するように前記複数の素子から超音波を送信させる請求項 1 1 ~ 1 4 の何れか 1 項に記載の超音波診断装置の音線信号生成プログラム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、超音波診断装置の音線信号生成方法、及び超音波診断装置の音線信号生成プログラムに関する

【背景技術】

【0002】

超音波診断におけるサイドローブの低減や、方位分解能を改善する技術として、非特許文献 1 や特許文献 1 の技術が提案されている。

30

【0003】

非特許文献 1 では、二次高調波検出フィルタにより基本成分と二次高調波成分を分離して二次高調成分だけを抽出して映像化するフィルタ法の決定を改善するための手法が提案されている。具体的には、同一方向に続けて 1 回目の送信波と 2 回目の送信波の位相が反転した 2 回の超音波送信を行う。この 2 回の送信波による 2 回の受信波は、基本波成分は位相反転するが、二次高調波成分は同相となるので、それぞれ加算することにより、基本波成分を除去して、2 倍の二次高調波成分を得る。これにより、フィルタ法の欠点である距離分解能の低下を改善することができる。

【0004】

一方、特許文献 1 では、複数の異なる開口の送受信による受信信号をそれぞれ加算することにより、方位分解能・コントラスト分解能を改善する技術が提案されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【非特許文献 1】木浦伸行、「ハーモニックイメージング」、日本放射線技術学会雑誌、P 350 - 356

【特許文献 1】特開昭 58-44372 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

50

しかしながら、非特許文献 1 に記載の技術では、2 回の超音波送信により映像化するためフレーム数が半減し、時間分解能が低下してしまう。

【0007】

一方、特許文献 1 に記載の技術では、送信フォーカスにより形成される焦点を単一の音源と見なして球面波が収束・発散することを仮定している。しかしながら、送信フォーカスによって副次的なサイドローブが形成されるため、サイドローブが受信信号に映り込んでしまい、画質劣化させてしまう。

【0008】

本発明は、上記事実を考慮して成されたもので、サイドローブを低減して高画質な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】

【0009】

上記目的を達成するために本発明の放射線信号処理装置は、超音波を発生すると共に、検査対象から反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子と、探触子の予め定めた数の素子群を開口として、正位相の開口と該正位相の開口に対応する負位相の開口とを予め定めて位相を反転して検査対象物に超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信させる送信部と、超音波ビームと検査対象物との間の相互作用によって発生された超音波エコー信号を探触子の複数の素子を介して受信する受信部と、検査対象物内における少なくとも 2 つ以上の重なり合う対象領域毎において、異なる位相でかつ異なる素子を中心にした開口から超音波ビームを送信部により送信し、超音波ビームによって検査対象物内における少なくとも 2 つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した超音波エコー信号を受信部により受信して生成された、各素子における受信時間情報を含む 2 以上の素子データを保持する素子データ保持部と、素子データ保持部に保持された各々の素子データを重ね合わせて 1 つの走査線における音線信号を生成する生成手段と、を備えている。

【0010】

本発明の放射線信号処理装置によれば、探触子は、超音波を発生すると共に、検査対象に反射した超音波を受信する複数の素子を備えている。

【0011】

送信部は、探触子の予め定めた数の素子群を開口として、正位相の開口と負位相の開口とを予め定めて位相を反転して検査対象に超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波が送信させる。すなわち、正位相の開口と負位相の開口からは位相が反転した超音波が送信される。

【0012】

受信部は、超音波ビームと検査対象の間の相互作用によって発生した超音波エコー信号を探触子の複数の素子を介して受信する。

【0013】

素子データ保持部には、検査対象物内における少なくとも 2 つ以上の重なり合う対象領域毎において、異なる位相でかつ異なる素子を中心にした開口から超音波ビームを送信部により送信し、該超音波ビームによって検査対象物内における少なくとも 2 つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した超音波エコー信号を受信部により受信して生成された、各素子における受信時間情報を含む 2 以上の素子データが保持される。

【0014】

そして、生成手段では、素子データ保持部に保持された各々の素子データを重ね合わせて 1 つの走査線における音線信号が生成される。すなわち、正位相の開口における素子データと負位相における素子データとを加算して重ね合わせることにより、二次高調波成分のみが抽出されるので、サイドローブの影響が抑制された音線信号を生成することができる。従って、サイドローブを低減して高画質な超音波画像を得るが可能となる。

【0015】

なお、送信部は、請求項 2 に記載の発明のように、開口の数を偶数として、走査線に対して対称となる位置の開口を正位相の開口と負位相の開口とに予め定め、各々の開口から

10

20

30

40

50

位相を反転して超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信させるようにしてもよい。

【0016】

或いは、請求項3に記載の発明のように、開口の数を奇数として、正位相の開口及び負位相の開口の各々から位相を反転して超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信させて、生成手段が、素子データを予め定めた遅延時間に基づいて重ね合わせる際に、受信時間情報、及び注目点からの音圧が同じになるように開口毎に予め定めた係数に基づいて、素子データ保持部に保持された各々の素子データを重ね合わせて音線信号を生成するようにしてもよい。

【0017】

また、生成手段は、請求項4に記載の発明のように、2以上の素子データの遅延時間を算出する遅延時間算出部と、遅延時間算出部によって算出された遅延時間、受信時間情報、及び受信された探触子の素子の位置に基づいて、2以上の未処理素子データを、受信時間上で時間を合わせ、かつ、受信された探触子の素子の絶対的な位置を合わせて、重ね合わせる重ね合わせ処理部と、を有するようにしてもよい。

【0018】

また、送信部は、請求項5に記載の発明のように、正位相の開口と負位相の開口とが隣り合って交互に超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信させるようにしてもよい。

【0019】

一方、本発明の超音波診断装置の音線信号生成方法は、超音波を発生すると共に、検査対象に反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子の予め定めた数の素子群を開口として、正位相の開口と該正位相の開口に対応する負位相の開口とを予め定めて位相を反転して検査対象物に超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信させる送信部により、検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎において、異なる位相でかつ異なる素子を中心にした開口から超音波ビームを送信する送信ステップと、超音波ビームと検査対象物との間の相互作用によって発生された超音波エコー信号を探触子の複数の素子を介して受信する受信部により、検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した超音波エコー信号を受信する受信ステップと、受信ステップで受信して生成した、各素子における受信時間情報を含む2以上の素子データを素子データ保持部に保持する素子データ保持ステップと、素子データ保持部に保持された各々の素子データを重ね合わせて1つの走査線における音線信号を生成する生成ステップと、を備えている。

【0020】

本発明の超音波診断装置の音線信号生成方法によれば、送信ステップでは、超音波を発生すると共に、検査対象に反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子の予め定めた数の素子群を開口として、正位相の開口と負位相の開口とを予め定めて位相を反転して検査対象に超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信させる送信部により、検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎において、異なる位相でかつ異なる素子を中心にした開口から超音波ビームを送信する。すなわち、正位相の開口と負位相の開口からは位相が反転した超音波が送信される。

【0021】

受信ステップでは、超音波ビームと検査対象物との間の相互作用によって発生された超音波エコー信号を探触子の複数の素子を介して受信する受信部により、検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した超音波エコー信号を受信する。

【0022】

素子データ保持ステップでは、受信ステップで受信して生成した、各素子における受信時間情報を含む2以上の素子データを素子データ保持部に保持する。

【0023】

10

20

30

40

50

そして、生成ステップでは、各素子における受信時間情報に基づいて、素子データ保持部に保持された各々の素子データを重ね合わせて1つの走査線における音線信号を生成する。すなわち、正位相の開口における素子データと負位相における素子データとを加算して重ね合わせることにより、二次高調波成分のみが抽出されるので、サイドローブの影響が抑制された音線信号を生成することができる。従って、サイドローブを低減して高画質な超音波画像を得るが可能となる。

【0024】

なお、送信ステップは、請求項7に記載の発明のように、開口の数を偶数として、走査線に対して対称となる位置の開口を正位相の開口と負位相の開口とに予め定めた送信部における各々の開口から位相を反転して超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信するようにしてもよい。

10

【0025】

或いは、請求項8に記載の発明のように、開口の数が奇数の送信部の正位相の開口及び負位相の開口の各々から位相を反転して超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信し、生成ステップが、素子データを重ね合わせる際に、受信時間情報、及び注目点からの音圧が同じになるように開口毎に予め定めた係数に基づいて、素子データ保持部に保持された各々の素子データを重ね合わせて音線信号を生成するようにしてもよい。

【0026】

また、生成ステップは、請求項9に記載の発明のように、2以上の素子データの遅延時間を算出する遅延時間算出ステップと、遅延時間算出ステップで算出した遅延時間、受信時間情報、及び受信された探触子の素子の位置に基づいて、2以上の未処理素子データを、受信時間上で時間を合わせ、かつ、受信された探触子の素子の絶対的な位置を合わせて、重ね合わせる重ね合わせ処理ステップと、を有するようにしてもよい。

20

【0027】

また、送信ステップは、請求項10に記載の発明のように、正位相の開口と負位相の開口とが隣り合って交互に超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信させるようにしてもよい。

【0028】

また、本発明の超音波診断装置の音線信号生成プログラムは、超音波を発生すると共に、検査対象に反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子の予め定めた数の素子群を開口として、正位相の開口と該正位相の開口に対応する負位相の開口とを予め定めて位相を反転して検査対象物に超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信させる送信部により、検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎において、異なる位相でかつ異なる素子を中心にした開口から超音波ビームを送信する送信ステップと、超音波ビームと検査対象物との間の相互作用によって発生された超音波エコー信号を探触子の複数の素子を介して受信する受信部により、検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した超音波エコー信号を受信する受信ステップと、受信ステップで受信して生成した、各素子における受信時間情報を含む2以上の素子データを素子データ保持部に保持する素子データ保持ステップと、素子データ保持部に保持された各々の素子データを重ね合わせて1つの走査線における音線信号を生成する生成ステップと、を含む処理をコンピュータに実行させる。

30

40

【0029】

本発明の超音波診断装置の音線信号生成プログラムによれば、送信ステップでは、超音波を発生すると共に、検査対象に反射した超音波を受信する複数の素子を備えた探触子の予め定めた数の素子群を開口として、正位相の開口と負位相の開口とを予め定めて位相を反転して検査対象に超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信させる送信部により、検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎において、異なる位相でかつ異なる素子を中心にした開口から超音波ビームを送信する。すなわち、正位相の開口と負位相の開口からは位相が反転した超音波が送信される。

【0030】

50

受信ステップでは、超音波ビームと検査対象物の間の相互作用によって発生された超音波エコー信号を探触子の複数の素子を介して受信する受信部により、検査対象物内における少なくとも2つ以上の重なり合う対象領域毎に発生した超音波エコー信号を受信する

【0031】

素子データ保持ステップでは、受信ステップで受信して生成した、各素子における受信時間情報を含む2以上の素子データを素子データ保持部に保持する。

【0032】

そして、生成ステップでは、各素子における受信時間情報に基づいて、素子データ保持部に保持された各々の素子データを重ね合わせて1つの走査線における音線信号を生成する。すなわち、正位相の開口における素子データと負位相における素子データとを加算して重ね合わせるにより、二次高調波成分のみが抽出されるので、サイドローブの影響が抑制された音線信号を生成することができる。従って、サイドローブを低減して高画質な超音波画像を得るが可能となる。

10

【0033】

なお、送信ステップは、請求項12に記載の発明のように、開口の数を偶数として、走査線に対して対称となる位置の開口を正位相の開口と負位相の開口とに予め定めた送信部における各々の開口から位相を反転して超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信するようにしてもよい。

【0034】

或いは、請求項13に記載の発明のように、開口の数が奇数の送信部の正位相の開口及び負位相の開口の各々から位相を反転して超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信し、生成ステップが、素子データを重ね合わせる際に、受信時間情報、及び注目点からの音圧が同じになるように開口毎に予め定めた係数に基づいて、素子データ保持部に保持された各々の素子データを重ね合わせて音線信号を生成するようにしてもよい。

20

【0035】

また、生成ステップは、請求項14に記載の発明のように、2以上の素子データの遅延時間を算出する遅延時間算出ステップと、遅延時間算出ステップで算出した遅延時間、及び受信時間情報、及び受信された探触子の素子の位置に基づいて、2以上の未処理素子データを、受信時間上で時間を合わせ、かつ、受信された探触子の素子の絶対的な位置を合わせて、重ね合わせる重ね合わせ処理ステップと、を有するようにしてもよい。

30

【0036】

また、送信ステップは、請求項15に記載の発明のように、正位相の開口と負位相の開口とが隣り合って交互に超音波ビームを送信するように複数の素子から超音波を送信させるようにしてもよい。

【発明の効果】

【0037】

以上説明した如く本発明では、サイドローブを低減して高画質な超音波画像を得ることができる、という優れた効果を有する。

【図面の簡単な説明】

40

【0038】

【図1】本実施の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。

【図2】素子データ処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】(a)及び(c)はそれぞれ理想的な超音波ビームを被検体の反射点の真上の素子及び真上でない素子から送信する場合を示す図であり、(b)及び(d)はそれぞれ得られる素子データを示す図である。

【図4】(a)及び(c)はそれぞれ実際の超音波ビームを被検体の反射点の真上の素子及び真上でない素子から送信する場合を示す図であり、(b)及び(d)はそれぞれ得られる素子データを示す図である。

【図5】(a)及び(b)はそれぞれ真の反射超音波エコーとゴーストの反射信号の場合

50

の超音波ビームの送信経路及び受信経路の距離を示す図であり、(c)及び(d)はそれぞれ複数の素子で得られる素子データ及びそれらの遅延時間を示す図である。

【図6】(a)、(b)、及び(c)、並びに(d)、(e)、及び(f)はそれぞれ真の信号の場合、並びにゴーストの場合の複数の素子で得られる素子データ、それらの遅延時間及び素子データの重ね合わせ状態を示す図であり、(g)及び(h)はそれぞれ複数の素子に対応する素子データの重ね合わせ状態及びその結果を示す図である。

【図7】(A)は送信開口を1素子ずつずらし、かつ送信フォーカスラインを1ラインずつしながら、送信ビームを送信するところを説明するための模式図であり、(B)は位相を反転した正負の一对の送信開口の一例を示す図であり、(C)は位相を反転した正負の一对の送信開口の他の例を示す図である。

【図8】(A)、(B)は位相を反転した正負の一对の素子データの加算と、各素子データの重ね合わせを説明するための図である。

【図9】位相を反転した正負の一对の素子データの加算と、各素子データの重ね合わせを示す模式図である。

【図10】本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の要部を処理フローに沿って示すブロック図である。

【図11】送信開口数が奇数の場合における、正負の素子データの重ね合わせを示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0039】

以下、各図面を参照して本実施の形態の一例について説明する。図1は、本実施の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。

【0040】

図1に示すように、超音波診断装置10は、超音波プローブ12と、超音波プローブ12に接続される送信部14及び受信部16と、A/D変換部18と、素子データ記憶部20と、素子データ処理部22と、画像生成部24と、表示制御部26と、表示部28と、制御部30と、操作部32と、格納部34とを備えている。

【0041】

超音波プローブ12は、通常の超音波診断装置に用いられる探触子36を有する。探触子36は、1次元又は2次元アレイ状に配列された複数の素子、すなわち超音波トランスデューサを有している。これらの超音波トランスデューサは、被検体の超音波画像の撮像の際に、それぞれ送信部14から供給される駆動信号に従って超音波ビームを被検体に送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。本実施の形態では、探触子36の複数の超音波トランスデューサの内の一組を成す所定数の超音波トランスデューサの各々は、1つの超音波ビームの各成分を発生し、一組の所定数の超音波トランスデューサは、被検体に送信する1つの超音波ビームを発生する。

【0042】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)に代表される圧電セラミックや、P(VDF)(ポリフッ化ビニリデン)に代表される高分子圧電素子、PMN-PT(マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体)に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した素子(振動子)によって構成される。すなわち、探触子36は、複数の超音波素子として複数の振動子が1次元又は2次元アレイ状に配列された振動子アレイとされている。

【0043】

このような振動子の電極に、パルス状又は連続波状の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波状の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0044】

10

20

30

40

50

送信部 14 は、例えば、複数のパルサを含んでおり、制御部 30 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、探触子 36 における一組の所定数の超音波トランスデューサ（以下、超音波素子という）から送信される超音波が 1 つの超音波ビームを形成するようにそれぞれの駆動信号の遅延量を調節して組を成す複数の超音波素子に供給する。

【0045】

受信部 16 は、制御部 30 からの制御信号に応じて、探触子 36 の各超音波素子によって超音波ビームと被検体との間の相互作用によって発生された超音波エコーを被検体から受信して、受信信号、即ち超音波素子毎のアナログ素子信号を増幅して出力し、増幅されたアナログ素子信号を A/D 変換部 18 に供給する。

10

【0046】

A/D 変換部 18 は、受信部 16 に接続され、受信部 16 から供給されたアナログ素子信号を、デジタル素子データに変換する。A/D 変換部 18 は、A/D 変換されたデジタル素子データを素子データ記憶部 20 に供給する。

【0047】

素子データ記憶部 20 は、A/D 変換部 18 から出力されるデジタル素子データを順次格納する。また、素子データ記憶部 20 は、制御部 30 から入力されるフレームレートに関する情報（例えば、超音波の反射位置の深度、走査線の密度、視野幅を示すパラメータ）を上記のデジタル素子データ（以下、単に素子データという）に関連付けて格納する。

【0048】

20

素子データ記憶部 20 は、制御部 30 からの制御信号に応じて、2 次元以上の位置座標上の対象領域において重なり合う少なくとも 2 つ以上の対象領域を検査する際に、この 2 つ以上の対象領域毎に受信部 16 で受信した超音波エコーから 2 つ以上の対象領域毎に生成された 2 以上の素子データを記憶保持するものであり、素子データ記憶部 20 に記憶保持される素子データは、各素子における受信時間情報を含む、2 以上の素子データである。

【0049】

素子データ処理部 22 は、制御部 30 による制御に基づいて、素子データ記憶部 20 によって記憶保持された 2 つ以上の対象領域毎に生成された 2 以上の素子データ（以下、未処理素子データという）を受信時間上で時間を合わせて重ね合わせて重ね合わせ処理後素子データ（以下、処理済素子データという）を生成する。素子データ処理部 22 の詳細については、後述する。

30

【0050】

画像生成部 24 は、制御部 30 による制御下で、素子データ処理部 22 から供給された処理済素子データから音線信号（受信データ）を生成し、この音線信号から超音波画像を生成する。具体的には、画像生成部 24 は、整相加算部 38、検波処理部 40、DSC 42、画像作成部 44、及び、画像メモリ 46 を有する。

【0051】

整相加算部 38 は、制御部 30 において設定された受信方向に応じて、予め記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つの受信遅延パターンを選択し、選択された受信遅延パターンに基づいて、素子データにそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信データ（音線信号）が生成される。また、整相加算部 38 は、生成した受信データを検波処理部 40 に供給する。

40

【0052】

検波処理部 40 は、整相加算部 38 で生成された受信データに対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像データを生成する。

【0053】

DSC (digital scan converter) 48 は、検波処理部 40 で生成された B モード画像

50

データを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変換（ラスタ変換）する。

【0054】

画像作成部44は、DSC42から入力されるBモード画像データに階調処理等の各種の必要な画像処理を施して検査や表示に供するためのBモード画像データを作成した後、

【0055】

作成された検査用又は表示用Bモード画像データを表示のために表示制御部26に出力する、或いは画像メモリ46に格納する。

【0056】

画像メモリ46は、画像作成部44で作成された検査用Bモード画像データを一旦格納する。画像メモリ46に格納された検査用Bモード画像データは、必要に応じて、表示部28で表示するために表示制御部26に読み出される。

【0057】

表示制御部26は、画像作成部44によって画像処理が施された検査用Bモード画像信号に基づいて、表示部28に超音波画像を表示させる。

【0058】

表示部28は、例えば、LCD等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部26の制御の下で、超音波画像を表示する。

【0059】

制御部30は、操作者により操作部32から入力された指令に基づいて超音波診断装置10の各部の制御を行う。

【0060】

制御部30は、操作者によって操作部32を介して種々の情報、特に、素子データ処理部22及び画像生成部24の整相加算部38で用いられる遅延時間算出に必要な情報及び素子データ処理部22における素子データ処理に必要な情報の入力が行われた際に、操作部32から入力された上述の種々の情報を、必要に応じて、送信部14、受信部16、素子データ記憶部20、素子データ処理部22、画像生成部24及び表示制御部26等の各部に供給する。

【0061】

操作部32は、操作者が入力操作を行うためのものであり、キーボードや、マウス、トラックボール、タッチパネル等からなる。

【0062】

また、操作部32は、操作者が必要に応じて各種の情報、特に上述の遅延時間算出に用いられるプローブ12の探触子36の複数の超音波素子、被検体の検査対象領域の音速、超音波ビームの焦点位置、探触子36の送信開口及び受信開口等に関する情報、並びに重ね合わせ素子データ数及び重ね合わせ処理方法等の素子データ処理に関する情報等を入力操作するための入力装置を備えている。

【0063】

格納部34は、操作部32から入力された各種の情報、特に、上述のプローブ12、音速、焦点位置、送信開口及び受信開口等に関する情報、送信開口毎の送信位相の情報、重ね合わせ素子データ数及び重ね合わせ処理方法等の素子データ処理に関する情報等や、送信部14、受信部16、素子データ記憶部20、素子データ処理部22、画像生成部24及び表示制御部26等の制御部30で制御される各部の処理や動作に必要な情報、並びに、各部の処理や動作を実行させるための動作プログラムや処理プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM等の記録媒体を用いることができる。

【0064】

なお、素子データ処理部22、整相加算部38、検波処理部40、DSC42、画像作成部44、及び表示制御部26は、CPUと、CPUに各種の処理を行わせるための動作プログラムにより構成するようにしてもよいし、デジタル回路等のハードウェア構成とし

10

20

30

40

50

てもよい。

【0065】

ここで、素子データ処理部22について詳細に説明する。図2は、素子データ処理部の概略構成を示すブロック図である。

【0066】

図2に示すように、素子データ処理部22は、遅延時間算出部48と、重ね合わせ処理部50とを有する。

【0067】

遅延時間算出部48は、操作部32を操作することにより入力された、もしくは、操作部32を操作することによって入力されて格納部34に格納されているプローブ12の探触子36の複数の超音波素子、被検体の検査対象領域の音速、超音波ビームの焦点位置、探触子36の送信開口及び受信開口等に関する情報を事前に取得しておき、超音波ビームを形成し送信する、送信開口の超音波素子(送信素子)と、被検体からの、超音波ビームによる超音波エコーを受信する、受信開口の超音波素子との幾何学的配置に基づいて、受信開口の各超音波素子で受信される素子データの遅延時間を算出する。

10

【0068】

重ね合わせ処理部50は、操作部32を操作することによって入力された、もしくは、操作部32を操作することによって入力されて格納部34に格納されている、重ね合わせる素子データの数及び重ね合わせ処理方法等の素子データ処理に関する情報に基づいて、素子データ記憶部20によって記憶保持された2以上の対象領域毎に生成された2以上の未処理素子データを読み出し、遅延時間算出部48でそれぞれ算出された遅延時間及び各素子の受信時間情報に基づいて、2以上の未処理素子データを、受信時間上で時間を合わせ、かつ、受信された探触子の素子の絶対的な位置を合わせて、重ね合わせて処理済素子データを生成する。

20

【0069】

次に、素子データ処理部22で行う素子データ処理について詳細に説明する。

【0070】

まず、超音波プローブ12の探触子36の送信用超音波素子(以下、単に送信素子という)から超音波ビーム(以下、送信ビームという)を被検体に送信し、被検体との間の相互作用によって発生された超音波エコーを探触子36の受信用超音波素子(以下、単に受信素子という)で受信して素子データを得る場合において、送信素子からの送信ビームと受信素子で得られる素子データとの関係について説明する。

30

【0071】

図3(a)及び図3(c)に示すように、それぞれ7つの超音波素子(以下、単に、素子ともいう)52a~52g及び52b~52hを受信素子として超音波エコーを受信して素子データを取得する時、反射点54を含む検査対象領域に送信する送信ビーム56が理想的に素子間隔以下に絞れている理想的な場合には、図3(a)のように、検査対象領域内の反射点54の真上にある、素子52a~52gの中心の素子52dを送信素子として送信ビーム56を送信し、受信素子52a~52gで超音波エコーを受信して素子データを取得する場合、送信ビーム56の焦点58は、素子52dと反射点54とを結ぶ一直線上にあり、送信ビーム56は、反射点54まで送信されるので、反射点54から反射される超音波エコーが生成される。反射点54からの超音波エコーは、所定角度に拡がる受信経路60を通して受信素子52a~52gに受信され、受信素子52a~52gによって、図3(b)に示すような素子データ62が得られることになる。

40

【0072】

これに対し、図3(c)に示すように、送信素子の中心を、反射点54に対して1素子分、素子の方向(図中右方向)にシフトさせ、反射点54の真上にある素子52dに隣接する素子52eを送信素子として送信ビーム56を送信し、受信素子52b~52hで超音波エコーを受信する場合には、送信ビーム56の送信方向における、送信素子52eと焦点58とを結ぶ直線上に反射点54が存在しないため、送信ビーム56は、反射点54

50

に送信されない。このため、反射点 5 4 から反射される超音波エコーは生成されず、受信素子 5 2 b ~ 5 2 h では、超音波エコーを受信しないので、図 3 (d) に示すように、素子データが得られないことになる。

【 0 0 7 3 】

しかしながら、図 4 (a) 及び図 4 (c) に示すように、実際の送信ビーム 6 4 は、素子間隔より幅が広い。

【 0 0 7 4 】

ここで、図 4 (a) のように、反射点 5 4 の真上にある素子 5 2 d を送信素子として送信ビーム 6 4 を送信した場合には、図 3 (a) の場合と同様に、送信ビーム 5 6 が幅広であっても、その焦点 5 8 は、素子 5 4 d と反射点 5 4 とを結ぶ一直線上にあり、送信ビーム 6 4 は、反射点 5 4 で反射され、超音波エコーが生成される。その結果、図 3 (a) の場合と同様に、反射点 5 4 からの超音波エコーは、所定角度に広がる受信経路 6 0 を通って受信素子 5 2 a ~ 5 2 g に受信され、受信素子 5 2 a ~ 5 2 g によって、図 4 (b) に示すような真の素子データ 6 6 が得られることになる。

10

【 0 0 7 5 】

一方、図 4 (c) に示すように、図 3 (c) の場合と同様に、送信素子の中心を、反射点 5 4 に対して 1 素子分、素子の方向 (図中右方向) にシフトさせ、反射点 5 4 の真上にある素子 5 2 d に隣接する素子 5 2 e を送信素子として送信ビーム 6 4 を送信し、受信素子 5 2 b ~ 5 2 h で超音波エコーを受信する場合、送信ビーム 6 4 は幅広であるため、その送信方向における、送信素子 5 2 e と焦点 5 8 とを結ぶ直線上に反射点 5 4 が存在していなくても、送信ビーム 6 4 は、反射点 5 4 に送信されることになる。このため、反射点 5 4 から本来存在しない超音波エコー、所謂ゴーストの反射信号が発生し、反射点 5 4 からのゴーストの反射信号は、所定角度に広がる受信経路 6 0 を通って受信素子 5 2 b ~ 5 2 h に受信され、受信素子 5 2 b ~ 5 2 h によって、図 4 (d) に示すようなゴーストの素子データ 6 8 が得られることになる。

20

【 0 0 7 6 】

このようなゴーストの素子データ 6 8 は、素子データから生成される超音波画像の精度を低下させる原因となる。

【 0 0 7 7 】

ここで、図 4 (c) に示す送信ビーム 6 4 が送信素子 5 2 e から焦点 5 8 を経由して反射点 5 4 に至る送信経路とゴーストの反射信号が反射点 5 4 から各受信素子 5 2 b ~ 5 2 h に至る受信経路との和 (伝播距離) は、それぞれ図 4 (a) に示す送信ビーム 6 4 が送信素子 5 2 d から焦点 5 8 を経由して反射点 5 4 に至る送信経路と真の反射超音波エコーが反射点 5 4 から各受信素子 5 2 a ~ 5 2 g に至る受信経路との和 (伝播距離) より長くなるため、図 4 (d) に示すようなゴーストの素子データ 6 8 は、図 4 (b) に示すような真の素子データ 6 6 に対して遅延することになる。

30

【 0 0 7 8 】

本実施の形態の素子データ処理部 2 2 の遅延時間算出部 4 8 においては、真の素子データに対するゴーストの素子データの時間差、すなわち遅延時間は、送信素子、超音波ビームの焦点、被検体の反射点、及び受信素子の幾何学的配置から算出される。従って、遅延時間の計算には、超音波プローブ 1 2 の形状 (素子間隔、リニア、コンベックスなど)、被検体の検査対象領域の音速、焦点位置、送信開口、受信開口などの情報が必要であり、遅延時間算出部 4 8 では、操作部 3 2 によって入力された、若しくは格納部 3 4 に格納されたこれらの情報を取得して遅延時間の計算を行う。遅延時間は、例えば、送信素子、超音波ビームの焦点、被検体の反射点、及び受信素子の幾何学的配置から算出される、送信素子から焦点を経て反射点に至る送信ビームの送信経路及び反射点から受信素子に至る真の反射超音波エコー又はゴーストの反射信号の受信経路の合計長さ (伝播距離) とその音速によって算出される伝播時間の差から算出することができる。

40

【 0 0 7 9 】

本実施の形態では、例えば、図 5 (a) 及び図 5 (b) に示すようにして、真の反射超

50

音波エコーとゴーストの反射信号の場合の送信ビームの送信経路及び受信経路の長さを求めることができる。

【0080】

真の反射超音波エコーの場合、図5(a)に示すように、送信素子52dと受信素子52d(受信素子52a~52gの中心)とが一致し、その真下に、焦点58及び反射点54が配置されており、反射点54の真上の素子52dの位置をxy2次元座標上の座標(x0, 0)とし、素子間隔をLe、焦点58の位置を座標(x0, df)、反射点54の位置を座標(x0, z)とする時、送信素子52dの位置も反射点54の真上の素子52dと同じく座標(x0, 0)となり、送信素子52dから焦点58を経て反射点54に至る送信ビームの送信経路61の長さ(送信経路距離)Ltaは、及び、反射点54から受信素子52dに至る真の反射超音波エコーの受信経路60の長さ(受信経路距離)Lraは、 $Lta = Lra = z$ によって算出することができる。

10

【0081】

従って、真の反射超音波エコーの場合の超音波の伝播距離Luaは、 $Lua = Lta + Lra = 2z$ となる。

【0082】

ゴーストの反射信号の場合、図5(b)に示すように、図5(a)の場合と比べて、送信素子52eの位置が反射点54に対して1素子分横(x方向: 図中右方向)にずれて、焦点58は送信素子52eの真下に配置されるが、反射点54は受信素子52dの真下に配置されており、反射点54の真上の受信素子52dの位置を、図5(a)の場合と同じくxy2次元座標上の座標(x0, 0)とし、素子間隔をLe、反射点54の位置を座標(x0, z)とすると、送信素子52eの位置は座標(x0 + Le, 0)、焦点58の位置は座標(x0 + Le, df)となるので、送信素子52eから焦点58を経て反射点54に至る送信ビームの送信経路61の長さ(送信経路距離)Ltbは、 $Ltb = df + \{(z - df)^2 + Le^2\}$ によって算出することができ、反射点54から受信素子52dに至るゴーストの反射信号の受信経路60の長さ(受信経路距離)Lrbは、 $Lrb = z$ によって算出することができる。

20

【0083】

従って、ゴーストの反射信号の場合の超音波の伝播距離Lubは、 $Lub = Ltb + Lrb = df + \{(z - df)^2 + Le^2\} + z$ となる。

30

【0084】

こうして、図5(a)に示す幾何学配置で求めた送信経路61の距離Ltaと受信経路60の距離Lraを合計した超音波の伝播距離Luaを音速で割った値が真の反射超音波エコーの伝播時間となり、図5(b)に示す幾何学配置で求めた送信経路61の距離Ltbと受信経路60の距離Lrbを合計した超音波の伝播距離Lubを音速で割った値がゴーストの反射信号の伝播時間となる。遅延時間の算出は、反射点54と送信素子52(52d)のx座標が一致している時の真の超音波エコーの伝播時間から、反射点54と送信素子52(52e)のx座標を1素子間隔ずつずらしたときのゴーストの反射信号の伝播時間の差から遅延時間を求める。

【0085】

なお、図5(a)及び図5(b)の幾何学モデルでは、送信経路61が焦点58を経由したモデルになっているが、本発明はこれに限定されず、例えば、焦点58を経由せずに直接反射点54に至る経路であってもよい。

40

【0086】

また、図5(a)及び図5(b)の幾何学モデルはリアプローブの場合を示すが、これに限らず他のプローブにおいても、プローブの形状から同様の幾何学計算を行うことができる。例えば、コンベックスプローブの場合、プローブの半径と素子間隔の角度から幾何学モデルを設定して同じように計算することができる。

【0087】

また、ステア送信の場合には、送信角度などの情報を考慮した幾何学モデル(図示省略

50

)を用い、送信素子と反射点との位置関係から真の超音波エコーの素子データ及びその周辺のゴーストの素子データの遅延時間を算出することができる。

【0088】

さらに、幾何学モデルよって遅延時間を算出する方法に限らず、あらかじめ装置の計測条件に合わせて高輝度反射点を計測した計測結果から、計測条件毎に遅延時間を求めておき、その遅延時間を装置内に記憶しておくことで、同じ計測条件の遅延時間を読み出すようにしてもよい。

【0089】

図5(c)に、中央に真の信号の素子データ66及び真の信号の周辺のゴーストの素子データ68を示し、図5(d)に、上述の幾何学計算から得られた素子データ66に対するゴーストの素子データ68の遅延時間の一例を示す。真の信号の素子データ66を中心にゴーストの信号の素子データ68は、対称的に時間が遅れることが示されている。

10

【0090】

なお、こうして、素子データ処理部22の遅延時間算出部48において算出された遅延時間を整相加算部38における遅延補正に用いることもできる。

【0091】

次に、本実施の形態の素子データ処理部22の重ね合わせ処理部50においては、遅延時間算出部48において算出された遅延時間を用いて真の超音波エコーの素子データ及びその周辺のゴーストの素子データの重ね合わせ処理を行う。

【0092】

重ね合わせ処理部50における重ね合わせ処理では、重ね合わせる時の重ね合わせ素子データ数と重ね合わせ処理方法の情報が必要になるが、これらは操作部32によって予め入力しておいてもよいし、格納部34に格納しておいてもよい。

20

【0093】

図6(a)~(h)に、重ね合わせ処理部50で行われる、素子データ数が5つ、重ね合わせ素子データ数が3つの場合の重ね合わせ処理の一具体例を示す。

【0094】

図6(a)は、5つの素子データを横に並べて表示しており、素子データ毎に、超音波ビームを送信し、反射信号を受信した様子を表している。各素子データの横軸は、受信素子を表しており、それぞれの素子データにおいて超音波ビームの送信時における中心の素子を中心にして表示している。縦軸は、受信時間を表す。

30

【0095】

5つの素子データのうち、真中の素子データでは、素子データの中心の素子(受信素子の中心の素子)、すなわち、送信時における中心の素子(送信素子)の真下に反射点が存在しており、反射点からの反射信号が受信されている。つまり、この反射信号は真の信号であり、真中の素子データは、真の信号を表す。

【0096】

真中の素子データ以外の両側2つの素子データについては、送信時における中心の素子の真下には反射点は存在していないが、送信した超音波ビームの広がりによって、真中の素子データの送信素子の真下に存在する反射点に超音波ビームが当たることによって生じた反射信号、すなわちゴーストが写り込んでいる。ゴーストは、真の信号から離れるほど反射点までの超音波の伝播時間が長くなるため、真の信号よりも受信時間が遅くなる。また、反射点からの反射信号が初めに受信される受信素子の位置は、反射点の真上の素子であるが、素子データの横軸は超音波ビームの送信時における中心の素子を中心としているため、素子データ毎にこの中心の素子を1素子ずつずらして送信していることから、各素子データにおいて素子の絶対位置は1素子ずつずれている。つまり、真中の素子データでは、反射点からの反射信号がはじめに受信される受信素子は真中の素子であるが、両隣の素子データにおいては、真中の素子データよりも1素子ずれており、右側の素子データでは左に1素子ずれ、左側の素子データでは右に1素子ずれている。更に、両端の素子データでは、真中の素子データよりも2素子ずれており、右端の素子データでは左に2素子ずれ、左

40

50

端の素子データでは右に2素子ずれている。このように、ゴーストの信号は、真の信号に対して、受信時間が遅れるだけでなく、受信素子の方向に対してもずれを生じている。

【0097】

図6(b)に、図6(a)に示す5つの素子データの真中の素子データに対する受信時間の遅延時間の一例を示す。

【0098】

重ね合わせ処理部50では、図6(b)に示す遅延時間を用いて、真中の素子データを注目素子とした場合に、注目素子を中心に、重ね合わせ素子数分、図示例では3素子分だけ遅延時間補正を行うと共に、注目素子との素子数分、図示例では両側に1素子分だけ横方向にシフトさせて、即ち位相を合わせて3素子分の未処理素子データを重ね合わせ、注目素子の1つの重ね合わせ処理済素子データとして求める。

10

【0099】

こうして得られた注目素子の重ね合わせ処理済素子データを図6(c)に示す。

【0100】

図6(a)に示す注目素子の素子データは、真の信号の素子データであることから、注目素子の両側の隣接素子の未処理素子データに遅延時間補正及び横方向のシフトを行って位相合わせを行うと、図6(c)に示すように、隣接素子の未処理素子データと、注目素子の未処理素子データとは、位相が合うので高輝度位置で重なり合う。従って、これらの素子データを、例えば加算すると素子データ値は大きな値(高輝度値)を示し、例えば、平均して平均値を求めても強調された値(高輝度値)を示す。

20

【0101】

これに対し、図6(d)は、図6(a)と同じ素子データであるが、真中の素子データ

【0102】

の左隣の素子データ、つまりゴーストを注目素子とした場合の一例を示す。

【0103】

図6(e)は、図6(b)と同じものであり、図6(a)に示す5つの素子データの真中の素子データに対する受信時間の遅延時間の一例を示す。すなわち、図6(a)と図6(d)は同じ素子データであるので、図6(d)に示す5つの素子データの真中の素子データに対する受信時間の遅延時間とも同じである。

30

【0104】

重ね合わせ処理部50では、図6(e)(図6(b)と同じ)に示す遅延時間を用いて、注目素子を中心に、重ね合わせ素子数分、図示例では3素子分だけ遅延時間補正を行うと共に、注目素子との素子数分、図示例では両側に1素子分だけ横方向にシフトさせて、3素子分の未処理素子データを重ね合わせ、注目素子の1つの重ね合わせ処理済素子データとして求める。

【0105】

こうして得られた注目素子の重ね合わせ処理済素子データを図6(f)に示す。

【0106】

図6(d)に示す注目素子の素子データは、ゴーストの素子データであることから、注目素子の両側の隣接素子の未処理素子データに遅延時間補正及び横方向のシフトを行って位相合わせを行っても、図6(f)に示すように、隣接素子の各未処理素子データと注目素子の未処理素子データとは、それぞれ位相が合わないで重なり合わない。このため、これらの3つの素子データを、例えば加算しても、位相が合っていないために、位相が回転している信号などは信号が打ち消しあうため、加算値は大きくなり、例えば、平均して平均値を求めると小さな値を示すことになる。

40

【0107】

他の素子データに関しても、注目素子として同様の遅延時間補正及び横方向のシフトを行った結果、図示例の5つについての隣接する3つの素子データの重なり状態を図6(g)に示し、これらに対して、重ね合わせ処理として、例えば、加算処理、若しくは平均処理した結果を図6(h)に示す。

50

【0108】

図6(h)に示すように、図6(a)に示す送信素子と反射点との座標が一致している時の注目素子では、真の信号の素子データが高輝度値を持つ重ね合わせ処理済素子データとして求められ、その両側の各2素子の全4素子では、ゴーストの素子データは互いに位相が合わない素子データを加算し、又は平均するので、互いに打ち消し合うことになるため、ゴーストの重ね合わせ処理済素子データは、その値が真の信号の素子データである高輝度値を持つ重ね合わせ処理済素子データに対して小さくなり、真の信号の素子データに対してゴーストの素子データの影響を低減させることができ、又は、その影響を無視できる程、小さくすることができる。

【0109】

なお、重ね合わせ処理部50における重ね合わせ処理方法としては、単に、加算するだけでなく、平均値や中央値をとってもよいし、係数を掛け合わせた上で加算してもよい。なお、平均値や中央値を取るとは、素子データレベルでの平均化フィルタやメディアンフィルタを掛けることに相当すると考えられるが、平均化フィルタやメディアンフィルタの代わりに、通常の画像処理で行われる逆フィルタなども適用してもよい。或いは、重ね合わせる各素子データ同士を比較し、類似している場合には最大値、類似していない場合には平均値、分布の偏りがある場合には中間値をとるなど、これに限らず、重ね合わせる各素子データの特徴量に基づいて重ね合わせ処理を変えてもよい。

【0110】

また、重ね合わせる素子データ数は、超音波ビームのビーム幅の広がり程度に合わせた方が望ましい。従って、深さによってビーム幅が変わる場合には、重ね合わせ素子データ数も深さによって変更してもよい。また、ビーム幅は送信開口数に依存することから、送信開口数に応じて重ね合わせ素子データ数を変更してもよい。或いは、画像の輝度値などの特徴量に基づいて重ね合わせ素子データ数を変更してもよいし、重ね合わせ素子データ数を複数パターン変えて作成した画像から最適な重ね合わせ素子データ数を選択してもよい。

【0111】

重ね合わせた結果、上述したように、真の信号の素子データでは信号の位相が合うが、ゴーストでは信号の位相が合わないため、加算などの重ね合わせ処理の結果、様々な位相の信号がお互いに打ち消し合い、信号が弱くなる。結果的に、真の信号は、有効な値を持つ、例えば高輝度の素子データとして残り、ゴーストの信号は、減弱した値を持つ、例えば低輝度の素子データとして得ることができる。

【0112】

ところで、上記の重ね合わせ処理では、所定数の超音波素子を一組として一組の超音波素子から送信される超音波ビームが1つの超音波ビームを形成するようにそれぞれの超音波素子の遅延時間を調節することにより送信フォーカスを行う。そして、送信フォーカスにより形成される焦点58を単一の音源としてみなして球面波が収束・発散することを仮定している。しかしながら、送信フォーカスによって副次的にサイドローブが形成されるため、サイドローブの反射が受信信号に映り込んでしまう。これにより、ゴースト信号が十分に低減できずに画質劣化の一要因を含んでいる。

【0113】

そこで、上記サイドローブの影響を抑制するために、本実施の形態では、重ね合わせ処理部50が2以上の未処理素子データを受信時間上で、時間を合わせて、かつ受信された探触子の素子の絶対的な位置をあわせて、重ね合わせて処理済素子データを生成する際に、予め定めた一对の開口による受信信号それぞれの位相が反転した未処理素子データを重ね合わせるように、送信ビームを送信する際の送信開口毎の位相を制御するようになっている。

【0114】

具体的には、位相反転法(木浦伸行、「ハーモニクイメージング」、日本放射線技術学会雑誌、P350-356)によると、位相が反転した2つの送信波に対する受信波は

10

20

30

40

50

、基本波成分が位相が反転した波形となり、二次高調波成分は同位相の波形となるので、それぞれ加算することにより、二次高調波成分のみが抽出される。そこで、本実施の形態では、位相が反転した2つの送信波に対する受信波をそれぞれ加算することにより二次高調波成分を抽出するように、送信開口毎の送信位相を予め決定して格納部34に格納しておき、格納部34に格納された送信開口毎の送信位相に基づいて、送信部14を制御部30が制御する。

【0115】

例えば、図7(A)に示すように、送信開口が5つの超音波素子で構成される場合には、図7(A)の送信開口1~8で示すように、送信開口を1素子ずつずらし、かつ送信フォーカスラインを1ラインずつずらしながら、超音波ビームを送信する。このとき、図7(B)に示すように、5つの超音波素子で構成される送信開口の数を偶数(図7では6個)とし、位相を反転した正負の一对の送信開口として超音波ビームの送受信を行うと共に、注目点からの音圧が同じになる送信開口で位相反転する正負の一对の送信開口を構成するように一对の送信開口を予め決めて超音波ビームを送信する。さらに具体的には、図8(A)に示すように、送信開口を1素子ずつずらしながら走査線1~8に対応して超音波ビームの送受信を行う。このとき、図8(A)に示すように、走査線に対して対称位置の各開口を正位相の開口と負位相の開口として、隣り合う送信開口の位相を交互に正負とする。そして、このようにして取得した走査線1~8に対応した各素子データのうち、6つを用いて重ね合わせ処理を実施して、重ね合わせ処理後の各走査線に対応する素子データを生成する。例えば、走査線3'、走査線4'、走査線5'に対応する素子データは、図8(B)に示すように重ね合わせ処理により生成する。これにより、走査線に対して対称位置の開口の位相が正負となっているため、重ね合わせ処理によって高調波成分が抽出されて加算されることになる。

10

20

【0116】

すなわち、各開口で受信して得られる素子データは、図9に示すように、注目点からの音圧が同じになる位相を反転した正負の一对の開口においては、それぞれ正負に位相反転した素子データとなるので、遅延時間毎(0~2)毎にそれぞれ加算すれば、二次高調波成分のみが抽出される。従って、二次高調波成分のみを用いて重ね合わせ処理を行うことで、サイドロープの影響が抑制される。

30

【0117】

続いて、本発明の超音波診断装置の動作、作用及び超音波画像の作成方法について説明する。

40

【0118】

図10は、図1に示す本実施の形態に係る超音波診断装置の要部を処理フローに沿って示すブロック図である。

【0119】

操作者が、図1に示すように、超音波プローブ12を被検体の表面に当接し、測定を開始すると、図10に示すように、送信部14から供給される駆動信号に従って探触子36から超音波ビームが送信される。このとき、制御部30が格納部34に予め格納された送信開口毎の送信位相に基づいて送信部14を制御することで、注目点からの音圧が同じになる一对の送信開口がそれぞれ位相反転した正負の超音波ビームが送信される。

40

【0120】

送信された超音波ビームと被検体との間の相互作用によって発生された超音波エコーを、探触子36が受信し、受信信号としてアナログ素子信号を出力する。

【0121】

受信部16は、アナログ素子信号を増幅してA/D変換部18に供給し、A/D変換部18は、アナログ素子信号をデジタル素子データに変換して素子データ記憶部20に供給して、記憶保持させる。

【0122】

素子データ処理部22は、遅延時間算出部48(図2)において、真の信号の未処理素

50

子データに対する周辺のゴーストの信号の未処理素子データの遅延時間（例えば、図6（b）、図6（e）、どちらも同じものである。）を、送信素子、焦点、反射点、及び受信素子の幾何学的配置、及び予め入力されて設定されている被検体の検査対象領域の音速等から算出する（例えば、図5の幾何学モデルを用いて算出する）。

【0123】

次に、素子データ処理部22は、未処理素子データを素子データ記憶部20から読み出し、処理を行う素子データを注目素子とし、重ね合わせ処理部50（図2）において、遅延時間算出部48で算出された遅延時間を用いて、注目素子とその周辺の未処理素子データとを位相合わせて重ね合わせて処理済素子データを求める。これにより、真の信号を含む未処理素子データであれば、強調された処理済素子データが求まると共に、ゴーストの未処理素子データであれば減弱した処理済素子データが求まる。また、注目点からの音圧が同じになる一対の送信開口の位相をそれぞれ反転して超音波ビームが送信されることにより、重ね合わせ処理部50において、重ね合わせ処理を行うことで、位相が反転された一対の開口で受信した素子データが加算されることで二次高調波成分のみが抽出された処理済素子データが求まる。

10

【0124】

素子データ処理部22は、こうして求めた処理済素子データを画像生成部24の整相加算部38に供給する。

【0125】

画像生成部24の整相加算部38は、素子データに受信フォーカス処理を施して受信データ（音線信号）を生成し、検波処理部40に供給する。検波処理部40は、音線信号を処理してBモード画像信号を生成する。Bモード画像信号を、DSC42がラスタ変換し、画像作成部44が画像処理を施し、超音波画像が生成される。生成された超音波画像は、画像メモリ46に格納されると共に、表示制御部26により超音波画像が表示部28に表示される。

20

【0126】

このように本発明の実施の形態に係る超音波診断装置10は、素子データ処理部22でゴーストの信号が弱減され、真の信号が強調された処理済素子データを用いて超音波画像を作成するので、方位分解能・コントラスト分解能が改善された超音波画像を得ることができる。

30

【0127】

また、注目点からの音圧が同じになる一対の送信開口の位相がそれぞれ反転した超音波ビームを送信するように送信部14を制御することにより、重ね合わせ処理を行うことで、二次高調波成分のみを抽出して処理するため、サイドロープの影響を抑制することができる。

【0128】

さらに、従来二次高調波成分を抽出して映像化する位相反転法では、2回の送信で映像化するためフレーム数が半減して時間分解能が低下してしまうという問題があったが、本実施の形態では、重ね合わせ処理において正位相の送信波による素子データと、負位相の送信波による素子データとを重ね合わせることにより、フレームレートを低下させず、また通常の重ね合わせ処理と全く同じ処理を行うことにより二次高調波成分を用いた重ね合わせ処理を実現することができる。

40

【0129】

ところで、上記の実施の形態では、送信開口の数が偶数とする場合を例として説明したが、送信開口の数を奇数としてもよい。送信開口の数を偶数の場合には、走査線に対して対称位置となる各送信開口を正位相の開口と負位相の開口とすることで、注目点からの音圧を合わせることができるが、送信開口の数が奇数の場合には注目点からの音圧が異なってしまうので、この場合には、図11に示すように、超音波ビームのプロファイルに基づいて、注目点からの音圧を合わせるように係数（0～2）を予め決定しておいて、決定した係数を用いて重ね合わせ処理を行うことで、上記の実施の形態と同様に、二次高調

50

波成分のみを抽出してサイドロープの影響を抑制することができる。

【0130】

なお、上記の実施の形態では、未処理素子データに対して重ね合わせ処理を実施して処理済みの素子データを生成してから、処理済の素子データに整相加算（受信フォーカス）を実施して受信データ（音線信号）を生成するようにしたが、未処理素子データに対して整相加算（受信フォーカス）を実施して未処理受信データ（音線信号）を生成してから、未処理受信データ（音線信号）に重ね合わせ処理を実施して処理済の受信データ（音線信号）を生成するようにしてもよい。このように処理順を変更しても、上記の実施の形態と全く同じ受信データ（音線信号）を得ることができる。

【0131】

また、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置10においては、素子データ処理部22の遅延時間算出部48における遅延時間算出の際、及び整相加算部38で用いる遅延時間算出の際に必要である、被検体の検査対象領域の音速が与えられているが、本発明はこれに限定されず、検査対象物内の音速がわからない場合には、周知の種々の方法を利用して、最適な音速を求めて設定するようにしてもよい。

【0132】

また、上記の実施の形態における各部で行われる処理は、プログラムとして各種記憶媒体に記憶して流通するようにしてもよい。

【0133】

また、本実施の形態で説明した超音波診断装置10の構成や動作等は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において状況に応じて変更可能であることは言うまでもない。

【符号の説明】

【0134】

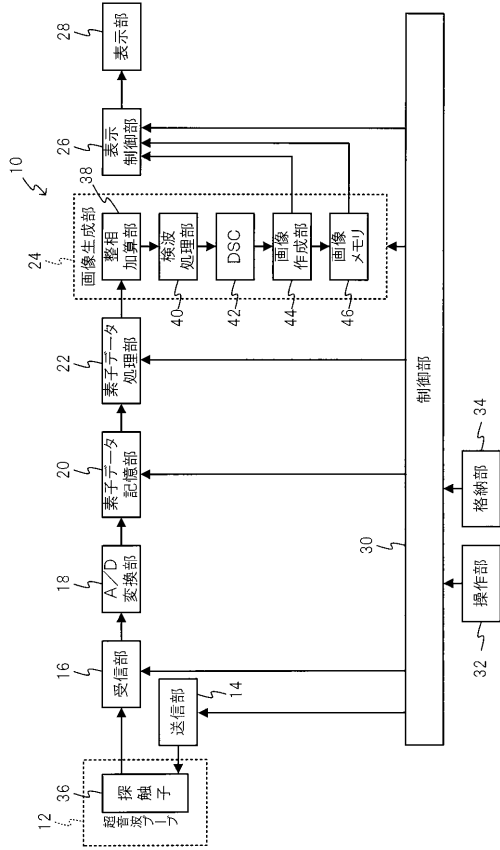
10	超音波診断装置
12	超音波プローブ
14	送信部
16	受信部
20	素子データ記憶部
22	素子データ処理部
24	画像生成部
30	制御部
34	格納部
36	探触子
48	遅延時間算出部
50	重ね合わせ処理部

10

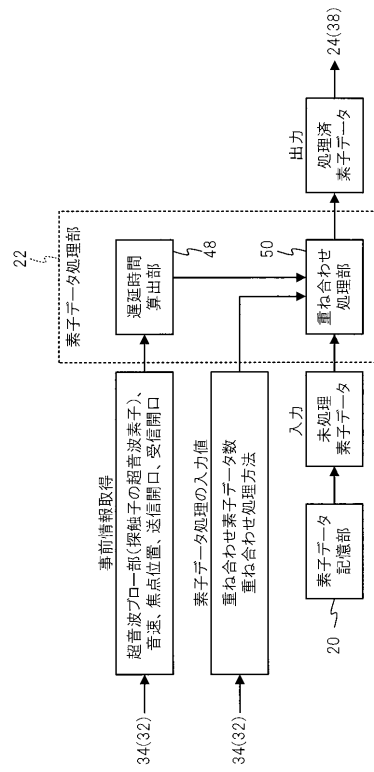
20

30

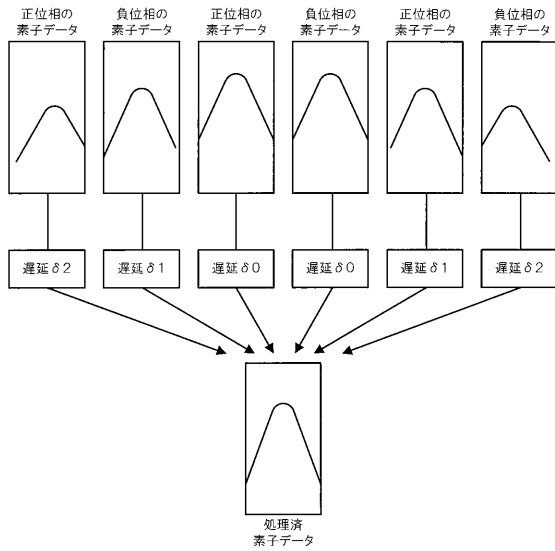
【 図 1 】



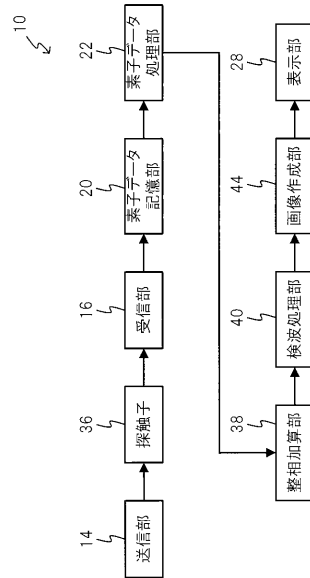
【 図 2 】



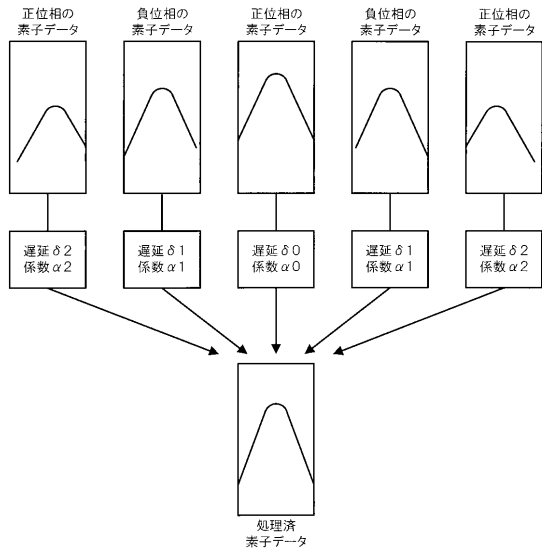
【 図 9 】



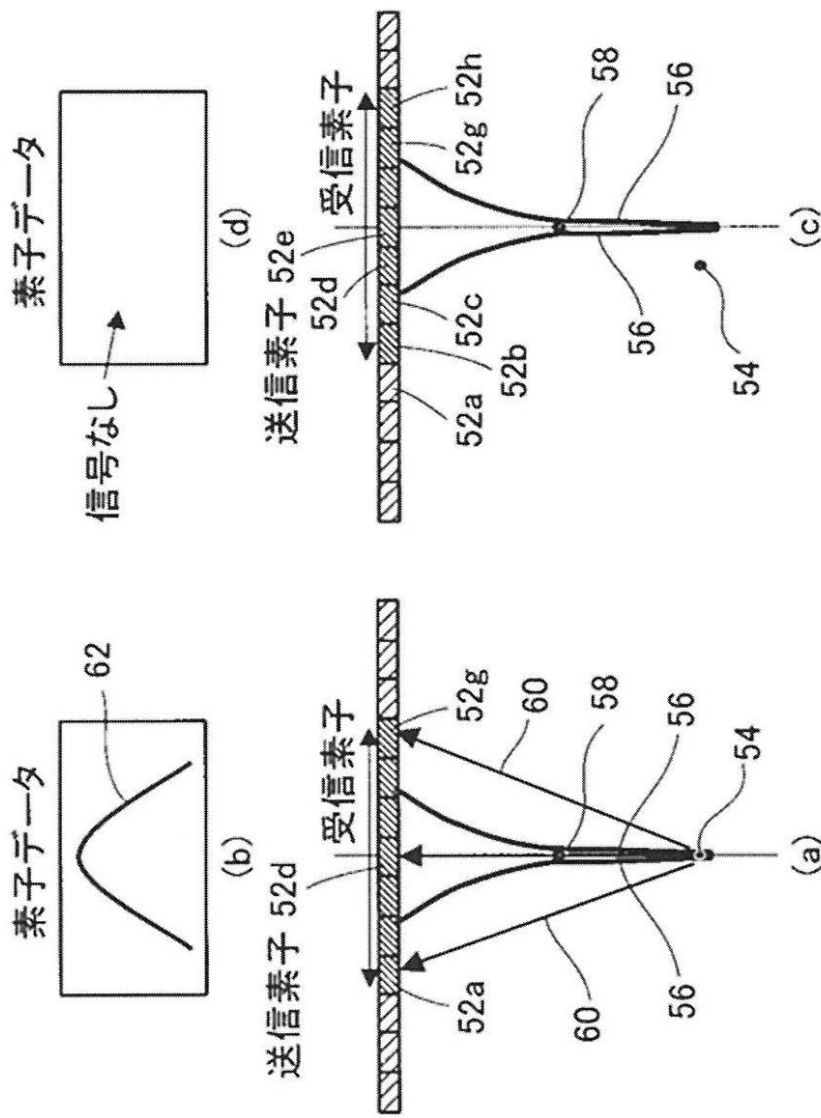
【 図 10 】



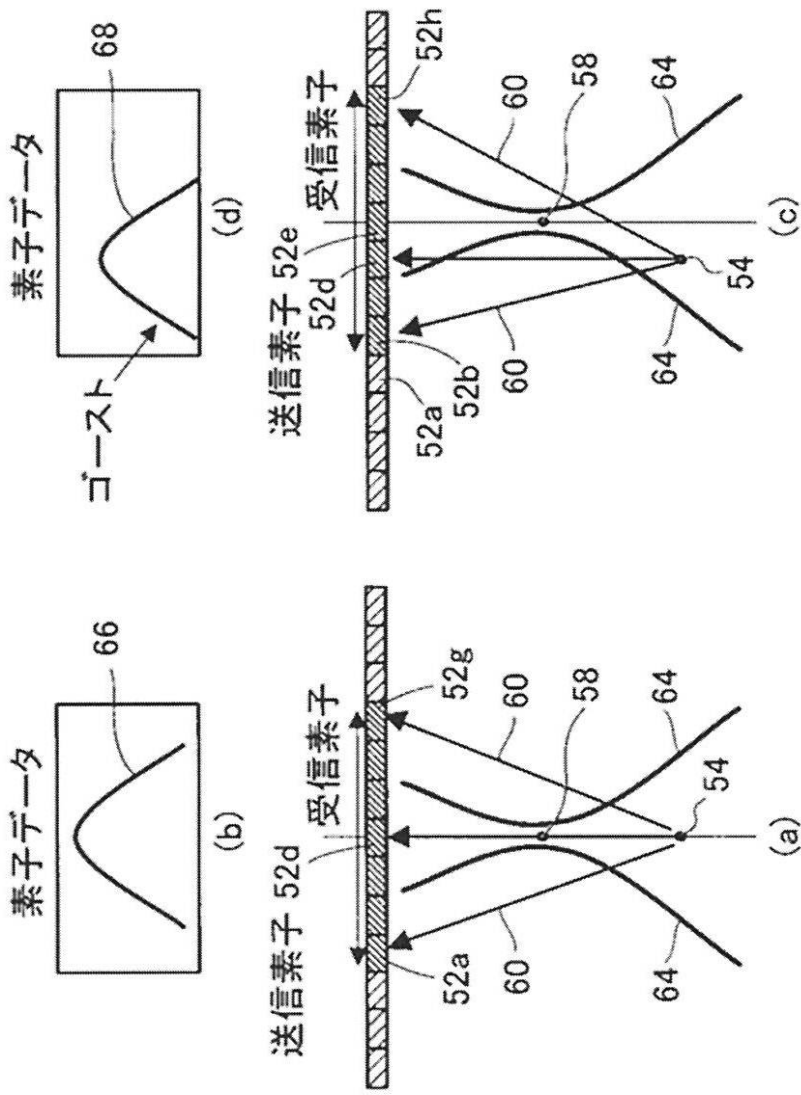
【 図 1 1 】



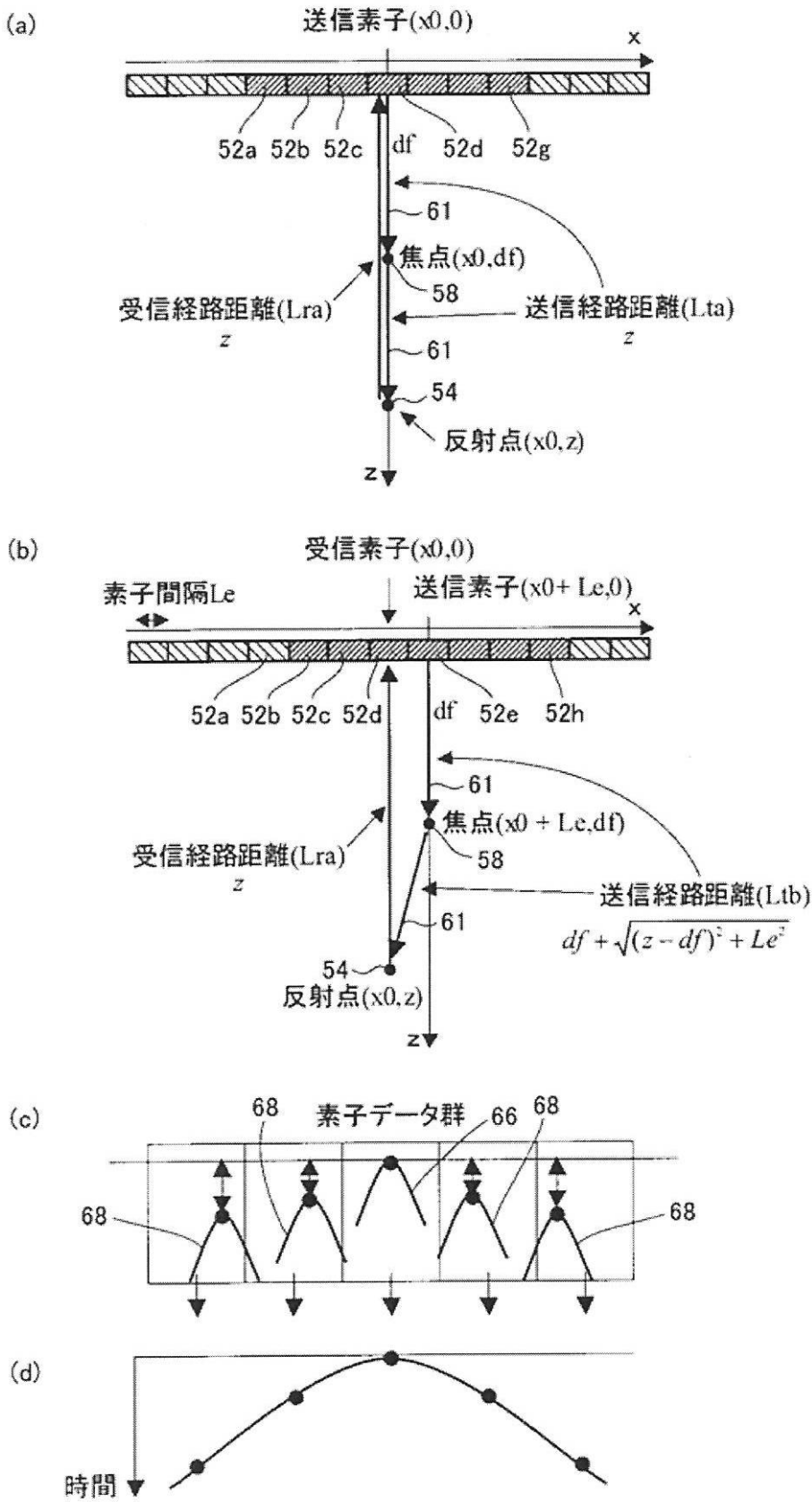
【 図 3 】



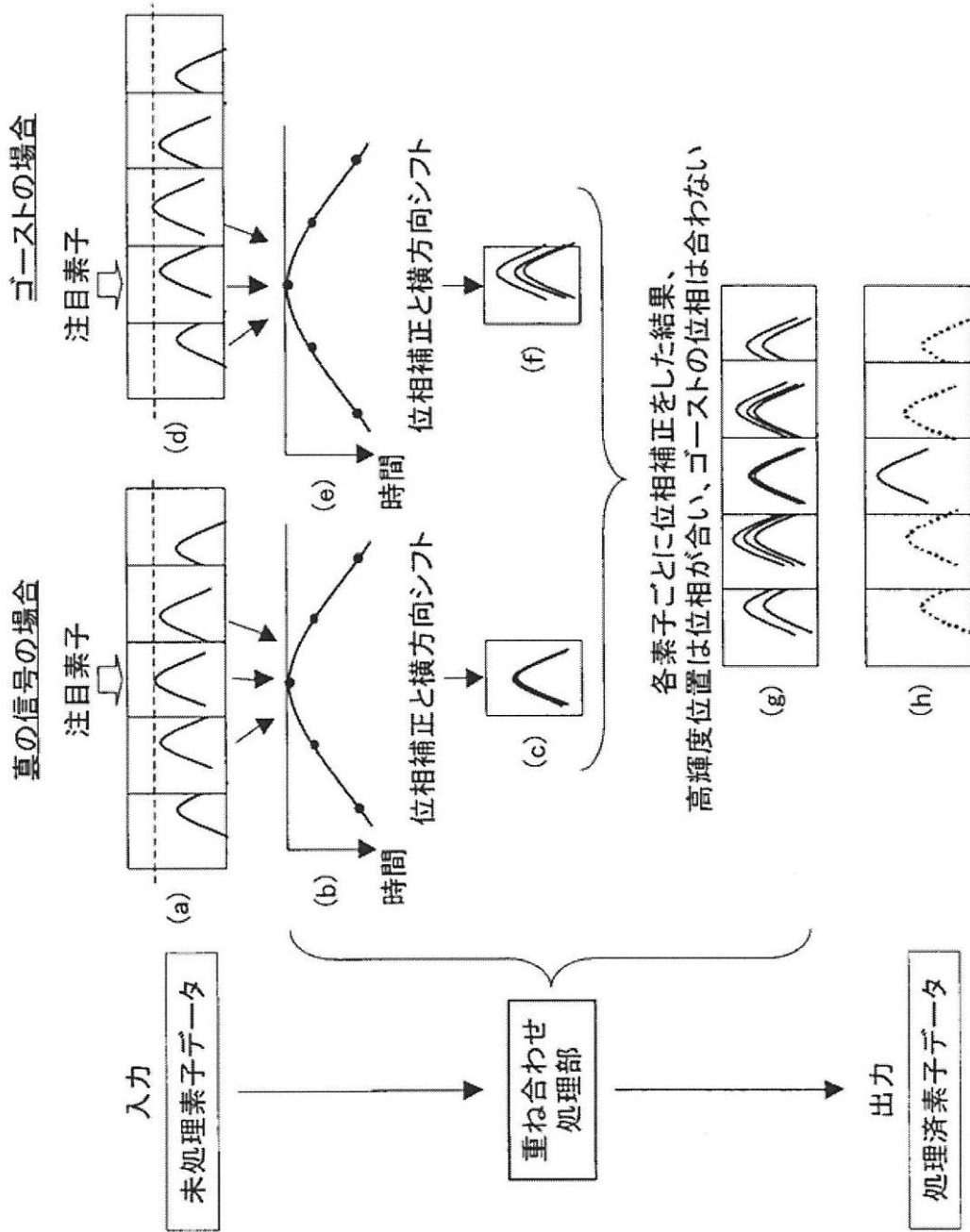
【 図 4 】



【 図 5 】

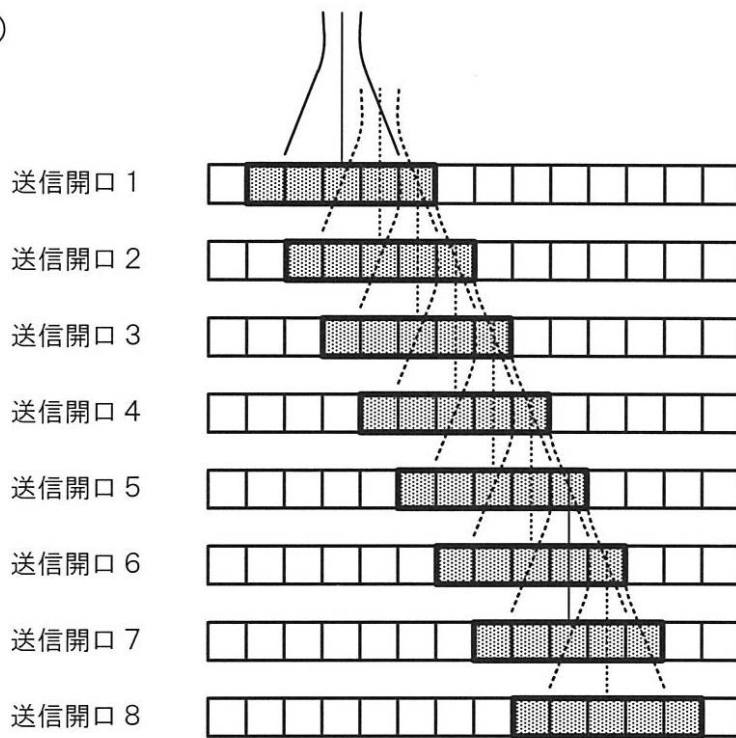


【 図 6 】

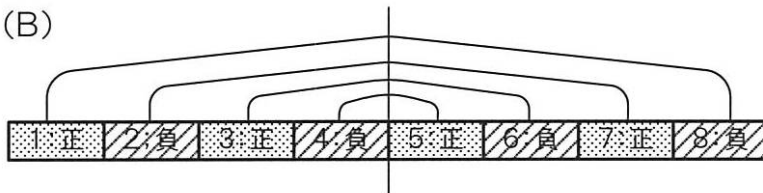


【 図 7 】

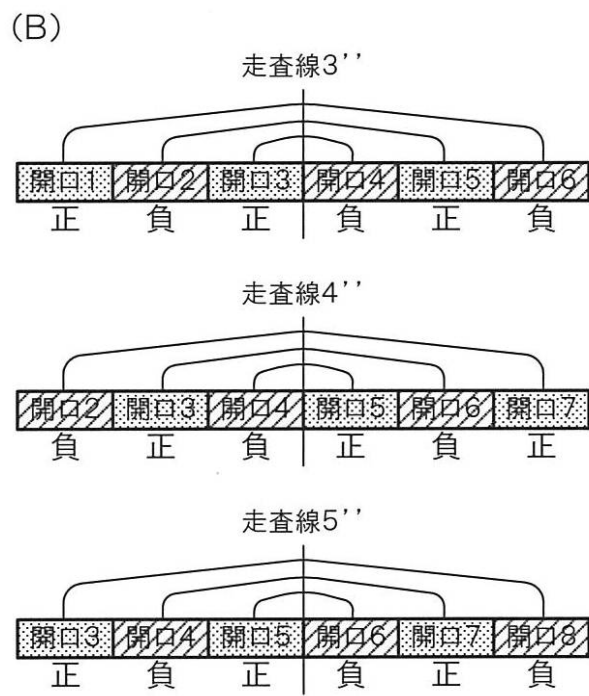
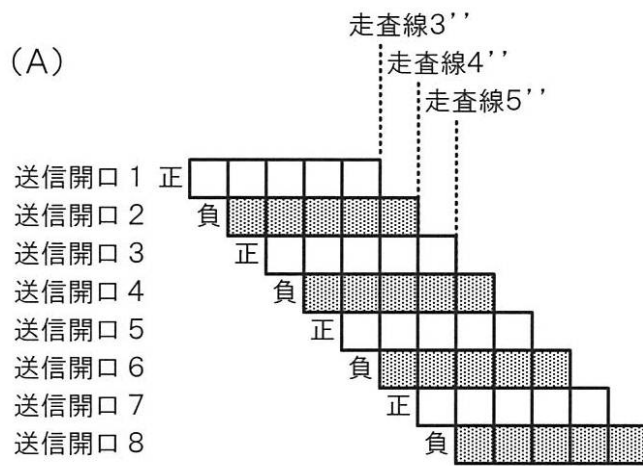
(A)



(B)



【 図 8 】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2014233402A5	公开(公告)日	2015-11-26
申请号	JP2013116021	申请日	2013-05-31
[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	勝山公人		
发明人	勝山 公人		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52047 A61B8/14 A61B8/4488 A61B8/5207 G01S7/52038 G01S15/8915 G01S15/8927 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE14 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/HH04 4C601/HH29 4C601/JB05		
代理人(译)	中岛敦 福田浩		
其他公开文献	JP2014233402A		

摘要(译)

解决的问题：通过减少旁瓣获得高质量的超声图像。 解决方案：将探针的预定数量的元素组定义为开口，并预先确定正相的开口和与正相的开口相对应的负相的开口，并对相进行反转和检查。 超声波束被发射到对象，并且通过探头的多个元件接收由超声波束与检查对象之间的相互作用产生的超声波回波信号。 然后，通过接收针对每个生成的超声回波信号而生成的至少两个或更多个重叠的目标区域，并在每个元素中保存包括两个或更多个元素数据，其中包括接收时间信息，每个元素中包括接收时间信息。 基于以上所述，每个保持的元素数据被叠加以在一条扫描线上产生声线信号。 [选择图]图9