

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/161320

発行日 平成27年12月24日 (2015.12.24)

(43) 国際公開日 平成25年10月31日 (2013.10.31)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

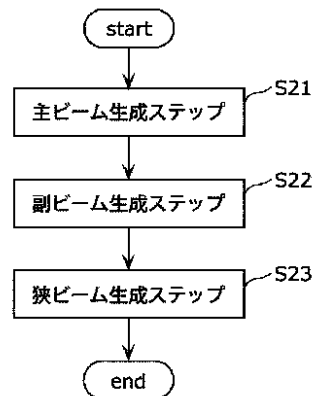
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 34 頁)

出願番号	特願2013-540925 (P2013-540925)	(71) 出願人	000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/002850	(74) 代理人	100090446 弁理士 中島 司朗
(22) 国際出願日	平成25年4月26日 (2013.4.26)	(72) 発明者	金森 丈郎 日本国大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニック株式会社内
(11) 特許番号	特許第5489144号 (P5489144)	(72) 発明者	渡邊 泰仁 日本国愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内
(45) 特許公報発行日	平成26年5月14日 (2014.5.14)	(72) 発明者	津島 峰生 日本国愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2012-104166 (P2012-104166)	Fターム(参考)	4C601 EE01 HH29 JB45 JB47
(32) 優先日	平成24年4月27日 (2012.4.27)		最終頁に続く
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

(54) 【発明の名称】 ビームフォーミング方法、及び超音波診断装置

(57) 【要約】

ビームフォーミング方法は、複数の受信素子から得られた受信エコー信号を被検体の第一領域を焦点として整相加算することにより、主ビーム信号を生成する主ビーム生成ステップ(S21)と、第一領域から反射してくる超音波信号に対する感度が主ビーム信号より低い副ビーム信号を、受信エコー信号から生成する副ビーム生成ステップ(S22)と、主ビーム信号及び副ビーム信号に基づいて定められる係数であって、主ビーム信号を狭角化するための係数を算出し、係数と主ビーム信号とを乗ずることにより狭ビーム信号を生成する狭ビーム生成ステップ(S23)とを含み、副ビーム生成ステップ(S22)では、第一領域と異なる被検体の2つの領域であって、互いに異なる2つの領域のそれぞれを焦点として受信エコー信号を整相加算することにより生成される2つのビーム信号の差である差信号を用いて、副ビーム信号を生成する。



S21 Main beamforming step
 S22 Secondary beamforming step
 S23 Narrow beamforming step

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体から反射してくる超音波信号を、複数の受信素子が受信し生成したエコー信号からビーム信号を生成するビームフォーミング方法であって、

前記複数の受信素子から得られた受信エコー信号を前記被検体の第一領域を焦点として整相加算することにより、主ビーム信号を生成する主ビーム生成ステップと、

前記第一領域から反射してくる超音波信号に対する感度が前記主ビーム信号より低い副ビーム信号を、前記受信エコー信号から生成する副ビーム生成ステップと、

前記主ビーム信号及び前記副ビーム信号に基づいて定められる係数であって、前記主ビーム信号を狭角度化するための係数を算出し、前記係数と前記主ビーム信号とを乗ずること

10

で狭ビーム信号を生成する狭ビーム生成ステップとを含み、

前記副ビーム生成ステップでは、

前記第一領域と異なる前記被検体の2つの領域であって、互いに異なる2つの領域のそれぞれを焦点として前記受信エコー信号を整相加算することにより生成される2つのビーム信号の差である差信号を用いて、前記副ビーム信号を生成する

ビームフォーミング方法。

【請求項 2】

前記副ビーム生成ステップでは、

前記差信号を前記主ビーム信号に乗ずることにより、前記副ビーム信号を生成する

請求項 1 に記載のビームフォーミング方法。

20

【請求項 3】

前記副ビーム生成ステップでは、

前記差信号と、前記主ビーム信号と、所定定数 とを乗ずることにより、前記副ビーム信号を生成する

請求項 1 又は 2 に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 4】

前記所定定数 は、第一領域と、前記複数の受信素子からなる素子列との距離ごとに定められており、

前記副ビーム生成ステップでは、

前記受信エコー信号を受信したときの前記素子列と、前記副ビーム生成ステップにおいて整相加算する際の前記第一領域との距離により定まる前記所定定数 を用いて、

30

前記差信号と、前記主ビーム信号と、前記所定定数 とを乗ずることにより、前記副ビーム信号を生成する

請求項 3 に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 5】

前記ビームフォーミング方法は、さらに、

前記所定定数 を変更するためのユーザによる操作を受け付ける操作ステップを含む

請求項 3 又は 4 に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 6】

前記ビームフォーミング方法は、さらに、

40

主ビーム生成ステップで生成した主ビーム信号を、分離周波数に基づいて周波数帯域ごとの信号に分離することで、部分主ビーム信号を生成する主ビーム分離ステップと、

前記副ビーム生成ステップで生成された前記2つのビーム信号のそれぞれを、前記分離周波数に基づいて周波数帯域ごとの信号に分離することで、部分副ビーム信号を生成する副ビーム分離ステップとを含み、

前記狭ビーム生成ステップでは、

前記部分主ビーム信号を前記主ビーム信号として、かつ、前記部分副ビーム信号を前記副ビーム信号として用いて、周波数帯域ごとの前記狭ビーム信号である部分狭ビーム信号を生成し、生成した前記部分狭ビーム信号を加算することで、前記狭ビーム信号を生成する

50

請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 7】

前記所定定数は、周波数帯域ごとに定められており、
前記副ビーム生成ステップでは、
前記部分副ビーム信号のそれぞれの周波数帯域により定まる前記所定定数を用いて、
前記差信号と、前記部分主ビーム信号と、前記所定定数とを乗ずることにより、前記部分副ビーム信号を生成する

請求項 6 に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 8】

前記副ビーム生成ステップでは、
前記複数の受信素子からなる素子列の中心から等距離にある 2 つの領域であって、前記第一領域から等距離にある 2 つの領域を、前記 2 つの領域として用いて、前記副ビーム信号を生成する

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 9】

前記受信エコー信号は、異なる 3 つの時刻である第一時刻、第二時刻、及び第三時刻のそれぞれに前記複数の受信素子が受信し生成した第一受信エコー信号、第二受信エコー信号、及び第三受信エコー信号を含み、

前記主ビーム生成ステップでは、

前記第一受信エコー信号を前記受信エコー信号として用いて主ビーム信号を生成し、

前記副ビーム生成ステップでは、

前記第二受信エコー信号、及び前記第三受信エコー信号を、前記 2 つのビーム信号として用いて副ビーム信号を生成する

請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 10】

被検体から反射してくる超音波信号を、複数の受信素子が受信し生成したエコー信号からビーム信号を生成する超音波診断装置であって、

前記複数の受信素子から得られた受信エコー信号を前記被検体の第一領域を焦点として整相加算することにより、主ビーム信号を生成する主ビーム生成部と、

前記第一領域から反射してくる超音波信号に対する感度が前記主ビーム信号より低い副ビーム信号を、前記受信エコー信号から生成する副ビーム生成部と、

前記主ビーム信号及び前記副ビーム信号に基づいて定められる係数であって、前記主ビーム信号を狭角度化するための係数を算出し、前記係数と前記主ビーム信号とを乗ずることによって狭ビーム信号を生成する狭ビーム生成部とを含み、

前記副ビーム生成部は、

前記第一領域と異なる前記被検体の 2 つの領域であって、互いに異なる 2 つの領域のそれぞれを焦点として前記受信エコー信号を整相加算することにより生成される 2 つのビーム信号の差である差信号を用いて、前記副ビーム信号を生成する

超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 1 に記載のビームフォーミング方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ビームフォーミング方法、及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置としては、受信のための超音波ビームフォーミング方法として一般的に整相加算法と呼ばれる方法が使用されている（例えば、非特許文献 1）。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【非特許文献1】伊東正安、望月剛共著「超音波診断装置」コロナ社出版、2002年8月26日（P.42～P.45）

【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、従来の超音波診断装置のように整相加算法によってビームフォーミングを行うと、観測しようとする領域において、受信ビームのメインローブに相当するビームを十分に狭く（指向性を高く）することができず、結果的に超音波受信信号を表示した画像の分解能が向上しないという問題がある。

【0005】

本発明は、取得する超音波診断画像を高分解能化することができるビームフォーミング方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するために、本発明の一態様に係るビームフォーミング方法は、被検体から反射してくる超音波信号を、複数の受信素子が受信し生成したエコー信号からビーム信号を生成するビームフォーミング方法であって、前記複数の受信素子から得られた受信エコー信号を前記被検体の第一領域を焦点として整相加算することにより、主ビーム信号を生成する主ビーム生成ステップと、前記第一領域から反射してくる超音波信号に対する感度が前記主ビーム信号より低い副ビーム信号を、前記受信エコー信号から生成する副ビーム生成ステップと、前記主ビーム信号及び前記副ビーム信号に基づいて定められる係数であって、前記主ビーム信号を狭角度化するための係数を算出し、前記係数と前記主ビーム信号とを乗ずることで狭ビーム信号を生成する狭ビーム生成ステップとを含み、前記副ビーム生成ステップでは、前記第一領域と異なる前記被検体の2つの領域であって、互いに異なる2つの領域のそれぞれを焦点として前記受信エコー信号を整相加算することにより生成される2つのビーム信号の差である差信号を用いて、前記副ビーム信号を生成する。

【0007】

なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なCD-ROMなどの記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムおよび記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

【発明の効果】

【0008】

本発明のビームフォーミング方法によれば、取得する超音波診断画像を高分解能化することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、超音波診断装置の構成図である。

【図2A】図2Aは、実施の形態1におけるビームフォーミング方法の第一例を示す図である。

【図2B】図2Bは、実施の形態1におけるビームフォーミング方法のフローチャートである。

【図3】図3は、実施の形態1における受信部と受信素子アレイとの位置関係を示す図である。

【図4】図4は、実施の形態1における受信素子と対象領域との位置関係を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 5】図 5 は、感度評価領域と、感度評価領域に対する受信感度との関係を示す概念図である。

【図 6】図 6 は、実施の形態 1 における主ビーム信号 A (m , n) と信号 B (m , n) とのビーム形状の第一例を示す図である。

【図 7】図 7 は、実施の形態 1 における第 1 の整相加算部からの主ビーム出力 A (m , n) と第 1 の乗算部からの副ビーム出力 C (m , n) のビーム特性図である。

【図 8】図 8 は、実施の形態 1 における第 1 の整相加算部からの主ビーム出力 A (m , n) と第 2 の乗算部からのビームフォーマ出力 D (m , n) のビーム特性図である。

【図 9】図 9 は、実施の形態 1 におけるビームフォーミング方法の第二例を示す図である。

【図 10】図 10 は、実施の形態 1 における信号 A (m , n) ~ D (m , n) のビーム形状の第二例を示す図である。

【図 11】図 11 は、実施の形態 2 におけるビームフォーミング方法の一例を示す図である。

【図 12】図 12 は、深さ n が異なる場合のビーム特性比較図である。

【図 13】図 13 は、実施の形態 3 におけるビームフォーミング方法の一例を示す図である。

【図 14】図 14 は、送信周波数 f が異なる場合のビーム特性比較図である。

【図 15】図 15 は、関連技術におけるビームフォーミング方法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

(本発明の基礎となった知見)

本発明者は、「背景技術」の欄において記載した、ビームフォーミング方法に関し、以下の問題が生じることを見出した。

【0011】

図 15 は、本発明の関連技術に係る超音波診断装置における整相加算法を模式的に示すものである。

【0012】

図 15 に示される整相加算法を実行する超音波診断装置は、超音波を受信する複数の素子からなる受信素子 2101 と、各々の受信素子に付随し、信号に対して遅延処理を行う遅延部 2102 と、遅延部 2102 のそれぞれの出力信号を加算する加算部 2103 とを有する。

【0013】

整相加算法では、受信素子 2101 が受信した信号を、遅延部 2102 が素子ごとに遅延処理を行った後に、加算部 2103 が当該遅延処理後の信号を加算し、その結果を出力する。これにより、超音波診断装置は、観測点 S が発する超音波を受信する。

【0014】

しかしながら、上記の超音波診断装置のように整相加算法によってビームフォーミングを行うと、観測しようとする領域において、受信ビームのメインローブに相当するビームを十分に狭く（指向性を高く）することができず、結果的に超音波受信信号を表示した画像の分解能が向上しないという問題がある。また、観測しようとする領域以外の領域からの雑音信号（観測領域以外からのエコー信号）が観測領域の特性を示すビームに混入し、S/N比が低下し、表示した画像の品質が劣化するという問題（サイドローブに関連する問題）がある。

【0015】

本発明は、上記の問題を解決するものであり、雑音をより抑制した高品質な受信画像を実現し、また超音波診断画像を高分解能化することができるビームフォーミング方法等を提供することを目的とする。

【0016】

本発明のビームフォーミング方法によれば、取得する超音波診断画像を高分解能化する

10

20

30

40

50

ことができる。具体的には、本構成により、上記の超音波診断装置に対して狭ビーム化（狭角度化）が実現できる。本ビームフォーミング方法によりビームフォームされた信号を使用して生成された画像の分解能、及び画質が向上する。

【0017】

上記の問題を解決するために、本発明の一態様に係るビームフォーミング方法は、被検体から反射してくる超音波信号を、複数の受信素子が受信し生成したエコー信号からビーム信号を生成するビームフォーミング方法であって、前記複数の受信素子から得られた受信エコー信号を前記被検体の第一領域を焦点として整相加算することにより、主ビーム信号を生成する主ビーム生成ステップと、前記第一領域から反射してくる超音波信号に対する感度が前記主ビーム信号より低い副ビーム信号を、前記受信エコー信号から生成する副ビーム生成ステップと、前記主ビーム信号及び前記副ビーム信号に基づいて定められる係数であって、前記主ビーム信号を狭角度化するための係数を算出し、前記係数と前記主ビーム信号とを乗ずることで狭ビーム信号を生成する狭ビーム生成ステップとを含み、前記副ビーム生成ステップでは、前記第一領域と異なる前記被検体の2つの領域であって、互いに異なる2つの領域のそれぞれを焦点として前記受信エコー信号を整相加算することにより生成される2つのビーム信号の差である差信号を用いて、前記副ビーム信号を生成する。

10

【0018】

このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、受信したビーム信号の感度特性を狭角度化することができる。具体的には、本ビームフォーミング方法により、検体（被検体）の検査対象領域から得られる主ビーム信号が、当該検査対象領域と異なる検体の領域から得られる2つの副ビーム信号を用いて狭角度化される。ここで、2つの副ビーム信号のそれぞれに検査対象領域から得られる信号が含まれているので、超音波診断装置は、それらの信号の差信号を用いて、主ビーム信号の検査対象領域に感度死角を有する信号を生成することができる。そして、この信号と主ビーム信号とを演算することにより、主ビーム信号が狭角度化される。よって、本ビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、取得する超音波診断画像を高分解能化することができる。

20

【0019】

例えば、前記副ビーム生成ステップでは、前記差信号を前記主ビーム信号に乗ずることにより、前記副ビーム信号を生成するとしてもよい。

30

【0020】

このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、副ビーム信号から生成される信号の感度死角を狭角度化することができる。感度死角が狭角度化された信号と主ビーム信号とを演算することにより、主ビーム信号がさらに狭角度化される。よって、本ビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、取得する超音波診断画像をさらに高分解能化することができる。

【0021】

例えば、前記副ビーム生成ステップでは、前記差信号と、前記主ビーム信号と、所定定数とを乗ずることにより、前記副ビーム信号を生成するとしてもよい。

40

【0022】

このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、副ビーム信号から生成される信号の感度死角の狭角度化の度合いを調整することができる。よって、本ビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、取得する超音波診断画像を高分解能化の度合いを調整することができる。

【0023】

例えば、前記所定定数は、第一領域と、前記複数の受信素子からなる素子列との距離ごとに定められており、前記副ビーム生成ステップでは、前記受信エコー信号を受信したときの前記素子列と、前記副ビーム生成ステップにおいて整相加算する際の前記第一領域との距離により定まる前記所定定数を用いて、前記差信号と、前記主ビーム信号と、前記所定定数とを乗ずることにより、前記副ビーム信号を生成するとしてもよい。

50

【0024】

このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、検体の検査対象領域の検体の体表からの深度に応じて、感度死角の狭角度化の度合いを調整することができる。

【0025】

例えば、前記ビームフォーミング方法は、さらに、前記所定定数 を変更するためのユーザによる操作を受け付ける操作ステップを含むとしてもよい。

【0026】

このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、ユーザによる操作に基づいて、感度死角の狭角度化の度合いを調整することができる。超音波の伝播特性はさまざまな要因で変化するので、予め定められた定数をユーザが微調整することにより、超音波診断装置は、より適切に、感度死角の狭角度化の度合いを調整することができる。

10

【0027】

例えば、前記ビームフォーミング方法は、さらに、主ビーム生成ステップで生成した主ビーム信号を、分離周波数に基づいて周波数帯域ごとの信号に分離することで、部分主ビーム信号を生成する主ビーム分離ステップと、前記副ビーム生成ステップで生成された前記2つのビーム信号のそれぞれを、前記分離周波数に基づいて周波数帯域ごとの信号に分離することで、部分副ビーム信号を生成する副ビーム分離ステップとを含み、前記狭ビーム生成ステップでは、前記部分主ビーム信号を前記主ビーム信号として、かつ、前記部分副ビーム信号を前記副ビーム信号として用いて、周波数帯域ごとの前記狭ビーム信号である部分狭ビーム信号を生成し、生成した前記部分狭ビーム信号を加算することで、前記狭ビーム信号を生成するとしてもよい。

20

【0028】

このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、検体から受信する超音波の周波数ごとに分離し、分離した信号に対して上記と同様の狭角度化を行うことができる。超音波の周波数ごとに受信感度が異なるので、このようにすることで、周波数ごとの受信感度に応じた狭角度化を行うことができる。

【0029】

例えば、前記所定定数 は、周波数帯域ごとに定められており、前記副ビーム生成ステップでは、前記部分副ビーム信号のそれぞれの周波数帯域により定まる前記所定定数 を用いて、前記差信号と、前記部分主ビーム信号と、前記所定定数 とを乗ずることにより、前記部分副ビーム信号を生成するとしてもよい。

30

【0030】

このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、検体から受信する超音波の周波数ごとに分離し、分離した信号のそれぞれに対して予め定められた定数を用いて、上記と同様の狭角度化を行うことができる。

【0031】

例えば、前記副ビーム生成ステップでは、前記複数の受信素子からなる素子列の中心から等距離にある2つの領域であって、前記第一領域から等距離にある2つの領域を、前記2つの領域として用いて、前記副ビーム信号を生成するとしてもよい。

【0032】

このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、検体の検査対象領域に感度死角を有する信号を生成することができる。この2つの領域のそれぞれを焦点として整相加算した信号は、検査対象領域に相当する位置において同じ感度を有する。よって、これらの信号の差信号は、検査対象領域に相当する位置に、感度が0となる感度死角を有する。これを用いて、超音波診断装置は、より正確に主ビーム信号を狭角度化することができる。

40

【0033】

例えば、前記受信エコー信号は、異なる3つの時刻である第一時刻、第二時刻、及び第三時刻のそれぞれに前記複数の受信素子が受信し生成した第一受信エコー信号、第二受信エコー信号、及び第三受信エコー信号を含み、前記主ビーム生成ステップでは、前記第一

50

受信エコー信号を前記受信エコー信号として用いて主ビーム信号を生成し、前記副ビーム生成ステップでは、前記第二受信エコー信号、及び前記第三受信エコー信号を、前記2つのビーム信号として用いて副ビーム信号を生成するとしてもよい。

【0034】

このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、順次、主ビーム信号と副ビーム信号とを生成し、それらを用いて主ビーム信号を狭角度化することができる。

【0035】

また、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、被検体から反射してくる超音波信号を、複数の受信素子が受信し生成したエコー信号からビーム信号を生成する超音波診断装置であって、前記複数の受信素子から得られた受信エコー信号を前記被検体の第一領域を焦点として整相加算することにより、主ビーム信号を生成する主ビーム生成部と、前記第一領域から反射してくる超音波信号に対する感度が前記主ビーム信号より低い副ビーム信号を、前記受信エコー信号から生成する副ビーム生成部と、前記主ビーム信号及び前記副ビーム信号に基づいて定められる係数であって、前記主ビーム信号を狭角度化するための係数を算出し、前記係数と前記主ビーム信号とを乗ずることで狭ビーム信号を生成する狭ビーム生成部とを含み、前記副ビーム生成部は、前記第一領域と異なる前記被検体の2つの領域であって、互いに異なる2つの領域のそれぞれを焦点として前記受信エコー信号を整相加算することにより生成される2つのビーム信号の差である差信号を用いて、前記副ビーム信号を生成する。

10

【0036】

これにより、上記のビームフォーミング方法と同様の効果を奏する。

20

【0037】

なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なCD-ROMなどの記録媒体記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたは記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

【0038】

以下、実施の形態について、図面を参照しながら説明する。

【0039】

なお、以下で説明する実施の形態は、いずれも包括的または具体的な例を示すものである。以下の実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、ステップ、ステップの順序などは、一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、以下の実施の形態における構成要素のうち、最上位概念を示す独立請求項に記載されていない構成要素については、任意の構成要素として説明される。

30

【0040】

(実施の形態1)

図1に、本実施の形態に係るビームフォーミング方法を実現する超音波診断装置1の構成の一例を示す。

【0041】

超音波診断装置1は、プローブ部501と、T/Rスイッチ部502と、パルサー部503と、AFE部504と、ビームフォーマ部505と、画像化部506と、表示部507と、操作部508とを備える。

40

【0042】

プローブ部501は、検体(被検体ともよぶ。例えば、生体)に向けて超音波の送信を行い、その反射波を受信し、受信信号を生成する。

【0043】

T/Rスイッチ部502は、プローブ部501に送信する送信信号と、プローブ部501から受信する受信信号とを回路保護等の観点から電氣的にスイッチングする。

【0044】

パルサー部503は、超音波の送信を促進する電氣的な信号を発生させる。

50

【 0 0 4 5 】

A F E 部 5 0 4 は、プローブ部 5 0 1 が送信した超音波を検体が反射することで発生する超音波である反射波をプローブ部 5 0 1 が受信して生成する受信信号を受信する。そして、A F E 部 5 0 4 は、受信信号の増幅などを行い、A D 変換によりデジタル信号列に変換する。A F E 部 5 0 4 は、いわゆるアナログフロントエンドに相当する。

【 0 0 4 6 】

ビームフォーマ部 5 0 5 は、A F E 部 5 0 4 が生成したデジタル信号列からアレイ信号処理によってビームフォーミングを行う。ビームフォーミングとは、可視化したい領域に対するフォーカス処理に相当する。

【 0 0 4 7 】

画像化部 5 0 6 は、ビームフォーマ部 5 0 5 によって得られた信号から表示画像（超音波診断画像）を生成する。

【 0 0 4 8 】

表示部 5 0 7 は、画像化部 5 0 6 が生成した表示画像を表示する。

【 0 0 4 9 】

操作部 5 0 8 は、上記の各機能ブロックが行う処理の制御、及び操作を行う。また、操作部 5 0 8 は、ユーザによる操作を受け付けて、上記の制御、及び操作を行ってもよい。

【 0 0 5 0 】

本発明は、特に、超音波の受信信号を演算して超音波診断画像を生成するためのビーム信号を生成するビームフォーマ部 5 0 5 に特徴を有する。なお、本発明の特徴部以外の構成要素については、従来の超音波診断装置の構成要素を使用することが可能である。よって、従来の超音波診断装置のビームフォーマ部に代えて、本発明のビームフォーマ部 5 0 5 を導入することが可能である。

【 0 0 5 1 】

なお、本発明に係る超音波診断装置 1 は、図 1 に示される構成の超音波診断装置に限定されない。例えば、送信素子と受信素子とが異なる素子である場合には、T / R スイッチ部 5 0 2 は不要である。また、プローブ部 5 0 1 が、パルサー部 5 0 3 を内蔵する構成であってもよいし、プローブ部 5 0 1 が、パルサー部 5 0 3 及び A F E 部 5 0 4 を内蔵する構成であってもよい。さらに、プローブ部 5 0 1 が、その他のすべての機能ブロックを内蔵する構成であってもよい。

【 0 0 5 2 】

以下、本実施の形態のビームフォーマ部 5 0 5 について説明する。

【 0 0 5 3 】

ここでは、超音波診断装置に適用することが可能な方法であって、主ビーム信号と主ビーム信号の受信感度が高い対象領域に感度死角を形成する副ビーム信号とを用いてビーム信号を鋭角化する方法について示す。なお、以降では、ビーム信号、主ビーム信号、及び副ビーム信号のことを、それぞれ、ビーム、主ビーム、及び副ビームとも記載する。

【 0 0 5 4 】

まず、減算型ビームフォーマの特徴について述べる。なお、本実施の形態における副ビームの合成方法は、可聴領域の音響信号を扱うマイクロホンなどのビームフォーマに用いられている減算型ビームフォーマの欠点を超音波診断装置向けに改善して適用するものであるともいえる。

【 0 0 5 5 】

可聴域の音響信号を扱うマイクロホンなどでは、主ビームと主ビームの最大感度方向に感度死角を形成する副ビームとを用いてビームを鋭角化する方法がある。この場合、副ビームには感度死角方向を制御することができる減算型ビームフォーマが用いられる。減算型ビームフォーマとは、位相調整が行われた 2 素子間信号の減算によって任意の方向に感度死角を形成する方法である。この方法は、素子間信号の位相精度や、感度の一致精度（感度ばらつき）に敏感なことや、ビームフォーミング後の有感度領域の感度低下が問題となることが知られている。一方、超音波は、伝播する媒体である体内のさまざまな組織の

10

20

30

40

50

間で音速が異なり、また、伝播において非線形性を有する。そのため、超音波診断装置の素子間の信号相関が小さくなり、単純な減算型ビームフォーマでは対象領域に感度死角を形成することが難しい。また、生体伝播中の信号減衰が大きいので、減算型ビームフォーマにおける感度低下の問題の影響が大きい。従って、マイク素子出力に対して直接減算を行うような減算型ビームフォーマを、超音波診断装置に適用することは難しい。

【0056】

本実施の形態では、超音波診断装置においても、高感度を保ちながら、対象領域に確実に感度死角を形成する副ビームを形成し、主ビームの鋭角化の効果を得る構成を示す。

【0057】

図2Aに、本実施の形態のビームフォーマ部505の構成を示す。

10

【0058】

ビームフォーマ部505は、第1の整相加算部21と、第2の整相加算部22と、第3の整相加算部23と、第1の減算部30と、第1の乗算部40と、第1の絶対値演算部50と、第1のパワ演算部60と、第1の増幅率算出部100と、第2の乗算部200とを備える。また、ビームフォーマ部505は、受信部1000から信号を受信する。

【0059】

受信部1000は、検体から超音波を受信する複数の受信素子を有する。複数の受信素子のそれぞれは、超音波を受信し、受信した超音波に対応する信号を増幅、及びデジタル信号に変換(A/D(Analog-Digital)変換)することで受信エコー信号を生成する。つまり、受信部1000は、図1におけるプローブ部501と、T/Rスイッチ部502と、AFE部504とに相当する。

20

【0060】

受信部1000が有する複数の受信素子のうちの一部を第1の受信素子アレイ11とし、第1の受信素子アレイ11と異なる一部を第2の受信素子アレイ12とし、さらに、第1の受信素子アレイ11と第2の受信素子アレイ12とのいずれとも異なる一部を第3の受信素子アレイ13とする。

【0061】

第1の整相加算部21は、第1の受信素子アレイ11の各素子の出力信号に対して遅延処理を施して、深さ n 、ライン m の位置を対象領域(焦点)として整相加算を行う。ここで、深さ n は、第1の受信素子アレイ11の中央を原点として、受信部1000から検体へ向かう方向(検体の深さ方向)の距離を示す。また、ライン m は、第1の受信素子アレイ11の中央を原点として、第1の受信素子アレイ11に沿う方向(受信素子の並び方向)の距離を、受信素子の間隔を単位として示す値である。

30

【0062】

第2の整相加算部22は、第2の受信素子アレイ12の各素子の出力信号に対して遅延処理を施して、深さ n 、ライン $(m-1)$ の位置を対象領域として整相加算を行う。

【0063】

第3の整相加算部23は、第3の受信素子アレイ13の各素子の出力信号に対して遅延処理を施して、深さ n 、ライン $(m+1)$ の位置を対象領域として整相加算を行う。

【0064】

第1の減算部30は、第2の整相加算部22の出力信号と、第3の整相加算部23の出力信号との減算処理を行う。

40

【0065】

第1の乗算部40は、第1の整相加算部21の出力信号と、第1の減算部30の出力信号と、定数との乗算処理を行う。

【0066】

第1の絶対値演算部50は、第1の乗算部40の出力信号の絶対値を算出する。

【0067】

第1のパワ演算部60は、第1の整相加算部21の出力信号の絶対値の2乗を算出する。

50

【 0 0 6 8 】

第 1 の増幅率算出部 1 0 0 は、第 1 の絶対値演算部 5 0 の出力信号と、第 1 のパワ演算部 6 0 の出力信号とを入力として、増幅率 $G(m, n)$ を算出する。

【 0 0 6 9 】

第 2 の乗算部 2 0 0 は、第 1 の整相加算部 2 1 の出力信号 $A(m, n)$ と、第 1 の増幅率算出部 1 0 0 が算出する増幅率 $G(m, n)$ との乗算処理を行う。第 2 の乗算部 2 0 0 の出力信号 $D(m, n)$ が、ビームフォーマ部 5 0 5 の出力となる。

【 0 0 7 0 】

なお、第 1 の整相加算部 2 1 は、主ビーム生成部に対応する。第 2 の整相加算部 2 2 と、第 3 の整相加算部 2 3 と、第 1 の減算部 3 0 と、第 1 の乗算部 4 0 とは、副ビーム生成部 1 0 0 1 に対応する。第 1 の絶対値演算部 5 0 と、第 1 のパワ演算部 6 0 と、第 1 の増幅率算出部 1 0 0 と、第 2 の乗算部 2 0 0 とは、狭ビーム生成部 1 0 0 2 に対応する。

10

【 0 0 7 1 】

以上のように構成されたビームフォーマ部 5 0 5 の動作について説明する。

【 0 0 7 2 】

図 2 B は、本実施の形態におけるビームフォーミング方法のフローチャートである。

【 0 0 7 3 】

まず、主ビーム生成部は、複数の受信素子から得られた受信エコー信号を検体の第一領域を焦点として整相加算することにより、主ビーム信号を生成する（主ビーム生成ステップ、ステップ S 2 1）。

20

【 0 0 7 4 】

次に、副ビーム生成部は、第一領域から反射してくる超音波信号に対する感度が主ビーム信号より低い副ビーム信号を、受信エコー信号から生成する（副ビーム生成ステップ、ステップ S 2 2）。ここで、副ビーム生成部は、第一領域と異なる検体の 2 つの領域であって、互いに異なる 2 つの領域のそれぞれを焦点として受信エコー信号を整相加算することにより生成される 2 つのビーム信号の差である差信号を用いて、副ビーム信号を生成する。

【 0 0 7 5 】

次に、狭ビーム生成部は、主ビーム信号及び副ビーム信号に基づいて定められる係数であって、主ビーム信号を狭角度化するための係数を算出し、係数と前記主ビーム信号とを乗ずることで狭ビーム信号を生成する（狭ビーム生成ステップ、ステップ S 2 3）。

30

【 0 0 7 6 】

以下で、ビームフォーマ部 5 0 5 の動作についてさらに詳細に説明する。

【 0 0 7 7 】

なお、 n は超音波診断装置が観測する画像の縦方向（観測対象の深さ方向）を表し、 m は超音波診断装置が観測する画像の横方向（受信素子アレイの並び方向）のライン（最終的に画像を描画するライン）を示す。

【 0 0 7 8 】

図 3 は、実施の形態 1 における受信部と受信素子アレイとの位置関係を示す図である。具体的には、図 3 は、信号を受信する複数の受信素子を有する受信部 1 0 0 0 と、受信部 1 0 0 0 から得られる複数のデジタル信号列に対して、予め設定した複数の素子の組み合わせ（開口数 = 6 4 の例）である第 1 の受信素子アレイ 1 1、第 2 の受信素子アレイ 1 2、及び第 3 の受信素子アレイ 1 3 の関係を示している。

40

【 0 0 7 9 】

図 3 の (a) は、第 1 の受信素子 u_1 から第 2 5 6 の受信素子 u_{256} が配列された受信部 1 0 0 0 の例を示している。図 3 の (b) は、第 2 の受信素子アレイ 1 2 が、第 1 の受信素子 u_1 から第 6 4 の受信素子 u_{64} までの受信素子の組み合わせにより構成されることを示している。第 2 の受信素子アレイ 1 2 により、ライン $(m - 1)$ の整相加算出力 $A(m - 1, n)$ が得られる。図 3 の (c) は、第 1 の受信素子アレイ 1 1 が、第 2 の受信素子 u_2 から第 6 5 の受信素子 u_{65} までの受信素子の組み合わせにより構成されるこ

50

とを示している。第1の受信素子アレイ11により、ラインmの整相加算出力(主ビーム) $A(m, n)$ が得られる。図3の(d)は、第3の受信素子アレイ13が、第3の受信素子 u_3 から第66の受信素子 u_{66} までの受信素子の組み合わせにより構成されることを示している。第3の受信素子アレイ13により、ライン $(m+1)$ の整相加算出力 $A(m+1, n)$ が得られる。このように、第2の受信素子アレイ12と第3の受信素子アレイ13とは、第1の受信素子アレイ11を中心に相対的に素子の並び方向に1素子分シフトした素子の組を用いることを示している。また、図3の(b)から図3の(d)までの組み合わせは、ラインmのビームフォーマ結果を得る場合である。mを1ずつ増加し、送信及び受信を繰り返して1ラインずつデータを蓄えることで、すべてのラインのデータを取得して、超音波診断画像を生成する。

10

【0080】

図4は、受信素子アレイの各素子と対象領域との位置関係の例を示すものである。この位置関係を参照しながら、以下で(式1)から(式5)を説明する。

【0081】

ここでは、ビーム形状(ビームプロファイルとも呼ばれる)は、ある深さnにおける、ラインmにおける感度レベルの特性を指す。以降のビーム形状の特性図は、以下の整相加算出力信号 $A(k, n)$ を基に考える。以降の説明で、信号 $A(m, n)$ と記述した場合には、ラインmに対応する受信素子アレイから得られた整相加算出力信号を意味する。また、 $A(k, n)$ と記述した場合には、ラインmに対応する受信素子アレイから得られた整相加算出力のビーム形状(ビーム特性)を表すため、受信素子アレイ中心を原点 $[0, 0]$ として、座標 $[k, n]$ の位置に対する信号成分を示すものとする。

20

【0082】

図5は、感度評価領域と、感度評価領域に対する受信感度との関係を示す概念図である。図5の(a)は、感度評価領域を示している。図5の(b)は、受信素子アレイを示している。図5の(c)は、ビーム特性(ビーム形状)を示している。

【0083】

ラインk、深さnに対する座標を $[k, n]$ 、i番目の受信素子の座標を、 $[u_m(i), u_n(i)]$ とすると、深さnの対象領域から各受信素子への距離 $d(k, n, i)$ は、(式1)のように表される。

【0084】

30

【数1】

$$d(k, n, i) = \text{sqrt} \left\{ (k - u_m(i))^2 + (n - u_n(i))^2 \right\} \quad (\text{式1})$$

【0085】

図4に示すように受信素子アレイの中心を原点 $[0, 0]$ と設定すると、対象領域座標は、 $[0, n]$ 、i番目受信素子座標は、 $[u_m(i), u_n(i)] = [(i - 32.5) \cdot d, 0]$ となる。

【0086】

ここで、dは素子間隔で、 $d = 0.3 \text{ mm}$ である。

40

【0087】

整相加算は、対象領域 $[0, n]$ から各素子に伝搬してくる超音波の位相を一致させて、各素子に伝搬してくる超音波を強めあうように加算する演算である。深さnの対象領域から伝播してくる超音波を、各受信素子への距離 $d(k, n, i)$ に対応する時間の分だけ遅延させるように補正することにより、超音波の位相を一致させる。遅延させる時間は、(式2)のように表される。

【0088】

【数 2】

$$\tau(n, i) = \frac{d_0 - d(0, n, i)}{c} \quad (\text{式 2})$$

【0089】

ここで、 d_0 は、基準距離である。 d_0 は、 (n, i) の値が負にならないように、対象領域から最も遠い受信素子 ($i = 1$)、または、受信素子 ($i = 64$) までの距離より大きければよい。つまり、 $d_0 \geq d(0, n, 1)$ が成立する。 c は音速であり、生体中の平均音速である 1530 m/sec とする。

10

【0090】

整相加算出力のビーム形状 $A(k, n)$ は、座標 $[k, n]$ から i 番目の受信素子への距離を伝搬するのに要する時間 $d(k, n, i)/c$ 、各々の受信素子後段の遅延部で処理される時間遅延 $\tau(n, i)$ 、 i 番目の受信素子から座標 $[k, n]$ に対する角度 $\theta(k, n, i)$ に対して受信素子が持つ指向性 $UD(\theta(k, n, i))$ 、座標 $[k, n]$ から i 番目の受信素子への距離 $d(k, n, i)$ に対する信号減衰量 $ATT(d(k, n, i))$ 、及び受信素子の幅 du を用いて、(式 3) ~ (式 6) で表される。

【0091】

【数 3】

$$A(k, n) = \sum_{i=1}^{64} (\exp(-j2\pi f d(k, n, i)/c) \cdot \exp(-j2\pi f \tau(n, i)) \cdot UD(\theta(k, n, i)) \cdot ATT(d(k, n, i))) \quad (\text{式 3})$$

20

【0092】

【数 4】

$$ATT(d(k, n, i)) = 10^{-0.05 f \cdot d(k, n, i)/20} \quad (\text{式 4})$$

【0093】

【数 5】

$$\theta(k, n, i) = \sin^{-1} \left(\frac{um(i)}{d(m, n, i)} \right) \quad (\text{式 5})$$

30

【0094】

【数 6】

$$UD(\theta(k, n, i)) = \int_{-1/2}^{1/2} \exp \left(-j2\pi f \frac{du \cdot x \cdot \sin(\theta(k, n, i))}{c} \right) dx$$

40

(式 6)

【0095】

主ビーム生成部は、第 1 の受信素子アレイ 11 と、第 1 の整相加算部 21 とを備える。整相加算出力信号である主ビーム信号 $A(m, n)$ は、ライン m 、深さ n の図 2A に示す $F(m, n)$ の位置が対象領域であるとして考える。

【0096】

次に、副ビーム生成部 1001 について示す。副ビームに要求される理想的なビーム形状は、主ビーム信号 $A(m, n)$ と比較して少なくとも対象領域 $F(m, n)$ に対して感

50

度死角(感度が十分に低い状態)を有するものであり、かつ、対象領域 $F(m, n)$ から離れた領域(感度を低下させたい領域)ではできるだけ主ビームと一致度が高いものであるのが望ましい。

【0097】

第1の減算部30は、位置 $F(m-1, n)$ に焦点を有する整相加算出力信号 $A(m-1, n)$ と、位置 $F(m+1, n)$ に焦点を有する整相加算出力信号 $A(m+1, n)$ との差として得られる信号 $B(m, n)$ を、副ビームとして得る。ここで、整相加算出力信号 $A(m-1, n)$ は、第2の受信素子アレイ12と第2の整相加算部22とによって得られる整相加算信号である。また、整相加算出力信号 $A(m+1, n)$ は、第3の受信素子アレイ13と第3の整相加算部23によって得られる整相加算信号である。

10

【0098】

【数7】

$$B(m, n) = A(m-1, n) - A(m+1, n) \quad (\text{式7})$$

【0099】

図6は、(式1)から(式6)を用いて計算した主ビーム信号 $A(m, n)$ と上記の信号 $B(m, n)$ とのビーム形状(ビーム特性)の第一例を示す図である。図6において、横軸が素子配列方向の位置(mm)であり、主ビームの中心位置を0mmとしている。縦軸は、ビームの感度振幅値を示している。ただし、ビームパタンの計算の条件は、深さ $n = 30$ mm、開口 $L = 64$ 素子、素子間隔 $d = 0.3$ mm、周波数 $f = 5$ MHz である。

20

【0100】

信号 $B(m, n)$ は、主ビームのライン m に対して対称である、ライン $(m-1)$ とライン $(m+1)$ とに対する整相加算結果を新たな素子とみなして減算している。主ビームの対象領域に対して対称位置に焦点を有する2つの信号を減算するので、主ビームの焦点位置に対しては、2つの信号レベルおよび位相は一致し、感度死角が形成される。また、2つの信号は整相加算出力後の信号であるため、ばらつきや音速変化などに対する耐性が高まり、対象領域での信号相殺効果が確実に得られるようになる。さらに、異なる2つの位置に焦点を形成しているビーム間の減算であるため、感度死角以外の部分での感度低下を抑制する効果が得られる。これにより、減算型ビームフォーマを超音波診断装置に用いる場合のロバスト性確保と感度低下の問題を解決することができる。

30

【0101】

しかしながら、図6のように信号 $B(m, n)$ は、ライン $(m-1)$ とライン $(m+1)$ との2つの異なる領域に焦点を持つ整相加算結果を基に得られているので、ビーム形状において最大感度を有する位置が、素子ピッチ(ラインの間隔)と同じ ± 0.3 mmの位置となる。副ビームとしては、この最大感度位置が0mmにより近いことが、ビームの鋭角化をするために必要である。

【0102】

よって、信号 $B(m, n)$ が有する2つの最大感度位置の幅を狭くするために次の処理をさらに加える。

40

【0103】

【数8】

$$C(m, n) = \alpha \cdot A(m, n) \cdot B(m, n) \quad (\text{式8})$$

【0104】

つまり、第1の乗算部40は、(式8)により、第1の減算部30からの出力信号 $B(m, n)$ と、第1の整相加算部21からの出力信号 $A(m, n)$ と、定数 α とを乗算することで、出力信号 $C(m, n)$ を得る。

50

【 0 1 0 5 】

図 7 は、主ビーム信号 $A(m, n)$ と、第 1 の乗算部 4 0 の出力信号 $C(m, n)$ のビーム形状を示すものである。

【 0 1 0 6 】

図 7 に示すように、0 mm 位置に最大感度を有する $A(m, n)$ と、 ± 0.3 mm に最大感度を有する $B(m, n)$ との乗算によって、出力信号 $C(m, n)$ の最大感度位置を $A(m, n)$ と $B(m, n)$ との間の位置に設定することができる。その結果、最大感度位置は約 ± 0.15 mm となり、2 つの最大感度位置の幅を狭くすることができる。さらに、定数（図 7 において $= 0.4$ ）によって感度レベルを調整することで、主ビーム信号 $A(m, n)$ のビーム形状に対して一致度の高い副ビーム $C(m, n)$ のビーム形状が得られる。

10

【 0 1 0 7 】

第 1 の絶対値演算部 5 0 は、第 1 の乗算部 4 0 の出力信号 $C(m, n)$ の絶対値を算出する。また、第 1 のパワ演算部 6 0 は、第 1 の整相加算部 2 1 の出力信号 $A(m, n)$ の 2 乗を計算して出力する。信号 $C(m, n)$ は、信号 $A(m, n)$ と信号 $B(m, n)$ との乗算によって得られているので、信号 $C(m, n)$ の次元はパワである。そのため、第 1 の絶対値演算部 5 0 が信号 $C(m, n)$ の絶対値を算出し、第 1 のパワ演算部 6 0 が信号 $A(m, n)$ のパワを算出することで、両者の次元を一致させる。

【 0 1 0 8 】

第 1 の増幅率算出部 1 0 0 は、第 1 の絶対値演算部 5 0 の出力信号と第 1 のパワ演算部 6 0 の出力信号とを入力として、増幅率 G を算出する。ここでは、一般に知られるスペクトル減算法、又はウィナーフィルタ法などのように、主信号と参照信号（副信号）とのパワスペクトルを用いて主信号に混入している雑音成分（不要成分）を抑圧する方法に従って増幅率を計算する例を示す。また、広帯域信号を扱う可聴域の音響信号におけるスペクトル減算法などは、周波数成分毎にパワスペクトルを求め減算することが一般的であるが、超音波診断装置の場合は、扱う信号が比較的狭帯域であるため、ここでは、単一バンドでの処理に置き換えている。

20

【 0 1 0 9 】

第 1 の増幅率算出部 1 0 0 は、例えば、以下の式で、信号パワを使って雑音成分を抑圧する増幅率 $G(m, n)$ を乗数として得ることができる。

30

【 0 1 1 0 】

【 数 9 】

$$G(m, n) = \frac{|A(m, n)|^2 - \alpha \cdot |C(m, n)|}{|A(m, n)|^2} \quad (\text{式 9})$$

【 0 1 1 1 】

ただし、 $G(m, n) < 0$ のとき $G(m, n) = 0$ とする。 α は減衰量制限用の定数で、 $0 < \alpha < 1$ である。

40

【 0 1 1 2 】

（式 9）の分子は、主ビーム信号 $A(m, n)$ から副ビーム信号 $C(m, n)$ を減算したパワとなる。すなわち、図 7 の実線（ $A(m, n)$ ）から破線（ $C(m, n)$ ）をパワ減算によって減算したことになり、 ± 0.15 mm より外側の感度を低下させることができる。その結果、第 1 の増幅率算出部 1 0 0 は、狭角度化された目的信号パワを得る。

【 0 1 1 3 】

また、（式 9）の右辺は、分母に入力信号パワ、分子に目的信号パワであるウィナーフィルタ法による抑圧ゲインの算出方法となっているので、増幅率 $G(m, n)$ は、主ビーム信号 $A(m, n)$ から副ビーム信号 $C(m, n)$ 成分を除去するための減衰量となる。第 2 の乗算部 2 0 0 は、主ビーム信号 $A(m, n)$ と増幅率 $G(m, n)$ とを乗算してビ

50

ームフォーマ部 5 0 5 の出力信号 $D(m, n)$ を出力する。

【 0 1 1 4 】

【 数 1 0 】

$$D(m, n) = A(m, n) \cdot G(m, n) \quad (\text{式} 10)$$

【 0 1 1 5 】

図 8 は、第 1 の整相加算部からの主ビーム信号 $A(m, n)$ と、主ビーム信号が鋭角化されたビーム信号 $D(m, n)$ を示す図である。

【 0 1 1 6 】

このようにして、従来の整相加算法により得られる主ビーム信号よりも狭ビーム化（狭角度化）されたビーム信号が実現できる。その結果、本実施の形態のビームフォーミング方法によりビームフォームされた信号を使用して画像を生成すると、分解能、及び画質を向上させることができる。

【 0 1 1 7 】

なお、実施の形態 1 において、超音波診断装置 1 がライン m のビームフォーマ出力信号 $D(m, n)$ を出力することを説明した。ここで、ライン m に対する送信信号に対して、第 1 の整相加算部 2 1、第 2 の整相加算部 2 2、及び第 3 の整相加算部 2 3 が、同時に並列動作してもよいし、一つの整相加算部を時分割で動作させてもよい（つまり、整相加算部を共用化してもよい）。具体的には、受信時刻 t_2 におけるライン m の送信信号に対するライン m の整相加算部出力を第 1 の整相加算部 2 1 の出力信号とし、送受時刻 t_1 におけるライン $(m - 1)$ の送信信号に対するライン $(m - 1)$ の整相加算部出力を第 2 の整相加算部 2 2 の出力信号とし、送受時刻 t_3 におけるライン $(m + 1)$ の送信信号に対するライン $(m + 1)$ の整相加算部出力を第 3 の整相加算部 2 3 の出力信号としてから、整相加算部後段の処理を行ってもよい。

【 0 1 1 8 】

なお、主ビームを生成するための第 1 の整相加算部 2 1 で設定される対象領域 $F(m, n)$ と、副ビームを生成するための第 2 の整相加算部 2 2 と第 3 の整相加算部 2 3 の 2 つのビーム焦点位置 $F(m - 1, n)$ 、 $F(m + 1, n)$ との関係は、第 2 の整相加算部 2 2 と第 3 の整相加算部 2 3 とのそれぞれからの信号を減算したときに、対象領域 $F(m, n)$ において信号が相殺するような（感度死角を形成するような）位置関係であればよい。すなわち、副ビームを生成するための第 2 の整相加算部 2 2 と第 3 の整相加算部 2 3 との 2 つのビーム焦点位置 $F(m - 1, n)$ 及び $F(m + 1, n)$ が、主ビームの対象領域 $F(m, n)$ と受信素子アレイ中心を結ぶ線に対して線対称の関係であればよい。言い換えれば、第 2 の整相加算部 2 2 と第 3 の整相加算部 2 3 との 2 つのビーム焦点位置 $F(m - 1, n)$ 及び $F(m + 1, n)$ が、主ビームの対象領域 $F(m, n)$ と受信素子アレイ中心から等距離であればよい。 m が 2 である場合の例を、図 9 及び図 10 に示す。

【 0 1 1 9 】

図 9 は、本実施の形態におけるビームフォーミング方法の第二例を示す図である。第 2 の受信素子アレイ 1 2 A は、第 1 の受信素子アレイ 1 1 に対して 2 素子分シフトした素子の組となっている。また、第 3 の受信素子アレイ 1 3 A は、第 1 の受信素子アレイ 1 1 に対して、第 2 の受信素子アレイ 1 2 A とは反対方向に 2 素子分シフトした素子の組となっている。

【 0 1 2 0 】

副ビーム生成部 1 0 0 1 A において、第 2 の整相加算部 2 2 は、第 2 の受信素子アレイ 1 2 A からの信号を整相加算する。また、第 3 の整相加算部 2 3 は、第 3 の受信素子アレイ 1 3 A からの信号を整相加算する。

【 0 1 2 1 】

図 10 は、本実施の形態における信号 $A(m, n) \sim D(m, n)$ のビーム形状の第二例を示す図である。図 10 に示されるビーム形状は、図 6 に示されるビーム形状と比べて、シフトした素子数の分だけ幅広になっている。このような場合にも、超音波診断装置 1

は、上記と同様に主ビーム信号 $A(m, n)$ を狭角度化することにより、信号 $D(m, n)$ を得ることができる。

【0122】

また、副ビームに関して、副ビームを生成するための2つの整相加算のビーム焦点位置は、 $F(m-1, n+)$ 及び $F(m+1, n+)$ 、または、 $F(m-1, n-)$ 及び $F(m+1, n-)$ のように深さ方向 n が若干異なっても、上記の線対称性を保つ限り、対象領域 $F(m, n)$ に感度死角を有し、ビーム鋭角化の効果を得ることはできる。ただし、 θ は主ビームのメインローブビーム幅より小さい値である。

【0123】

以上のように、本実施の形態に係るビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、受信したビーム信号の感度特性を狭角度化することができる。具体的には、本ビームフォーミング方法により、検体の検査対象領域から得られる主ビーム信号が、当該検査対象領域と異なる検体の領域から得られる2つの副ビーム信号を用いて狭角度化される。ここで、2つの副ビーム信号のそれぞれに検査対象領域から得られる信号が含まれているので、超音波診断装置は、それらの信号の差信号を用いて、主ビーム信号の検査対象領域に感度死角を有する信号を生成することができる。そして、この信号と主ビーム信号とを演算することにより、主ビーム信号が狭角度化される。よって、本ビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、取得する超音波診断画像を高分解能化することができる。

10

【0124】

また、このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、副ビーム信号から生成される信号の感度死角を狭角度化することができる。感度死角が狭角度化された信号と主ビーム信号とを演算することにより、主ビーム信号がさらに狭角度化される。よって、本ビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、取得する超音波診断画像をさらに高分解能化することができる。

20

【0125】

また、このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、副ビーム信号から生成される信号の感度死角の狭角度化の度合いを調整することができる。よって、本ビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、取得する超音波診断画像を高分解能化の度合いを調整することができる。

【0126】

また、このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、検体の検査対象領域に感度死角を有する信号を生成することができる。この2つの領域のそれぞれを焦点として整相加算した信号は、検査対象領域に相当する位置において同じ感度を有する。よって、これらの信号の差信号は、検査対象領域に相当する位置に、感度が0となる感度死角を有する。これを用いて、超音波診断装置は、より正確に主ビーム信号を狭角度化することができる。

30

【0127】

また、このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、順次、主ビーム信号と副ビーム信号とを生成し、それらを用いて主ビーム信号を狭角度化することができる。

【0128】

(実施の形態2)

図11は、本実施の形態のビームフォーマ部505Aのブロック図である。

40

【0129】

図11において、図2Aのビームフォーマ部505と同じ構成要素については同じ符号を用い、説明を省略する。

【0130】

図11に示される本実施の形態のビームフォーマ部505Bにおいて、実施の形態1のビームフォーマ部505と異なるところは、第1の乗算部40の入力の一つである定数の代わりに、深さ n に応じた定数テーブル45が新たに設けられた副ビーム生成部1001Bを有する点である。

50

【 0 1 3 1 】

以上のように構成されたビームフォーマ部 5 0 5 B の動作について説明する。

【 0 1 3 2 】

図 1 2 は、焦点の深さ n が異なる 2 つの場合のビーム形状の一例である。図 1 2 の (a) は、図 6 から図 8 と同様の条件で、深さ $n = 30 \text{ mm}$ の場合の信号 A (m, n) ~ 信号 D (m, n) の一例である。図 1 2 の (b) は、深さ $n = 10 \text{ mm}$ とした場合のビーム形状で、第 1 の整相加算部 2 1 から出力される主ビーム信号 A (m, n) に対して、第 1 の減算部 3 0 から出力される信号 B (m, n) が、感度の高い部分に殆ど重なる部分が無く、第 1 の乗算部 4 0 の計算によって得られる信号 C (m, n) は小さくなる。言い換えれば、深さ $n = 10 \text{ mm}$ 程度の範囲に対しては、整相加算のみで十分に隣接ラインと分離できるビームの鋭さが得られ、これ以上鋭角化をしてもあまり意味が無い状態であることを示す。このように、深さ n (受信素子アレイからの距離) によってビーム形状は異なる。すなわち、深さ n に応じ、定数 は最適値が異なる。そこで、ビームフォーマ部 5 0 5 B は、新たに深さ n に応じた定数テーブル 4 5 を有する。

10

【 0 1 3 3 】

一般的に超音波診断装置の受信時の焦点位置は、ダイナミックフォーカスと呼ばれる機能によって、深さ n に応じた遅延制御により、焦点位置を移動させながら整相加算することが行われている。図 1 0 のように、ビーム形状が対象領域の深さ n に応じて変化するので、定数 は、深さに応じた最適値であることが望ましい。また、ダイナミック開口制御と呼ばれる対象領域の深さ n に応じた開口長制御 (浅いほど短い開口) なども併用されることがあり、それによってもビーム形状が影響を受ける。よって、これらの条件に応じて、深さ n に適した定数テーブル (n) を予め用意し、副ビームの影響の程度を制御することで、より高い精度でビームを鋭角化することができる。

20

【 0 1 3 4 】

なお、定数 に関する定数テーブル 4 5 は、ユーザが任意に与えられるように、レベル調整をユーザインターフェースを介して設定できるようにしてもよい。例えば、図 1 の操作部 5 0 8 により定数テーブル 4 5 の内容を与えるようにすることで、表示部 5 0 7 の状態を観測しながら、定数 の調整ができるようになる。

【 0 1 3 5 】

なお、上記では副ビーム生成部 1 0 0 1 B が の定数テーブルを有する例を示したが、上記と同様に を決定できる方法であれば、定数テーブルを有さなくてもよい。

30

【 0 1 3 6 】

以上のように、本実施の形態に係るビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、超音波診断装置は、検体の検査対象領域の検体の体表からの深度に応じて、感度死角の狭角度化の度合いを調整することができる。

【 0 1 3 7 】

また、このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、ユーザによる操作に基づいて、感度死角の狭角度化の度合いを調整することができる。超音波の伝播特性はさまざまな要因で変化するので、予め定められた定数をユーザが微調整することにより、超音波診断装置は、より適切に、感度死角の狭角度化の度合いを調整することができる。

40

【 0 1 3 8 】

(実施の形態 3)

図 1 3 は、本実施の形態のビームフォーマ部 5 0 5 C のブロック図である。図 1 3 において、図 1 1 のビームフォーマ部 5 0 5 B と同じ構成要素については同じ符号を用い、説明を省略する。

【 0 1 3 9 】

図 1 3 に示される本実施の形態のビームフォーマ部 5 0 5 C において、実施の形態 2 のビームフォーマ部 5 0 5 B と異なるところは、2 点ある。1 点目は、第 1 の整相加算部 2 1、第 2 の整相加算部 2 2、及び第 3 の整相加算部 2 3 のそれぞれの後段に、第 1 の周波数分離部 7 1、第 2 の周波数分離部 7 2、及び第 3 の周波数分離部 7 3 が新たに設けられ

50

ている点である。2点目は、周波数分離部（第1の周波数分離部71、第2の周波数分離部72、及び第3の周波数分離部73）より後段において、分離された周波数毎に図11のビームフォーマ部505Bと同様の処理が行われ、各周波数帯域別の処理結果 $D_L(m, n)$ と $D_H(m, n)$ とを加算する第1の加算部300が新たに設けられている点である。ビームフォーマ部505Cは、上記の2点を有する副ビーム生成部1001C、及び狭ビーム生成部1002Cを有する。

【0140】

周波数別の処理になっている部分では、図11と図13とが以下のように対応する。つまり、第1の減算部30が、第1の低域減算部31と第1の高域減算部32とに対応する。第1の乗算部40が、第1の低域乗算部41と第1の高域乗算部42とに対応する。定数テーブル45が、低域定数テーブル46と高域定数テーブル47とに対応する。第1の絶対値演算部50が、第1の低域絶対値演算部51と第1の高域絶対値演算部52とに対応する。第1のパワ演算部60が、第1の低域パワ演算部61と第1の高域パワ演算部62とに対応する。第1の増幅率算出部100が、第1の低域増幅率算出部101と第1の高域増幅率算出部102とに対応する。第2の乗算部200が、第2の低域乗算部201と第2の高域乗算部202とに対応する。

10

【0141】

以上のように構成されたビームフォーマ部の動作について説明する。

【0142】

図14は、対象とする周波数 f が異なる場合のビーム形状を示している。

20

【0143】

図14の(a)は、図6から図8と同様の条件で、周波数 f は、5MHzである。図14の(b)は、周波数 f のみが10MHzとなった場合のビーム形状を示すもので、周波数によってビーム形状は変化し、周波数が高くなるとビームは鋭くなることを示している。超音波診断装置では、送信周波数を数MHzから10MHz程度の単一周波数を送受信するが、実際には、送信波形はパルス的で高い周波数成分も含んでいたり、意図的に高調波を発生したり、また、超音波の特性である伝播中に高調波歪成分を発生するなど、受信ビームとしては、単一周波数の処理ではなくより広帯域信号に対応した処理を行ったほうが、より高い性能が得られると考えられる。図14にあるように周波数によってビーム形状は異なることから、新たに設けられた第1の周波数分離部71と第2の周波数分離部72と第3の周波数分離部73とによって、周波数を複数帯域に分割し、それぞれの周波数帯域に対して、第1の実施の形態や第2の実施の形態に対応する処理を行い、各帯域の出力信号を第1の加算部300によって加算することで、広帯域信号に対応した処理が可能となる。

30

【0144】

なお、本実施の形態では、帯域分割数を2帯域としたが、処理量との相反関係の中で、最適な分割数を選ぶことが望ましい。つまり、3帯域以上に分割してもよい。また、周波数分離部の構成は、フィルタバンクのような処理でも良いし、FFT (Fast Fourier Transform) などの周波数分析に用いる手段を用いてもよい。

【0145】

以上のように、本実施の形態に係るビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、検体から受信する超音波の周波数ごとに分離し、分離した信号に対して上記と同様の狭角度化を行うことができる。超音波の周波数ごとに受信感度が異なるので、このようにすることで、周波数ごとの受信感度に応じた狭角度化を行うことができる。

40

【0146】

また、このビームフォーミング方法により、超音波診断装置は、検体から受信する超音波の周波数ごとに分離し、分離した信号のそれぞれに対して予め定められた定数を用いて、上記と同様の狭角度化を行うことができる。

【産業上の利用可能性】

【0147】

50

本発明にかかる超音波診断装置における受信方法は、複数の整相加算出力から主ビームと副ビームを生成し、主ビームを狭角度化するために適した副ビーム特性が得られる。主ビームの狭角度化によって、従来の超音波診断装置の性能向上、特に画質向上として有用である。また、本発明は、超音波への適用のみならず、複数のアレイ素子を用いたセンサなどの用途にも応用できる。

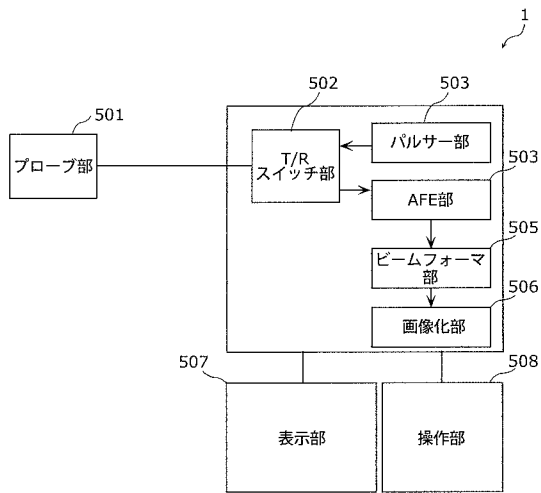
【符号の説明】

【0148】

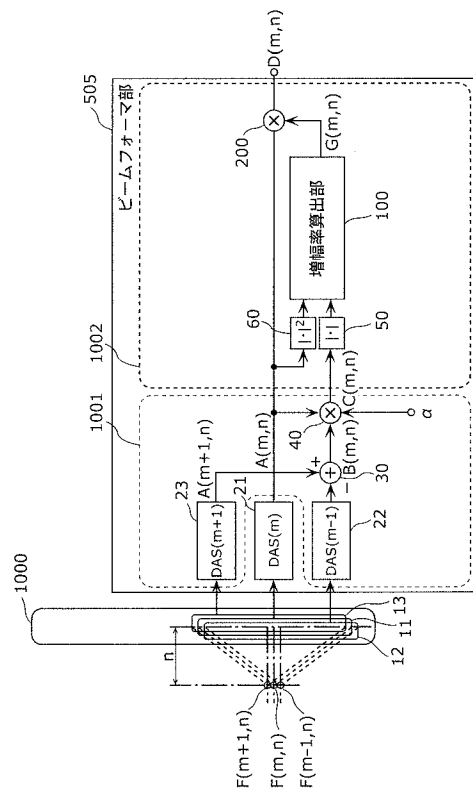
11	第1の受信素子アレイ	
12、12A	第2の受信素子アレイ	
13、13A	第3の受信素子アレイ	10
21	第1の整相加算部	
22	第2の整相加算部	
23	第3の整相加算部	
30	第1の減算部	
31	第1の低域減算部	
32	第1の高域減算部	
40	第1の乗算部	
41	第1の低域乗算部	
42	第1の高域乗算部	
45	定数テーブル	20
46	低域定数テーブル	
47	高域定数テーブル	
50	第1の絶対値演算部	
51	第1の低域絶対値演算部	
52	第1の高域絶対値演算部	
60	第1のパワ演算部	
61	第1の低域パワ演算部	
62	第1の高域パワ演算部	
71	第1の周波数分離部	
72	第2の周波数分離部	30
73	第3の周波数分離部	
100	第1の増幅率算出部	
101	第1の低域増幅率算出部	
102	第1の高域増幅率算出部	
200	第2の乗算部	
201	第2の低域乗算部	
202	第2の高域乗算部	
300	第1の加算部	
501	プローブ部	
502	T/Rスイッチ部	40
503	パルサー部	
504	AFE部	
505、505A、505B、505C	ビームフォーマ部	
506	画像化部	
507	表示部	
508	操作部	
1000	受信部	
1001、1001A、1001B、1001C	副ビーム生成部	
1002、1002C	狭ビーム生成部	
2101	受信素子	50

- 2 1 0 2 遅延部
- 2 1 0 3 加算部

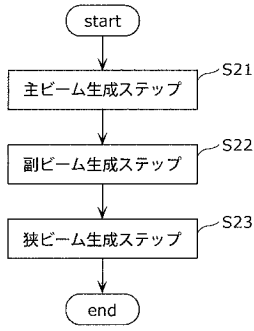
【 図 1 】



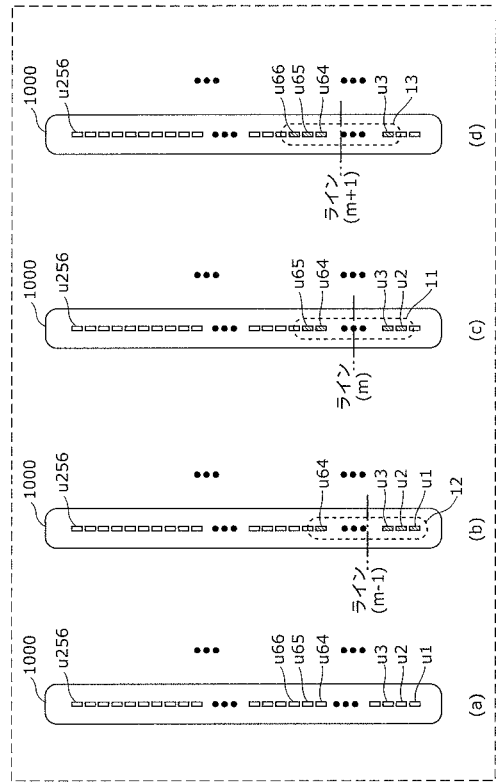
【 図 2 A 】



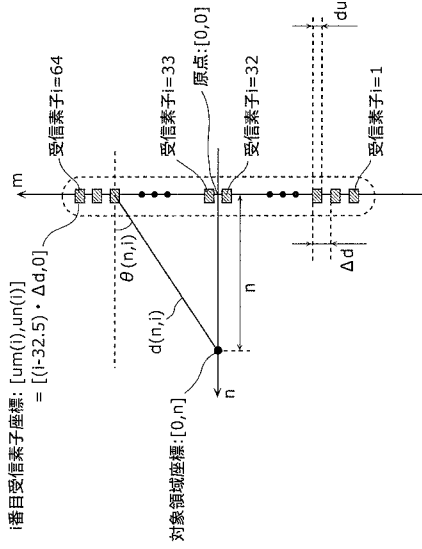
【 図 2 B 】



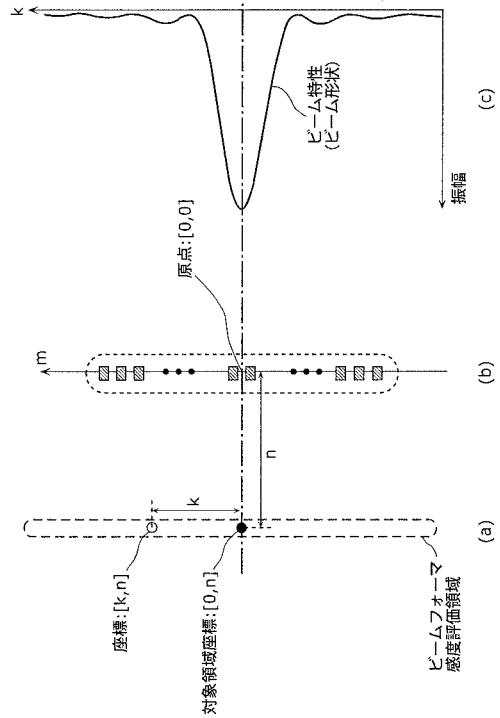
【 図 3 】



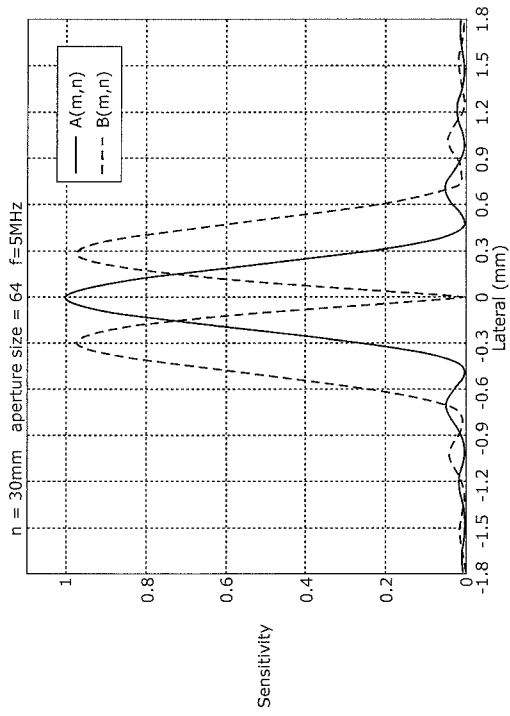
【 図 4 】



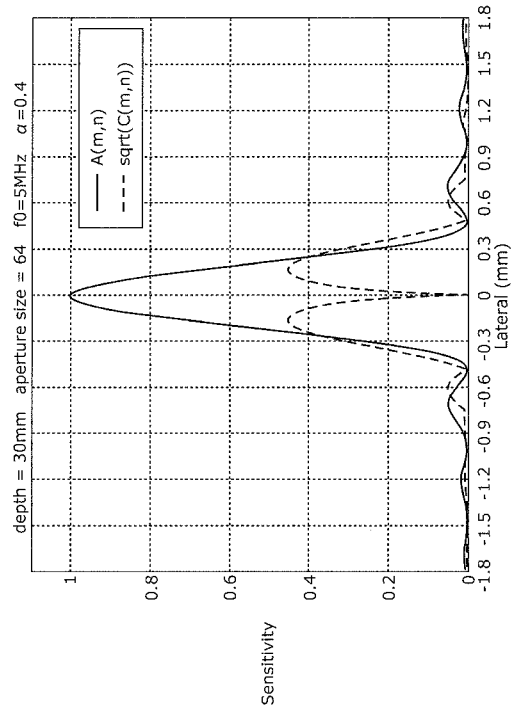
【 図 5 】



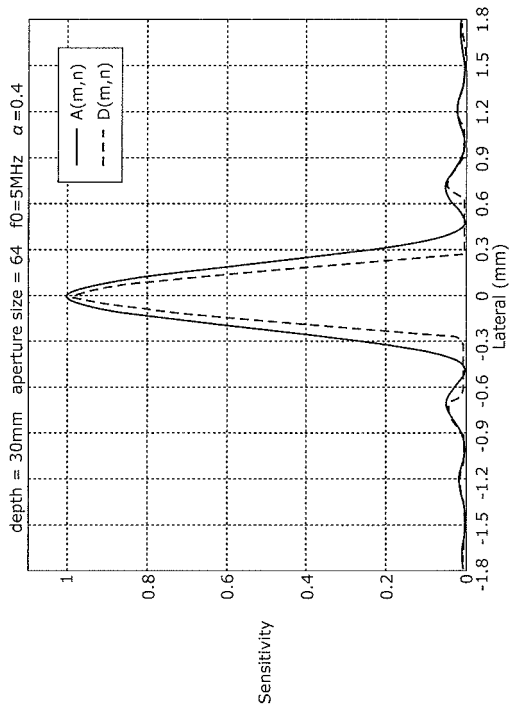
【 図 6 】



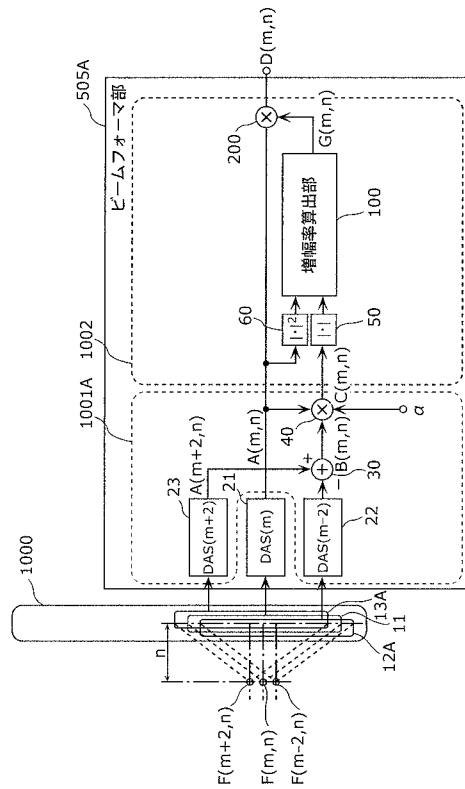
【 図 7 】



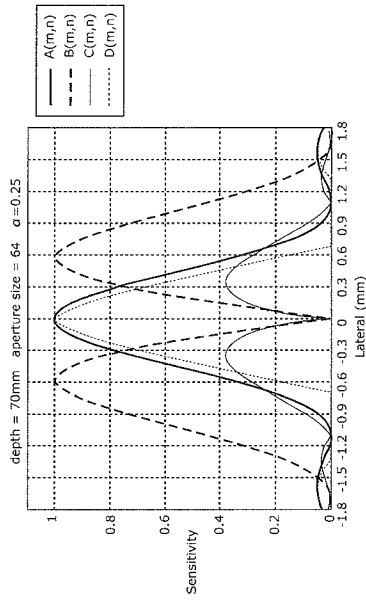
【 図 8 】



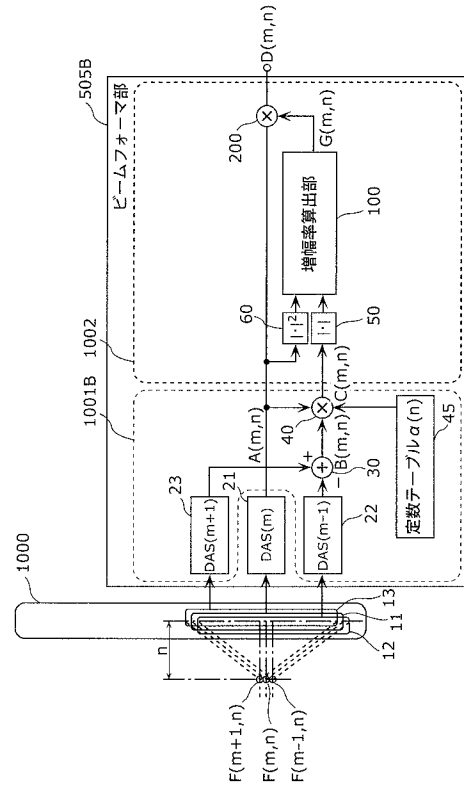
【 図 9 】



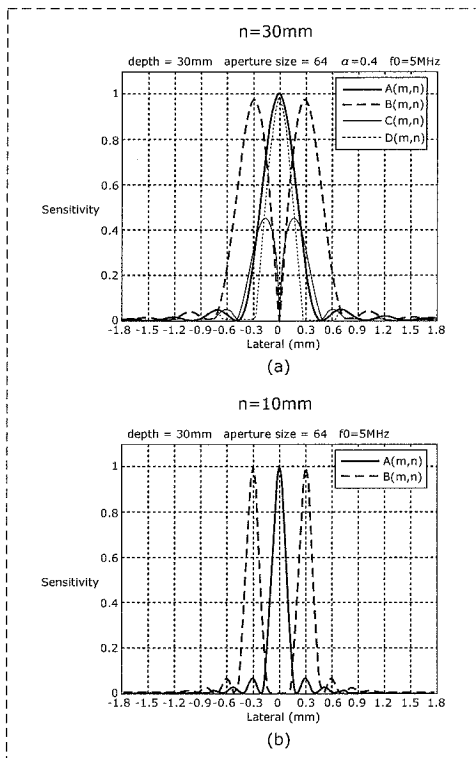
【図 1 0】



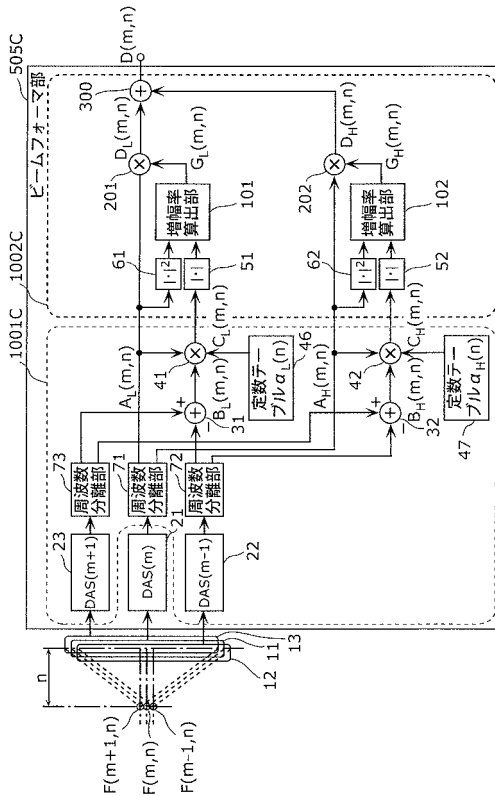
【図 1 1】



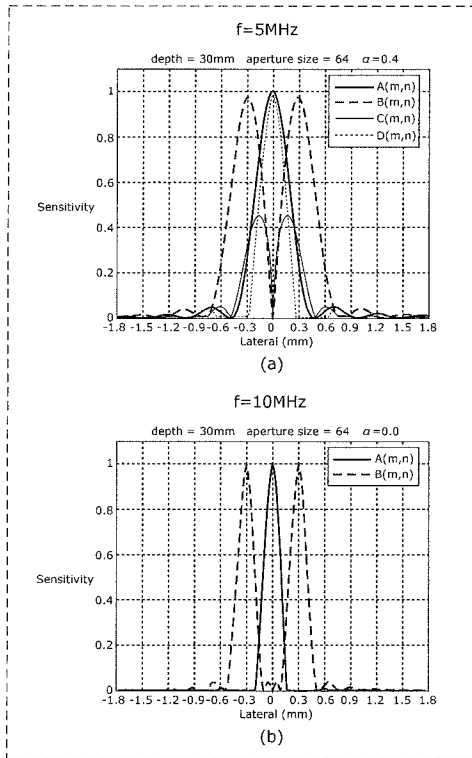
【図 1 2】



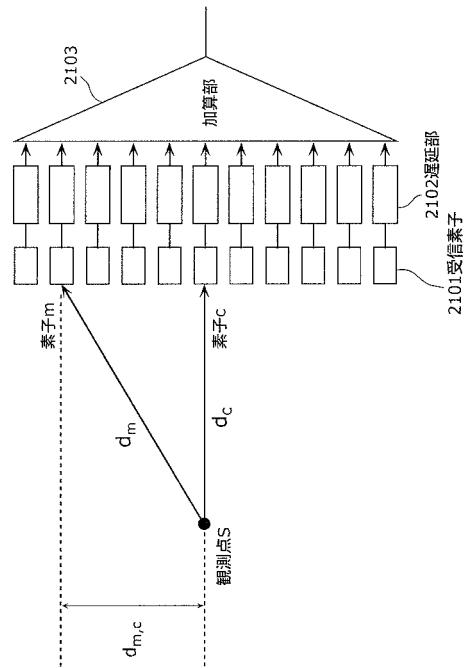
【図 1 3】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 手続補正書 】

【 提出日 】 平成25年9月5日 (2013.9.5)

【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】 明細書

【 補正対象項目名 】 0 0 3 7

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 0 0 3 7 】

なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なCD-ROMなどの記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたは記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

【 手続補正 2 】

【 補正対象書類名 】 明細書

【 補正対象項目名 】 0 1 3 3

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 0 1 3 3 】

一般的に超音波診断装置の受信時の焦点位置は、ダイナミックフォーカスと呼ばれる機能によって、深さnに応じた遅延制御により、焦点位置を移動させながら整相加算が行われている。図12のように、ビーム形状が対象領域の深さnに応じて変化するので、定数は、深さに応じた最適値であることが望ましい。また、ダイナミック開口制御と呼ばれる対象領域の深さnに応じた開口長制御(浅いほど短い開口)なども併用されることがあり、それによってもビーム形状が影響を受ける。よって、これらの条件に応じて、深さnに適した定数テーブル (n) を予め用意し、副ビームの影響の程度を制御する

ことで、より高い精度でビームを鋭角化することができる。

【手続補正書】

【提出日】平成25年12月16日(2013.12.16)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体から反射してくる超音波信号を、複数の受信素子が受信し生成したエコー信号からビーム信号を生成するビームフォーミング方法であって、

前記複数の受信素子の一部である第一受信素子列から得られた受信エコー信号を前記被検体の第一領域を焦点として整相加算することにより、主ビーム信号を生成する主ビーム生成ステップと、

前記複数の受信素子の一部であって前記第一受信素子列とは異なる第二受信素子列から得られた受信エコー信号を、前記第一領域とは異なる前記被検体の第二領域を焦点として整相加算することにより、第二ビーム信号を生成する第二ビーム生成ステップと、

前記複数の受信素子の一部であって前記第一受信素子列及び前記第二受信素子列のいずれとも異なる第三受信素子列から得られた受信エコー信号を、前記第一領域及び前記第二領域のいずれとも異なる前記被検体の第三領域を焦点として整相加算することにより、第三ビーム信号を生成する第三ビーム生成ステップと、

前記第二ビーム信号と前記第三ビーム信号との差である差信号を用いて、副ビーム信号を生成する副ビーム生成ステップと、

前記主ビーム信号及び前記副ビーム信号に基づいて定められる係数であって、前記主ビーム信号を狭角度化するための係数を算出し、前記係数と前記主ビーム信号とを乗ずることによって狭ビーム信号を生成する狭ビーム生成ステップを含む

ビームフォーミング方法。

【請求項2】

前記副ビーム生成ステップでは、

前記差信号を前記主ビーム信号に乗ずることにより、前記副ビーム信号を生成する請求項1に記載のビームフォーミング方法。

【請求項3】

前記副ビーム生成ステップでは、

前記差信号と、前記主ビーム信号と、所定定数 とを乗ずることにより、前記副ビーム信号を生成する

請求項1又は2に記載のビームフォーミング方法。

【請求項4】

前記所定定数 は、前記第一領域と、前記第一受信素子列との距離ごとに定められており、

前記副ビーム生成ステップでは、

前記第一受信素子列と、前記副ビーム生成ステップにおいて整相加算する際の前記第一領域との距離により定まる前記所定定数 を用いて、

前記差信号と、前記主ビーム信号と、前記所定定数 とを乗ずることにより、前記副ビーム信号を生成する

請求項3に記載のビームフォーミング方法。

【請求項5】

前記ビームフォーミング方法は、さらに、

前記所定定数 を変更するためのユーザによる操作を受け付ける操作ステップを含む

請求項3又は4に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 6】

前記ビームフォーミング方法は、さらに、

主ビーム生成ステップで生成した主ビーム信号を、分離周波数に基づいて周波数帯域ごとの信号に分離することで、部分主ビーム信号を生成する主ビーム分離ステップと、

前記副ビーム生成ステップで生成された前記 2 つのビーム信号のそれぞれを、前記分離周波数に基づいて周波数帯域ごとの信号に分離することで、部分副ビーム信号を生成する副ビーム分離ステップとを含み、

前記狭ビーム生成ステップでは、

前記部分主ビーム信号を前記主ビーム信号として、かつ、前記部分副ビーム信号を前記副ビーム信号として用いて、周波数帯域ごとの前記狭ビーム信号である部分狭ビーム信号を生成し、生成した前記部分狭ビーム信号を加算することで、前記狭ビーム信号を生成する

請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 7】

前記所定定数は、周波数帯域ごとに定められており、

前記副ビーム生成ステップでは、

前記部分副ビーム信号のそれぞれの周波数帯域により定まる前記所定定数を用いて、

前記差信号と、前記部分主ビーム信号と、前記所定定数とを乗ずることにより、前記部分副ビーム信号を生成する

請求項 6 に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 8】

前記第一受信素子列の中央素子座標は、前記第二受信素子列の中央素子座標と前記第三受信素子列の中央素子座標との中点であり、

前記第一領域座標は、前記第二領域座標と前記第三領域座標との中点である

請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 9】

前記受信エコー信号は、異なる 3 つの時刻である第一時刻、第二時刻、及び第三時刻のそれぞれに前記複数の受信素子が受信し生成した第一受信エコー信号、第二受信エコー信号、及び第三受信エコー信号を含み、

前記主ビーム生成ステップでは、

前記第一受信エコー信号を前記受信エコー信号として用いて主ビーム信号を生成し、

前記副ビーム生成ステップでは、

前記第二受信エコー信号及び前記第三受信エコー信号を、前記第二ビーム信号及び前記第三ビーム信号として用いて前記副ビーム信号を生成する

請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載のビームフォーミング方法。

【請求項 10】

被検体から反射してくる超音波信号を、複数の受信素子が受信し生成したエコー信号からビーム信号を生成する超音波診断装置であって、

前記複数の受信素子の一部である第一受信素子列から得られた受信エコー信号を前記被検体の第一領域を焦点として整相加算することにより、主ビーム信号を生成する主ビーム生成部と、

(i) 前記複数の受信素子の一部であって前記第一受信素子列とは異なる第二受信素子列から得られた受信エコー信号を、前記第一領域とは異なる前記被検体の第二領域を焦点として整相加算することにより、第二ビーム信号を生成し、(i i) 前記複数の受信素子の一部であって前記第一受信素子列及び前記第二受信素子列のいずれとも異なる第三受信素子列から得られた受信エコー信号を、前記第一領域及び前記第二領域のいずれとも異なる前記被検体の第三領域を焦点として整相加算することにより、第三ビーム信号を生成し、(i i i) 前記第二ビーム信号と前記第三ビーム信号との差である差信号を用いて、副ビーム信号を生成する副ビーム生成部と、

前記主ビーム信号及び前記副ビーム信号に基づいて定められる係数であって、前記主ビ

ーム信号を狭角度化するための係数を算出し、前記係数と前記主ビーム信号とを乗ずること
とで狭ビーム信号を生成する狭ビーム生成部とを備える
超音波診断装置。

【請求項 1 1】

請求項 1 に記載のビームフォーミング方法をコンピュータに実行させるためのプログラ
ム。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 1 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 1 7】

なお、実施の形態 1 において、超音波診断装置 1 がライン m のビームフォーマ出力信号
D (m , n) を出力することを説明した。ここで、ライン m に対する送信信号に対して、
第 1 の整相加算部 2 1、第 2 の整相加算部 2 2、及び第 3 の整相加算部 2 3 が、同時に並
列動作してもよいし、一つの整相加算部を時分割で動作させてもよい（つまり、整相加算
部を共用化してもよい）。具体的には、受信時刻 t 2 におけるライン m の送信信号に対す
るライン m の整相加算部出力を第 1 の整相加算部 2 1 の出力信号とし、受信時刻 t 1 にお
けるライン (m - 1) の送信信号に対するライン (m - 1) の整相加算部出力を第 2 の整
相加算部 2 2 の出力信号とし、受信時刻 t 3 におけるライン (m + 1) の送信信号に対す
るライン (m + 1) の整相加算部出力を第 3 の整相加算部 2 3 の出力信号としてから、整
相加算部後段の処理を行ってもよい。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 1 3 6

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 1 3 6】

以上のように、本実施の形態に係るビームフォーミング方法により、超音波診断装置は
、検体の検査対象領域の検体の体表からの深度に応じて、感度死角の狭角度化の度合いを
調整することができる。

【手続補正 4】

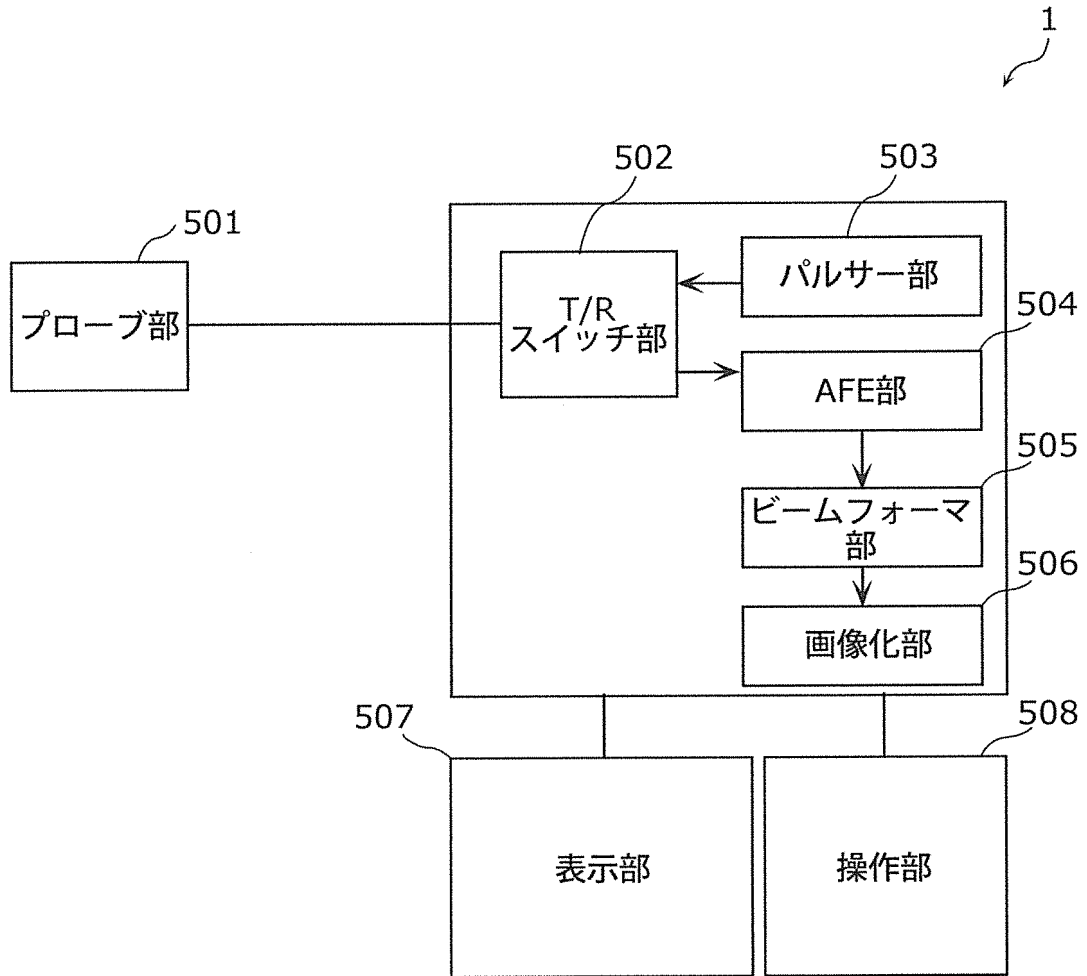
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図 1

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図1】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/002850
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/00(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) A61B8/00 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 1996-2013 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013 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.
X	WO 2011/057252 A1 (SONOSITE, INC.), 12 May 2011 (12.05.2011), entire text; all drawings; particularly, paragraphs [0053] to [0071], [0091], [0123], [0124] & EP 2498683 A & WO 2011/057252 A1 & CN 102753104 A & JP 2013-509971 A	1-11
A	JP 2009-506683 A (Step Communications Corp.), 12 February 2009 (12.02.2009), entire text; all drawings & JP 4782202 B & US 2007/0047743 A1 & EP 1917838 A & WO 2007/025265 A2 & KR 10-2008-0064808 A & CN 101288335 A & KR 10-0978823 B	1-11
<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 16 May, 2013 (16.05.13)		Date of mailing of the international search report 28 May, 2013 (28.05.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002850

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-526291 A (Crystalview Medical Imaging Ltd.), 24 July 2008 (24.07.2008), entire text; all drawings & US 2008/0262352 A1 & US 2012/0157851 A1 & EP 1842079 A & WO 2006/070362 A2	1-11
A	US 2009/0141957 A1 (UNIVERSITY OF SOUTHERN CALIFORNIA), 04 June 2009 (04.06.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-11
A	JP 10-127635 A (Aloka Co., Ltd.), 19 May 1998 (19.05.1998), entire text; all drawings (Family: none)	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2013/002850									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(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. A61B8/00											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2013年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2013年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2013年	日本国実用新案登録公報	1996-2013年	日本国登録実用新案公報	1994-2013年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2013年										
日本国実用新案登録公報	1996-2013年										
日本国登録実用新案公報	1994-2013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									
X	WO 2011/057252 A1 (SONOSITE, INC.) 2011.05.12, 全文, 全図, 特 に、段落[0053]-[0071], [0091], [0123], [0124] & EP 2498683 A & WO 2011/057252 A1 & CN 102753104 A & JP 2013-509971 A	1-11									
A	JP 2009-506683 A (ステップ・コミュニケーションズ・コーポレー ション) 2009.02.12, 全文, 全図 & JP 4782202 B & US 2007/0047743 A1 & EP 1917838 A & WO 2007/025265 A2 & KR 10-2008-0064808 A & CN 101288335 A & KR 10-0978823 B	1-11									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的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 16.05.2013		国際調査報告の発送日 28.05.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JJP) 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	2Q 9208								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2013/002850

C (続き) . 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 2008-526291 A (クリスタルビュー メディカル イメージング リミテッド) 2008.07.24, 全文, 全図 & US 2008/0262352 A1 & US 2012/0157851 A1 & EP 1842079 A & WO 2006/070362 A2	1-11
A	US 2009/0141957 A1 (UNIVERSITY OF SOUTHERN CALIFORNIA) 2009.06.04, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 10-127635 A (アロカ株式会社) 1998.05.19, 全文, 全図 (ファ ミリーなし)	1-11

様式PCT/ISA/210 (第2ページの続き) (2009年7月)

フロントページの続き

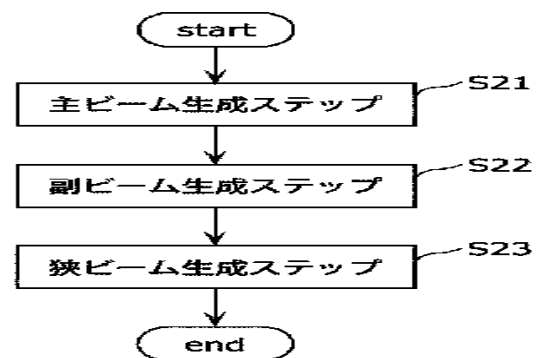
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(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)	束形成方法和超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2013161320A1	公开(公告)日	2015-12-24
申请号	JP2013540925	申请日	2013-04-26
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	金森 丈郎 渡邊 泰仁 津島 峰生		
发明人	金森 丈郎 渡邊 泰仁 津島 峰生		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/02 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/5207 G01S7/52047 G01S15/8915 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE01 4C601/HH29 4C601/JB45 4C601/JB47		
代理人(译)	中岛 四郎		
优先权	2012104166 2012-04-27 JP		
其他公开文献	JP5489144B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种波束形成方法，包括：通过集中在第一区域上，对接收回波信号进行延迟和求和，来产生 (S21) 主波束信号；以及产生 (S22) 对从第一区域反射的超声信号具有低灵敏度的子束信号；通过 (i) 计算用于使主光束信号的角度变窄的系数，以及 (ii) 将主光束信号乘以该系数来生成 (S23) 窄光束信号，其中，在子光束的生成 (S22) 中信号，子光束信号是使用差分信号生成的，该差分信号是两个光束信号之间的差，每个光束信号都是通过对接收回波信号执行延迟和求和运算而生成的，并且重点放在信号的两个区域中的一个与第一区域不同并且彼此不同的主题。



- S21 Main beamforming step
- S22 Secondary beamforming step
- S23 Narrow beamforming step