

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/183269

発行日 平成28年1月28日 (2016. 1. 28)

(43) 国際公開日 平成25年12月12日 (2013. 12. 12)

(51) Int.Cl. F 1 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 32 頁)

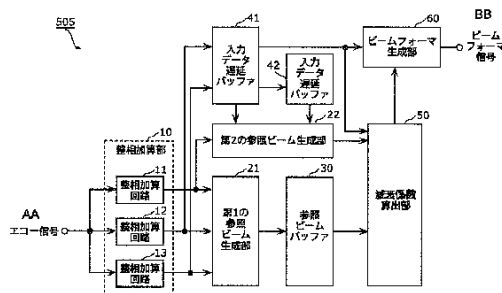
<p>出願番号 特願2013-540134 (P2013-540134)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2013/003461</p> <p>(22) 国際出願日 平成25年5月31日 (2013. 5. 31)</p> <p>(11) 特許番号 特許第5412604号 (P5412604)</p> <p>(45) 特許公報発行日 平成26年2月12日 (2014. 2. 12)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2012-126768 (P2012-126768)</p> <p>(32) 優先日 平成24年6月4日 (2012. 6. 4)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000005821                  パナソニック株式会社                  大阪府門真市大字門真1006番地</p> <p>(74) 代理人 100109210                  弁理士 新居 広守</p> <p>(74) 代理人 100137235                  弁理士 寺谷 英作</p> <p>(74) 代理人 100131417                  弁理士 道坂 伸一</p> <p>(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</p> <p>Fターム(参考) 4C601 EE01 EE04 HH29 JB09 JB34</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、およびビームフォーミング方法

(57) 【要約】

超音波診断装置は、第Nフレームにおいて算出された整相加算信号から第1の参照ビームを生成する第1の参照ビーム生成部(21)と、第N-1フレームにおいて算出された整相加算信号と、第Nフレームにおいて算出された整相加算信号と、第N+1フレームにおいて算出された整相加算信号とから第2の参照ビームを生成する第2の参照ビーム生成部(22)と、第1の参照ビームと第2の参照ビームとに基づいて、第Nフレームにおいて算出された整相加算信号に乘算する係数である減衰係数を算出する減衰係数算出部(50)と、減衰係数を、第Nフレームにおいて算出された整相加算信号に乗ずることによって、第Nフレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号を生成して出力するビームフォーマ生成部(60)とを備える。



- 10 Phasing addition unit
- 11, 12, 13 Phasing addition circuit
- 21 First reference beam generating unit
- 22 Second reference beam generating unit
- 30 Reference beam buffer
- 41, 42 Input data extension buffer
- 50 Attenuation coefficient calculation unit
- 60 Beamformer generation unit
- AA Echo signal
- BB Beamformer signal

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

超音波診断装置であって、

複数の受信素子が被検体から反射してくる超音波信号を受信し生成したエコー信号から、超音波画像を描画するための複数のラインそれぞれのビームフォーマ信号を生成するビームフォーマを備え、

前記ビームフォーマは、

フレームごとに、(i) 前記複数のラインのうちの 1 本のラインを、一定方向に決められた並び順に、当該フレームの対象ラインとして決定するとともに、前記対象ラインを真ん中のラインとして連続して並ぶ  $2k + 1$  ( $k$  は自然数) 本のラインを選択し、(ii) 前記エコー信号を整相加算することによって、前記対象ラインの整相加算信号である第 1 の整相加算信号と、選択した  $2k + 1$  本のラインのうち前記対象ライン以外のラインそれぞれの整相加算信号である第 2 の整相加算信号とを算出する整相加算部と、

第 N フレームにおいて算出された、前記第 1 の整相加算信号および前記第 2 の整相加算信号から第 1 の参照ビームを生成する第 1 の参照ビーム生成部と、

(i) 前記第 N フレームよりも 1 フレーム前のフレームである第 N - 1 フレームにおいて算出された前記第 2 の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も小さいラインの前記第 2 の整相加算信号と、(ii) 前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号と、(iii) 前記第 N フレームよりも 1 フレーム後のフレームである第 N + 1 フレームにおいて算出された前記第 2 の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も大きいラインの前記第 2 の整相加算信号と、から第 2 の参照ビームを生成する第 2 の参照ビーム生成部と、

前記第 1 の参照ビームと前記第 2 の参照ビームとに基づいて、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号を狭角度化するための係数である減衰係数を算出する減衰係数算出部と、

前記減衰係数を、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号に乗ずることによって、前記第 N フレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号を生成して出力するビームフォーマ生成部とを備える

超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記整相加算部は、フレームごとに、前記対象ラインを真ん中のラインとして連続して並ぶ 3 本のラインを選択し、前記第 1 の整相加算信号と、前記対象ラインに隣接する 2 つのラインそれぞれの整相加算信号である前記第 2 の整相加算信号とを算出し、

前記第 1 の参照ビーム生成部は、前記第 N フレームにおいて算出された、前記第 1 の整相加算信号および 2 つの前記第 2 の整相加算信号から前記第 1 の参照ビームを生成する

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記第 N フレームにおける対象ラインが前記複数のラインの一番端のラインである場合、または、前記第 N フレームにおける対象ラインが前記複数のラインの端から 2 番目のラインである場合、

前記ビームフォーマ生成部は、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号を、前記第 N フレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号として出力する

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記第 N フレームにおける対象ラインが前記複数のラインの端から 2 番目のラインである場合、

前記減衰係数算出部は、前記第 1 の参照ビームおよび前記第 2 の参照ビームのうち前記第 1 の参照ビームのみに基づいて定められる前記減衰係数を算出し、

前記ビームフォーマ生成部は、前記第 1 の参照ビームのみに基づいて定められる減衰係数を、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号に乗ずることによ

10

20

30

40

50

て、前記第 N フレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号を生成して出力する  
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】

前記第 1 の参照ビーム生成部は、前記第 N フレームにおいて算出された 2 つの前記第 2 の整相加算信号の差を、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号に乗ずることによって、前記第 1 の参照ビームを生成し、

前記第 2 の参照ビーム生成部は、前記第 N - 1 フレームにおいて算出された前記第 2 の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も小さいラインの前記第 2 の整相加算信号、および、前記第 N + 1 フレームにおいて算出された前記第 2 の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も大きいラインの前記第 2 の整相加算信号の差を、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号に乗ずることによって、前記第 2 の参照ビームを生成する

10

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 の参照ビーム生成部は、前記第 N フレームにおいて算出された 2 つの前記第 2 の整相加算信号の差と、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号と、所定の係数 とを乗ずることによって、前記第 1 の参照ビームを生成し、

前記第 2 の参照ビーム生成部は、前記第 N - 1 フレームにおいて算出された前記第 2 の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も小さいラインの前記第 2 の整相加算信号、および、前記第 N + 1 フレームにおいて算出された前記第 2 の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も大きいラインの前記第 2 の整相加算信号の差と、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号と、所定の係数 とを乗ずることによって、前記第 2 の参照ビームを生成する

20

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記減衰係数算出部は、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号を A、前記第 1 の参照ビームを C、前記第 2 の参照ビームを E とした場合に、前記減衰係数である G を以下の式によって算出する

【数 1】

$$G(m, n) = \frac{|A|^2 - |C| - |E|}{|A|^2}$$

30

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記減衰係数算出部は、前記複数の受信素子の位置から前記超音波信号の反射の起点となる位置までの距離に応じて、( i ) 前記第 1 の参照ビームと前記第 2 の参照ビームとの両方に基づいて前記減衰係数を算出するか ( i i ) 前記第 1 の参照ビームおよび前記第 2 の参照ビームのうち前記第 1 の参照ビームのみに基づいて前記減衰係数を算出するか ( i i i ) 前記減衰係数を 1 として算出するか、を切り替えて実行する

40

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記減衰係数算出部は、前記第 N フレームにおける対象ラインの前記並び順の順番に応じて、( i ) 前記第 1 の参照ビームと前記第 2 の参照ビームとの両方に基づいて前記減衰係数を算出するか ( i i ) 前記第 1 の参照ビームおよび前記第 2 の参照ビームのうち前記第 1 の参照ビームのみに基づいて前記減衰係数を算出するか ( i i i ) 前記減衰係数を 1 として算出するか、を切り替えて実行する

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

50

複数の受信素子が被検体から反射してくる超音波信号を受信し生成したエコー信号から、超音波画像を描画するための複数のラインそれぞれのビームフォーマ信号を生成するビームフォーミング方法であって、

フレームごとに、(i)前記複数のラインのうちの本のラインを、一定方向に決められた並び順に、当該フレームの対象ラインとして決定するとともに、前記対象ラインを真ん中のラインとして連続して並ぶ $2k+1$ ( $k$ は自然数)本のラインを選択し、(ii)前記エコー信号を整相加算することによって、前記対象ラインの整相加算信号である第1の整相加算信号と、選択した $2k+1$ 本のラインのうち前記対象ライン以外のラインそれぞれの整相加算信号である第2の整相加算信号とを算出する整相加算ステップと、

第Nフレームにおいて算出された、前記第1の整相加算信号および前記第2の整相加算信号から第1の参照ビームを生成する第1の参照ビーム生成ステップと、

(i)前記第Nフレームよりも1フレーム前のフレームである第N-1フレームにおいて算出された前記第2の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も小さいラインの前記第2の整相加算信号と、(ii)前記第Nフレームにおいて算出された前記第1の整相加算信号と、(iii)前記第Nフレームよりも1フレーム後のフレームである第N+1フレームにおいて算出された前記第2の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も大きいラインの前記第2の整相加算信号と、から第2の参照ビームを生成する第2の参照ビーム生成ステップと、

前記第1の参照ビームと前記第2の参照ビームとに基づいて、前記第Nフレームにおいて算出された前記第1の整相加算信号を狭角度化するための係数である減衰係数を算出する減衰係数算出ステップと、

前記減衰係数を、前記第Nフレームにおいて算出された前記第1の整相加算信号に乗ずることによって、前記第Nフレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号を生成して出力するビームフォーマ生成ステップとを含む

ビームフォーミング方法。

【請求項11】

請求項10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。

【請求項12】

複数の受信素子が被検体から反射してくる超音波信号を受信し生成したエコー信号から、超音波画像を描画するための複数のラインそれぞれのビームフォーマ信号を生成する集積回路であって、

フレームごとに、(i)前記複数のラインのうちの本のラインを、一定方向に決められた並び順に、当該フレームの対象ラインとして決定するとともに、前記対象ラインを真ん中のラインとして連続して並ぶ $2k+1$ ( $k$ は自然数)本のラインを選択し、(ii)前記エコー信号を整相加算することによって、前記対象ラインの整相加算信号である第1の整相加算信号と、選択した $2k+1$ 本のラインのうち前記対象ライン以外のラインそれぞれの整相加算信号である第2の整相加算信号とを算出する整相加算部と、

第Nフレームにおいて算出された、前記第1の整相加算信号および前記第2の整相加算信号から第1の参照ビームを生成する第1の参照ビーム生成部と、

(i)前記第Nフレームよりも1フレーム前のフレームである第N-1フレームにおいて算出された前記第2の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も小さいラインの前記第2の整相加算信号と、(ii)前記第Nフレームにおいて算出された前記第1の整相加算信号と、(iii)前記第Nフレームよりも1フレーム後のフレームである第N+1フレームにおいて算出された前記第2の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も大きいラインの前記第2の整相加算信号と、から第2の参照ビームを生成する第2の参照ビーム生成部と、

前記第1の参照ビームと前記第2の参照ビームとに基づいて、前記第Nフレームにおいて算出された前記第1の整相加算信号を狭角度化するための係数である減衰係数を算出する減衰係数算出部と、

10

20

30

40

50

前記減衰係数を、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号に乗ずることによって、前記第 N フレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号を生成して出力するビームフォーマ生成部とを備える

集積回路。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特にそのビームフォーミング方法に関するものである。

【背景技術】

10

【0002】

従来、超音波診断装置においては、受信した超音波信号のビームフォーミング方法として、一般的に、整相加算法 (DAS: Delay And Sum) と呼ばれる方法が使用されている (例えば、非特許文献 1)。

【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 (P42 - P45)

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

超音波診断装置は、通常、超音波画像の 1 ラインを描画するために 1 回の整相加算処理を行うが、1 ラインに対して隣接するラインの分を含めて複数の整相加算処理を行うことにより、画像の分解能を向上させるという方式が考えられる。

【0005】

しかしながら、整相加算処理は、多数の信号を処理することから、複数の整相加算処理を行う場合は、演算量を減らして信号処理の負荷を低減することが課題となる。

【0006】

そこで、本発明は、信号処理の負荷を低減するとともに画像の分解能を向上させることのできる超音波診断装置等を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様に係る超音波診断装置は、超音波診断装置であって、複数の受信素子が被検体から反射してくる超音波信号を受信し生成したエコー信号から、超音波画像を描画するための複数のラインそれぞれのビームフォーマ信号を生成するビームフォーマを備え、前記ビームフォーマは、フレームごとに、(i) 前記複数のラインのうち 1 本のラインを、一定方向に決められた並び順に、当該フレームの対象ラインとして決定するとともに、前記対象ラインを真ん中のラインとして連続して並ぶ  $2k+1$  (k は自然数) 本のラインを選択し、(i i) 前記エコー信号を整相加算することによって、前記対象ラインの整相加算信号である第 1 の整相加算信号と、選択した  $2k+1$  本のラインのうち前記対象ライン以外のラインそれぞれの整相加算信号である第 2 の整相加算信号とを算出する整相加算部と、第 N フレームにおいて算出された、前記第 1 の整相加算信号および前記第 2 の整相加算信号から第 1 の参照ビームを生成する第 1 の参照ビーム生成部と、(i) 前記第 N フレームよりも 1 フレーム前のフレームである第 N - 1 フレームにおいて算出された前記第 2 の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も小さいラインの前記第 2 の整相加算信号と、(i i) 前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号と、(i i i) 前記第 N フレームよりも 1 フレーム後のフレームである第 N + 1 フレームにおいて算出された前記第 2 の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も大きいラインの前記第 2 の整相加算信号と、から第 2 の参照ビームを生成する第 2 の参照ビーム生成部と、前記

40

50

第 1 の参照ビームと前記第 2 の参照ビームとに基づいて、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号を狭角度化するための係数である減衰係数を算出する減衰係数算出部と、前記減衰係数を、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号に乗ずることによって、前記第 N フレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号を生成して出力するビームフォーマ生成部とを備える。

【 0 0 0 8 】

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。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 0 9 】

本発明の超音波診断装置によれば、信号処理の負荷を低減するとともに画像の分解能を向上させることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【 図 1 】 図 1 は、整相加算法を説明するための模式図である。

【 図 2 】 図 2 は、複数ライン分のステップの取得方法を説明するための図である。

【 図 3 】 図 3 は、3 つの隣接する整相加算信号を用いたビームフォーマ信号の生成方法を示すブロック図である。

20

【 図 4 】 図 4 は、ビームフォーマ信号のビーム形状を示す第 1 の図である。

【 図 5 】 図 5 は、ビームフォーマ信号のビーム形状を示す第 2 の図である。

【 図 6 】 図 6 は、ビームフォーマ信号のビーム形状を示す第 3 の図である。

【 図 7 】 図 7 は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【 図 8 】 図 8 は、実施の形態 1 における、複数の受信素子と、ラインとの関係を説明するための模式図である。

【 図 9 】 図 9 は、従来 of ビームフォーマ部の構成を示す第 1 のブロック図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、従来 of ビームフォーマ部の構成を示す第 2 のブロック図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部のビームフォーマ信号の生成方法の概要を示す図である。

30

【 図 1 2 】 図 1 2 は、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部の構成を示すブロック図である。

【 図 1 3 】 図 1 3 は、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部の動作のフローチャートである。

【 図 1 4 】 図 1 4 は、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部のビームフォーマ信号の生成方法を示すブロック図である。

【 図 1 5 】 図 1 5 は、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部が生成したビームフォーマ信号のビーム形状を示す図である。

【 図 1 6 】 図 1 6 は、実施の形態 2 に係るビームフォーマ部の構成を示すブロック図である。

40

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 1 】

( 本発明の基礎となった知見 )

まず、背景技術で説明した整相加算法について詳細に説明する。

【 0 0 1 2 】

図 1 は、整相加算法を説明するための模式図である。

【 0 0 1 3 】

図 1 に示される超音波診断装置は、超音波信号を受信する複数の受信素子 2 0 1 と、各々の受信素子 2 0 1 に付随し、信号に対して遅延処理を行う遅延部 2 0 2 と、遅延部 2 0 2 からの出力信号のそれぞれを加算する加算部 2 0 3 とを有する。

50

## 【 0 0 1 4 】

図 1 において、例えば、図示されない送信部から超音波が被検体の中の観測点 S に向けて（観測点 S に焦点を合わせて）出射されたとする。送信部から出射された超音波は、被検体において反射し、複数の受信素子 2 0 1 のそれぞれに到達する。

## 【 0 0 1 5 】

ここで、例えば観測点 S において反射された信号は、受信素子 c には、遅延時間  $d_c$  で到達するが、受信素子 m には遅延時間  $d_m$  で到達する。

## 【 0 0 1 6 】

整相加算法では、信号の位相を合わせるために、受信素子 c で受信した信号を遅延時間  $d_m$ -遅延時間  $d_c$  だけ遅延させる。そして、整相加算法では、遅延させた信号（受信素子 c で受信した信号）を受信素子 m で受信した信号に加算することで、信号を増幅する。

10

## 【 0 0 1 7 】

つまり、整相加算法では、受信素子 2 0 1 が受信する信号を素子ごとに遅延処理を行った上で加算部 2 0 3 により加算し、加算部 2 0 3 から加算結果を出力する。

## 【 0 0 1 8 】

ところで、超音波診断装置では、超音波診断の精度を上げるために、超音波画像を高画質化させることが課題である。

## 【 0 0 1 9 】

超音波診断装置は、通常、超音波画像の 1 ラインを描画するために 1 回の整相加算処理を行うが、1 ラインに対して隣接するラインの分を含めて複数の整相加算処理を行うことにより、画像の分解能を向上させるという方式が考えられる。

20

## 【 0 0 2 0 】

図 2 は、複数ライン分の整相加算信号の取得方法を説明するための図である。

## 【 0 0 2 1 】

例えば、図 2 の ( a ) に示される 5 番目の受信素子 2 0 1 に対応するラインを描画する場合、まず、5 番目の受信素子 2 0 1 が中心となるように超音波を出射（送信）する。そして、図 2 の ( a ) に示されるように 1 ~ 9 番目の受信素子 2 0 1 を使用して整相加算をすることにより、5 番目の受信素子 2 0 1 を中心軸とした、5 番目のラインの整相加算信号が得られる。

## 【 0 0 2 2 】

同様に図 2 の ( b ) に示されるように 2 ~ 1 0 番目の受信素子 2 0 1 を用いれば 6 番目の受信素子 2 0 1 を中心軸とした 6 番目のラインの整相加算信号が得られる。また、図 2 の ( c ) に示されるように、3 ~ 1 1 番目の受信素子 2 0 1 を用いれば、7 番目の受信素子 2 0 1 を中心軸とした 7 番目のラインの整相加算信号が得られる。このように、隣接した 3 ライン分の整相加算信号を 1 回の超音波の送信で作ることができる。

30

## 【 0 0 2 3 】

このような、3 ライン分の整相加算信号を用いた、超音波画像の分解能向上方法について図 3 を用いて説明する。

## 【 0 0 2 4 】

図 3 は、3 つの隣接する整相加算信号を用いたビームフォーマ信号の生成方法を示すブロック図である。

40

## 【 0 0 2 5 】

図 3 において D A S ( m - 1 ) と記載される整相加算信号 4 0 1 は、例えば、図 2 の ( a ) において得られた 5 番目のラインの整相加算信号である。このとき、図 3 において D A S ( m ) と記載される整相加算信号 4 0 2 は、図 2 の ( b ) において得られた 6 番目のラインの整相加算信号である。同様に、図 3 において D A S ( m + 1 ) と記載される整相加算信号 4 0 3 は、図 2 の ( c ) において得られた 7 番目のラインの整相加算信号である。

## 【 0 0 2 6 】

なお、図 3 において信号は、 $A ( m, n )$  のように表される。ここで、 $m$  は、超音波画

50

像の水平方向（横方向、受信素子 201 の並び方向）の位置、すなわちライン番号（最終的に描画されるラインの番号）を示す。n は、超音波画像の垂直方向（縦方向、観測対象の深さ方向）の位置を示す。

【0027】

図3において、信号 A ( m , n ) は、m 番目のラインの（m 番目のラインを中心とする）整相加算信号 402 であり、図3では、DAS ( m ) とも記載される。

【0028】

信号 B ( m , n ) は、m + 1 番目のラインの整相加算信号 403 から、m - 1 番目のラインの整相加算信号 401 を減算した信号である。

【0029】

信号 C ( m , n ) は、信号 A ( m , n ) と、信号 B ( m , n ) と、所定の係数  $\alpha$  とを乗算した信号である。すなわち、下記の式1によって算出される。なお、所定の係数  $\alpha$  は、狭角度化の度合いを調整することによって信号 C ( m , n ) のビーム形状を信号 A ( m , n ) のビーム形状に一致させるための係数である。

【0030】

【数1】

$$C(m, n) = \alpha \cdot A(m, n) \cdot B(m, n) \quad \dots (式1)$$

【0031】

減衰係数算出部 50a は、信号 A ( m , n ) のパワー信号と、信号 C ( m , n ) の絶対値とに基づいて、雑音成分を抑圧する増幅率（減衰量、減衰係数）である G ( m , n ) を算出する。すなわち、減衰係数算出部 50a は、下記の式2に基づいて減衰係数を算出する。

【0032】

【数2】

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

【0033】

なお、信号 C ( m , n ) は、信号 A ( m , n ) と信号 B ( m , n ) とが乗算された信号であるため、信号 C ( m , n ) の次元はパワーである。したがって、式2では、信号 C ( m , n ) の絶対値と、信号 A ( m , n ) のパワーとを用いることによって両者の次元を一致させて、減衰係数が算出される。

【0034】

最後に信号 A ( m , n ) と増幅率 G ( m , n ) とを乗算してビームフォーマ信号 F ( m , n ) が生成される。

【0035】

【数3】

$$F(m, n) = A(m, n) \cdot G(m, n) \quad \dots (式3)$$

【0036】

以上のような式を用いることにより、m 番目のラインのビームフォーマ信号のビーム形状は、鋭角化される。

【0037】

図4～図6は、ビームフォーマ信号のビーム形状を示す図である。なお、図4～図6において、ビーム形状の計算の条件は、深さ n = 30 mm、開口 L = 64 素子、素子間隔

10

20

30

40

50

$d = 0.3 \text{ mm}$ 、送信周波数  $f = 5 \text{ MHz}$  である。なお、ビーム形状は、ある深さ  $n$  におけるライン  $m$  の対感度レベル特性を示すものである。

【0038】

整相加算信号 402 の信号  $A(m, n)$  は、図 4 において実線で示されるビーム形状を有する。また、整相加算信号 403 と整相加算信号 401 との差である信号  $B(m, n)$  は、図 4 の破線に示されるようなビーム形状を有する。

【0039】

信号  $B(m, n)$  は、 $m$  番目のライン  $m$  に対して対称な距離に位置する、 $m - 1$  番目のラインと  $m + 1$  番目のラインとにそれぞれ対応する 2 つの整相加算信号を減算することで得られる。したがって、 $m$  番目のラインの焦点位置に対しては、2 つの整相加算信号のレベルおよび位相は一致し、感度死角が形成される。

10

【0040】

信号  $B(m, n)$  は、 $m$  番目のラインとは異なる領域に焦点を持つ、 $m - 1$  番目のラインの整相加算信号と  $m + 1$  番目のラインの整相加算信号とを基に算出されるため、ビーム形状において最大感度を有する位置は、図 5 に示されるように、素子ピッチ（ラインの間隔）と同じ  $\pm 0.3 \text{ mm}$  の位置となる。信号  $A(m, n)$  を鋭角化するためには、信号  $B(m, n)$  よりも最大感度位置をより  $0 \text{ mm}$  に近づけた信号が必要であり、そのために信号  $C(m, n)$  が算出される。

【0041】

言い換えれば、信号  $C(m, n)$  は、信号  $B(m, n)$  の遮断域を信号  $A(m, n)$  の形状に一致させた信号であり、図 5 において破線で示されるようなビーム形状を有する。なお、図 5 では、信号  $A$  と次元を一致させるために、信号  $C$  のビーム形状として、 $\text{sqrt}(C(m, n))$  のビーム形状が図示されている。

20

【0042】

このような、信号  $C(m, n)$  を用いて式 2 によって増幅率  $G(m, n)$  を算出し、 $A(m, n)$  と増幅率  $G(m, n)$  とを乗算することによってビームフォーマ信号  $F(m, n)$  が生成される。ビームフォーマ信号  $F(m, n)$  のビーム形状は、図 6 の破線で示される。

【0043】

図 6 に示されるように、3 つの整相加算信号から生成されるビームフォーマ信号  $F(m, n)$  は、従来の 1 つの整相加算信号から生成されるビームフォーマ信号  $A(m, n)$  よりも鋭角化されている。つまり、図 6 に示されるようにビームフォーマ信号  $A(m, n)$  よりも指向性が高く、分解能の高い信号ビームフォーマ信号  $F(m, n)$  が生成される。

30

【0044】

以上の例では、3 つの整相加算信号を用いて、ビームフォーマ信号を鋭角化したが、3 よりも多くの整相加算信号を使用することにより、さらなる画質向上が望める。

【0045】

しかしながら、整相加算処理は、多数の信号を処理することから、複数の整相加算処理を行う場合は、演算量を減らして信号処理の負荷を低減することが課題となる。特に、4 つ以上の整相加算処理を行うことは、非常に信号処理の負荷が大きいため、難しい。

40

【0046】

そこで、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、超音波診断装置であって、複数の受信素子が被検体から反射してくる超音波信号を受信し生成したエコー信号から、超音波画像を描画するための複数のラインそれぞれのビームフォーマ信号を生成するビームフォーマを備え、前記ビームフォーマは、フレームごとに、(i) 前記複数のラインのうちの本のラインを、一定方向に決められた並び順に、当該フレームの対象ラインとして決定するとともに、前記対象ラインを真ん中のラインとして連続して並ぶ  $2k + 1$  ( $k$  は自然数) 本のラインを選択し、(ii) 前記エコー信号を整相加算することによって、前記対象ラインの整相加算信号である第 1 の整相加算信号と、選択した  $2k + 1$  本のラインのうち前記対象ライン以外のラインそれぞれの整相加算信号である第 2 の整相加算信号とを算出

50

する整相加算部と、第 N フレームにおいて算出された、前記第 1 の整相加算信号および前記第 2 の整相加算信号から第 1 の参照ビームを生成する第 1 の参照ビーム生成部と、( i ) 前記第 N フレームよりも 1 フレーム前のフレームである第 N - 1 フレームにおいて算出された前記第 2 の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も小さいラインの前記第 2 の整相加算信号と、( i i ) 前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号と、( i i i ) 前記第 N フレームよりも 1 フレーム後のフレームである第 N + 1 フレームにおいて算出された前記第 2 の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も大きいラインの前記第 2 の整相加算信号と、から第 2 の参照ビームを生成する第 2 の参照ビーム生成部と、前記第 1 の参照ビームと前記第 2 の参照ビームとに基づいて、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号を狭角度化するための係数である減衰係数を算出する減衰係数算出部と、前記減衰係数を、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号に乗ずることによって、前記第 N フレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号を生成して出力するビームフォーマ生成部とを備える。

10

**【 0 0 4 7 】**

本構成によって、同時に行う整相加算処理の数を減らして演算量を低減するとともに、画像の分解能を向上させることができる。

**【 0 0 4 8 】**

また、前記整相加算部は、フレームごとに、前記対象ラインを真ん中のラインとして連続して並ぶ 3 本のラインを選択し、前記第 1 の整相加算信号と、前記対象ラインに隣接する 2 つのラインそれぞれの整相加算信号である前記第 2 の整相加算信号とを算出し、前記第 1 の参照ビーム生成部は、前記第 N フレームにおいて算出された、前記第 1 の整相加算信号および 2 つの前記第 2 の整相加算信号から前記第 1 の参照ビームを生成してもよい。

20

**【 0 0 4 9 】**

本構成によると、1 フレームにおいて行われる整相加算処理は 3 つであるが、5 つの整相加算処理を行った場合と同等の分解能の画像を生成することができる。

**【 0 0 5 0 】**

また、前記第 N フレームにおける対象ラインが前記複数のラインの一番端のラインである場合、または、前記第 N フレームにおける対象ラインが前記複数のラインの端から 2 番目のラインである場合、前記ビームフォーマ生成部は、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号を、前記第 N フレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号として出力してもよい。

30

**【 0 0 5 1 】**

本構成によって、一番端のラインのビームフォーマ信号を適切に生成することができる。

**【 0 0 5 2 】**

また、前記第 N フレームにおける対象ラインが前記複数のラインの端から 2 番目のラインである場合、前記減衰係数算出部は、前記第 1 の参照ビームおよび前記第 2 の参照ビームのうち前記第 1 の参照ビームのみに基づいて定められる前記減衰係数を算出し、前記ビームフォーマ生成部は、前記第 1 の参照ビームのみに基づいて定められる減衰係数を、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号に乗ずることによって、前記第 N フレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号を生成して出力してもよい。

40

**【 0 0 5 3 】**

本構成によって、一番端から 2 番目のラインのビームフォーマ信号を適切に生成することができる。

**【 0 0 5 4 】**

また、前記第 1 の参照ビーム生成部は、前記第 N フレームにおいて算出された 2 つの前記第 2 の整相加算信号の差を、前記第 N フレームにおいて算出された前記第 1 の整相加算信号に乗ずることによって、前記第 1 の参照ビームを生成し、前記第 2 の参照ビーム生成部は、前記第 N - 1 フレームにおいて算出された前記第 2 の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も小さいラインの前記第 2 の整相加算信号、および、前記第 N + 1 フレーム

50

において算出された前記第2の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も大きいラインの前記第2の整相加算信号の差を、前記第Nフレームにおいて算出された前記第1の整相加算信号に乗ずることによって、前記第2の参照ビームを生成してもよい。

【0055】

また、前記第1の参照ビーム生成部は、前記第Nフレームにおいて算出された2つの前記第2の整相加算信号の差と、前記第Nフレームにおいて算出された前記第1の整相加算信号と、所定の係数とを乗ずることによって、前記第1の参照ビームを生成し、前記第2の参照ビーム生成部は、前記第N-1フレームにおいて算出された前記第2の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も小さいラインの前記第2の整相加算信号、および、前記第N+1フレームにおいて算出された前記第2の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も大きいラインの前記第2の整相加算信号の差と、前記第Nフレームにおいて算出された前記第1の整相加算信号と、所定の係数とを乗ずることによって、前記第2の参照ビームを生成してもよい。

10

【0056】

また、前記減衰係数算出部は、前記第Nフレームにおいて算出された前記第1の整相加算信号をA、前記第1の参照ビームをC、前記第2の参照ビームをEとした場合に、前記減衰係数であるGを、後述する式5によって算出してもよい。

【0057】

また、前記減衰係数算出部は、前記複数の受信素子の位置から前記超音波信号の反射の起点となる位置までの距離に応じて、(i)前記第1の参照ビームと前記第2の参照ビームとの両方に基づいて前記減衰係数を算出するか(i i)前記第1の参照ビームおよび前記第2の参照ビームのうち前記第1の参照ビームのみに基づいて前記減衰係数を算出するか(i i i)前記減衰係数を1として算出するか、を切り替えて実行してもよい。

20

【0058】

本構成により、例えば、ビーム形状が広くなりやすい、いわゆる深さが深い対象ラインに対して、減衰係数の算出に用いられる整相加算信号の数を多くする制御が可能である。すなわち、本構成によれば、深さに応じて超音波画像の分解能を向上させることができる。

【0059】

また、前記減衰係数算出部は、前記第Nフレームにおける対象ラインの前記並び順の順番に応じて、(i)前記第1の参照ビームと前記第2の参照ビームとの両方に基づいて前記減衰係数を算出するか(i i)前記第1の参照ビームおよび前記第2の参照ビームのうち前記第1の参照ビームのみに基づいて前記減衰係数を算出するか(i i i)前記減衰係数を1として算出するか、を切り替えて実行してもよい。

30

【0060】

本構成により、画像端のように整相加算信号の数が制限されるところや、画像中央のように整相加算信号の数に制限がないところなど、対象ラインの位置ごとに、減衰係数の算出に用いられる整相加算信号の数を変化させることができる。

【0061】

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。

40

【0062】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。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および接続形態、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。また、同じ構成要素には同じ符号

50

を付し、説明を省略する場合がある。

【0063】

(実施の形態1)

まず、実施の形態1に係る超音波診断装置の全体の構成について説明する。

【0064】

図7は、実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【0065】

超音波診断装置100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(ビームフォーマ)と、画像化部506と、表示部507と、操作部508とを備える。

10

【0066】

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、エコー信号を生成する。

【0067】

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から受信するエコー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。

【0068】

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。

【0069】

AFE部504は、プローブ部501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501が受信して生成するエコー信号を受信する。そして、AFE部504は、エコー信号の増幅などを行い、AD変換によりデジタル信号列に変換する。AFE部504は、いわゆるアナログフロントエンドに相当する。

20

【0070】

ビームフォーマ部505は、AFE部504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。

【0071】

画像化部506は、ビームフォーマ部505によって得られた信号から表示画像(超音波画像)を生成する。

30

【0072】

表示部507は、画像化部506が生成した表示画像を表示する。表示部507は、例えば、液晶ディスプレイや、有機EL(Electro Luminescence)ディスプレイなどの表示ディスプレイである。

【0073】

操作部508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508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。

【0074】

本発明は、特に、超音波のエコー信号を演算して超音波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505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、ビームフォーマ部505を導入することが可能である。

40

【0075】

なお、超音波診断装置100は、図7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502は不要である。また、プローブ部501が、パルサー部503を内蔵する構成であってもよいし、プローブ部501が、パルサー部503及びAFE部504を内蔵する構成であってもよい。さらに、プローブ部501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。

50

## 【0076】

実施の形態1においては、プローブ部501が有する複数の受信素子201と、ラインとの関係は、図8に示されるような関係となる。

## 【0077】

図8は、実施の形態1における、複数の受信素子と、ラインとの関係を説明するための模式図である。なお、図8の上の図は、表示部507の外観を示す図であり、図8の下の図は、プローブ部501を被検体204に当てた状態の断面図である。

## 【0078】

図8に示されるように、プローブ部501が有する、一列に並んだ $n$ 個の受信素子201のそれぞれに対応して、被検体204が $n$ 本のライン(領域)に区分されるものとする。また、図8に示されるように、深さ方向とは、被検体204のプローブ部501が当てられる面と略垂直な方向と定義される。

10

## 【0079】

この場合、図8に示されるように超音波診断装置100の表示部507には、フレームごとに生成されるビームフォーマ信号によって、フレームごとに1つのラインが表示される。すなわち、実施の形態1では、フレームとは、1つのラインを生成する時間の単位を意味する。また、以下の説明では、特に断りのない限り、各ラインは、フレームの進行とともに超音波画像の端から順番(1、2・・ $n$ の順)に描画されるものとする。

## 【0080】

なお、図示されないが超音波の送信は、プローブ部501が有する送信部によって行われる。送信部は、複数の受信素子201のそれぞれに対応する位置から被検体に向けて超音波を送信(出射)し、複数の受信素子201は、反射してきた信号を受信してエコー信号を生成する。

20

## 【0081】

なお、実際に表示部507に超音波画像を表示する際には、 $n$ 本のラインのままでは表示ライン数が少ない場合が考えられる。このような場合、例えば、補間処理を行うことによりラインの数を $2n$ 本に増加させる等して超音波画像が表示されてもよい。

## 【0082】

次に、超音波診断装置100の特徴構成である、ビームフォーマ部505について、従来の構成のビームフォーマ部と比較しながら説明する。

30

## 【0083】

まず、従来の構成のビームフォーマ部について説明する。

## 【0084】

図9は、従来のビームフォーマ部の構成を示すブロック図である。

## 【0085】

図9に示されるビームフォーマ部505aは、3つの整相加算回路11a、12a、および13aからなる整相加算部10aと、参照ビーム生成部21aと、減衰係数算出部50aと、ビームフォーマ生成部60aとを備える。

## 【0086】

整相加算部10aは、複数の受信素子201が被検体204から反射してくる超音波信号を受信し生成したエコー信号から、当該エコー信号を生成するために送信された超音波の送信位置(複数の受信素子201のいずれかの位置)を中心とする3つの整相加算信号を算出する。

40

## 【0087】

具体的には、送信位置に対応するラインを対象ラインとした場合、対象ラインの整相加算信号は、整相加算回路12によって算出(生成)される。対象ラインの両隣の整相加算信号は、整相加算回路11aおよび13aによってそれぞれ生成される。整相加算回路11a~13aによって生成された整相加算信号の各々は、参照ビーム生成部21aに入力される。

## 【0088】

50

参照ビーム生成部 2 1 a は、図 3 を用いて説明したように、整相加算回路 1 1 a ~ 1 3 a によって生成された整相加算信号の各々を用いて信号 B の遮断域を信号 A の形状に一致させた信号 C を生成する。信号 C は、参照ビーム生成部 2 1 a の出力となる。なお、参照ビーム生成部 2 1 a は、図 3 で説明した方法以外の手法を用いて参照ビームを生成してもよい。

【 0 0 8 9 】

減衰係数算出部 5 0 a は、上述の式 2 にしたがって、減衰係数を算出する。

【 0 0 9 0 】

ビームフォーマ生成部 6 0 は、減衰係数算出部 5 0 a が算出した減衰係数を、整相加算回路 1 2 a からの出力される対象ラインの整相加算信号に乗ずることより、対象ラインのビームフォーマ信号を生成する。

10

【 0 0 9 1 】

このようなビームフォーマ部 5 0 5 a によれば、3 つの整相加算信号を用いて、ビームフォーマ信号を鋭角化することができる（図 6 参照）。ここで、例えば、3 よりも多い 5 つの整相加算信号を使用するビームフォーマ部によれば、さらなる画質向上が望める。

【 0 0 9 2 】

図 1 0 は、5 つの整相加算信号を算出する従来のビームフォーマ部の構成を示すブロック図である。

【 0 0 9 3 】

図 1 0 に示されるビームフォーマ部 5 0 5 b は、5 つの整相加算回路 1 1 b、1 2 b、1 3 b、1 4 b、および 1 5 b からなる整相加算部 1 0 b と、参照ビーム生成部 2 1 b と、減衰係数算出部 5 0 b と、ビームフォーマ生成部 6 0 b とを備える。

20

【 0 0 9 4 】

整相加算部 1 0 b は、エコー信号から整相加算回路 1 1 b ~ 1 5 b を用いて 5 つの整相加算信号を算出する。算出された 5 つの整相加算信号は、参照ビーム生成部 2 1 b に入力され、以降は、ビームフォーマ部 5 0 5 a とほぼ同様の処理が行われる。

【 0 0 9 5 】

しかしながら、上述のように、整相加算処理は、エコー信号から整相加算信号を生成するために非常に多数のデータを扱うことから演算量が非常に大きい処理である。そのため、実際には 4 つ以上の整相加算信号を同時に算出することは困難である。

30

【 0 0 9 6 】

そこで、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部 5 0 5 では、対象ラインのビームフォーマ信号を、現フレームにおいて算出された整相加算信号に加えて、1 フレーム前のフレームにおいて算出された整相加算信号と、1 フレーム後のフレームにおいて算出された整相加算信号とを利用して生成する。

【 0 0 9 7 】

これにより、1 フレームにおいて算出される整相加算信号の数は、3 つであるが、5 つの整相加算信号を用いて狭角化されたビームフォーマ信号を生成することができる。

【 0 0 9 8 】

図 1 1 は、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部 5 0 5 のビームフォーマ信号の生成方法の概要を示す図である。

40

【 0 0 9 9 】

なお、図 1 1 においては、フレーム 1、2、3 の順に処理が行われ、フレーム 1 においては、対象ライン（中心となるライン）はライン 2、フレーム 2 においては、対象ラインは、ライン 3、フレーム 3 においては、対象ラインは、ライン 4 とする。

【 0 1 0 0 】

図 1 1 において一番左に示されるフレーム 1（フレーム 1 の時刻）においては、ライン 2 に対応する送信位置（ライン 2 に対応する受信素子 2 0 1 の位置）から超音波が送信される。フレーム 1 では、整相加算部は、この送信によって得られるエコー信号から、ライン 2 の整相加算信号である D A S 2 と、ライン 2 に隣接するライン 1 の整相加算信号であ

50

る D A S 1 と、ライン 2 に隣接するライン 3 の整相加算信号である D A S 3 とを算出する。

【 0 1 0 1 】

図 1 1 において中央に示される、フレーム 1 に続くフレーム 2 においては、ライン 3 に対応する送信位置から超音波が送信される。フレーム 2 では、整相加算部は、この送信によって得られるエコー信号から、ライン 3 の整相加算信号である D A S 3 と、ライン 2 の整相加算信号である D A S 2 と、ライン 4 の整相加算信号である D A S 4 とを算出する。

【 0 1 0 2 】

図 1 1 において右側に示される、フレーム 2 に続くフレーム 3 においては、ライン 4 に対応する送信位置から超音波が送信される。フレーム 3 では、整相加算部は、この送信によって得られるエコー信号から、ライン 4 の整相加算信号である D A S 4 と、ライン 3 の整相加算信号である D A S 3 と、ライン 5 の整相加算信号である D A S 5 とを算出する。

【 0 1 0 3 】

フレーム 1 およびフレーム 2 において算出された D A S のデータは、バッファに格納される。そして、フレーム 1 において算出された D A S 1 と、フレーム 2 において算出された D A S 2 ~ D A S 4 と、フレーム 3 において算出された D A S 5 とを用いて、ライン 3 のビームフォーマ信号が生成される。

【 0 1 0 4 】

以上のような方法により、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部 5 0 5 は、フレーム 3 以降のタイミングにおいて、フレーム 2 における対象ラインであるライン 3 のビームフォーマ信号を連続して並んだ 5 ライン分の整相加算信号から生成することができる。

【 0 1 0 5 】

本構成によると、1 フレームにおいて算出される整相加算信号の数は 3 つであるが、1 フレームにおいて 5 つの整相加算信号を算出した場合と同等の分解能の画像を生成することができる。

【 0 1 0 6 】

以下、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部 5 0 5 の構成および動作について説明する。

【 0 1 0 7 】

図 1 2 は、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部 5 0 5 の構成を示すブロック図である。

【 0 1 0 8 】

図 1 3 は、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部 5 0 5 の動作のフローチャートである。

【 0 1 0 9 】

図 1 2 に示されるように、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部 5 0 5 は、3 つの整相加算回路 1 1、1 2、および 1 3 からなる整相加算部 1 0 と、第 1 の参照ビーム生成部 2 1 と、第 2 の参照ビーム生成部 2 2 と、減衰係数算出部 5 0 と、ビームフォーマ生成部 6 0 と、参照ビームバッファ 3 0 と、入力データ遅延バッファ 4 1 および 4 2 とを備える。

【 0 1 1 0 】

ビームフォーマ部 5 0 5 は、上述のように、複数の受信素子 2 0 1 が被検体 2 0 4 から反射してくる超音波信号を受信し生成したエコー信号から、超音波画像を描画するための、順番に並んだ複数のラインそれぞれのビームフォーマ信号を生成する。

【 0 1 1 1 】

整相加算部 1 0 は、フレームごとにエコー信号から 3 つの整相加算信号を算出する（図 1 3 の S 1 0 1）。

【 0 1 1 2 】

具体的には、整相加算部 1 0 は、まず、フレームごとに、複数のラインのうち 1 本のラインを、複数のラインの並び順に、当該フレームの対象ラインとして決定するとともに、対象ラインを真ん中のラインとして連続して並ぶ 3 本のラインを選択する。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 1 3 】

上述の図 1 1 の例では、フレーム 1 においては、整相加算部 1 0 は、ライン 2 を対象ラインとして決定し、ライン 2 を真ん中のラインとして連続して並ぶライン 1 ~ 3 の 3 本のラインを選択する。次のフレーム 2 においては、整相加算部 1 0 は、ライン 3 を対象ラインとして決定し、ライン 3 を真ん中のラインとして連続して並ぶライン 2 ~ 4 の 3 本のラインを選択する。

## 【 0 1 1 4 】

また、整相加算部 1 0 は、フレームごとに、エコー信号を整相加算することによって、対象ラインの整相加算信号である第 1 の整相加算信号と、選択した 3 本のラインのうち対象ライン以外のラインそれぞれの整相加算信号である第 2 の整相加算信号とを算出する。

10

## 【 0 1 1 5 】

上述の図 1 1 の例では、フレーム 1 においては、整相加算部 1 0 は、ライン 2 の整相加算信号である第 1 の整相加算信号と、ライン 1 およびライン 3 の 2 本のラインそれぞれの整相加算信号である第 2 の整相加算信号を算出する。

## 【 0 1 1 6 】

なお、整相加算回路 1 2 は、第 1 の整相加算信号を算出し、整相加算回路 1 1 は、対象ラインに隣接する 2 つのラインのうち並び順の順番の大きいラインの整相加算信号を算出し、整相加算回路 1 3 は、対象ラインに隣接する 2 つのラインのうち並び順の順番の小さいラインの整相加算信号を算出する。

## 【 0 1 1 7 】

20

なお、第 1 の整相加算信号は、入力データ遅延バッファ 4 1 に格納され、1 フレーム後のフレームにおいても使用可能な状態となる。したがって、第 2 の参照ビーム生成部 2 2 は、現フレームにおいて、1 フレーム前のフレームにおいて算出された第 1 の整相加算信号を使用することができる。

## 【 0 1 1 8 】

同様に、第 2 の整相加算信号のうち並び順の順番の小さいほうのラインの第 2 の整相加算信号（整相加算回路 1 3 が算出した第 2 の整相加算信号）は、入力データ遅延バッファ 4 1 に格納された後、さらに入力データ遅延バッファに格納されている。したがって、第 2 の参照ビーム生成部 2 2 は、現フレームにおいて、2 フレーム前のフレームにおいて整相加算回路 1 3 が算出した第 2 の整相加算信号を使用することができる。

30

## 【 0 1 1 9 】

すなわち、上述の図 1 1 の例では、フレーム 3 において、入力データ遅延バッファ 4 2 には、2 フレーム前のフレームであるフレーム 1 において整相加算回路 1 3 が算出した信号（D A S 1）が格納されている。同様に、入力データ遅延バッファ 4 1 には、1 フレーム前のフレームであるフレーム 2 において整相加算回路 1 2 および整相加算回路 1 3 のそれぞれが算出した信号（D A S 2 および D A S 3）が格納されている。

## 【 0 1 2 0 】

また、整相加算部 1 0（整相加算回路 1 1 ~ 1 3）が算出した第 1 の整相加算信号および第 2 の整相加算信号は、第 1 の参照ビーム生成部 2 1 に入力され、第 1 の参照ビームが生成される。

40

## 【 0 1 2 1 】

第 1 の参照ビーム生成部 2 1 は、第 N フレームにおいて算出された、第 1 の整相加算信号および 2 つの第 2 の整相加算信号から第 1 の参照ビームを生成する（図 1 3 の S 1 0 2）。

## 【 0 1 2 2 】

上述の図 1 1 の例では、第 1 の参照ビーム生成部 2 1 は、フレーム 2 において算出されたライン 3 の整相加算信号である第 1 の整相加算信号（D A S 3）と、ライン 2 および 4 の 2 本のラインそれぞれの整相加算信号である第 2 の整相加算信号（D A S 2 および D A S 4）とを用いて第 1 の参照ビームを生成する。第 1 の参照ビームの生成方法の詳細については、後述する。

50

## 【 0 1 2 3 】

なお、第 1 の参照ビーム生成部 2 1 で生成された第 1 参照ビームは、参照ビームバッファ 3 0 に格納された後、減衰係数算出部 5 0 に入力される。これにより、減衰係数算出部 5 0 は、1 フレーム前のフレームにおいて生成された第 1 の参照ビームを現フレームにおいて使用することができる。

## 【 0 1 2 4 】

第 2 の参照ビーム生成部 2 2 は、第 N フレームよりも 1 フレーム前のフレームである第 N - 1 フレームにおいて算出された第 2 の整相加算信号のうち並び順の順番が最も小さいラインの第 2 の整相加算信号と、第 N フレームにおいて算出された第 1 の整相加算信号と、第 N フレームよりも 1 フレーム後のフレームである第 N + 1 フレームにおいて算出された第 2 の整相加算信号のうち並び順の順番が最も大きいラインの第 2 の整相加算信号とから第 2 の参照ビームを生成する ( 図 1 3 の S 1 0 3 )。第 2 の参照ビームの生成方法の詳細については、後述する。

10

## 【 0 1 2 5 】

上述の図 1 1 の例では、第 2 の参照ビーム生成部 2 2 は、フレーム 1 において算出されたライン 1 の第 2 の整相加算信号 ( D A S 1 ) と、フレーム 2 において算出されたライン 3 の第 1 の整相加算信号 ( D A S 3 ) と、フレーム 3 において算出されたライン 5 の第 2 の整相加算信号 ( D A S 5 ) とを用いて第 2 の参照ビームを生成する。

## 【 0 1 2 6 】

ここで、フレーム 1 において算出されたライン 1 の第 2 の整相加算信号は、第 N - 1 フレームにおいて算出された第 2 の整相加算信号のうち並び順の順番が最も小さいラインの第 2 の整相加算信号である。フレーム 2 において算出されたライン 3 の第 1 の整相加算信号は、第 N フレームにおいて算出された第 1 の整相加算信号であり、フレーム 3 において算出されたライン 5 の第 2 の整相加算信号は、第 N + 1 フレームにおいて算出された第 2 の整相加算信号のうち並び順の順番が最も大きいラインの第 2 の整相加算信号である。

20

## 【 0 1 2 7 】

減衰係数算出部 5 0 は、第 1 の参照ビームと第 2 の参照ビームとに基づいて定められる係数であって、第 N フレームにおいて算出された第 1 の整相加算信号を狭角度化するための係数である減衰係数を算出する ( 図 1 3 の S 1 0 4 )。減衰係数の算出方法の詳細については、後述する。

30

## 【 0 1 2 8 】

ビームフォーマ生成部 6 0 は、減衰係数算出部 5 0 が算出した減衰係数を、第 N フレームにおいて算出された第 1 の整相加算信号に乗ずることによって、第 N フレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号を生成して出力する ( 図 1 3 の S 1 0 5 )。

## 【 0 1 2 9 】

以上のような構成により、ビームフォーマ部 5 0 5 は、フレームごとに算出する整相加算信号の数は 3 ライン分のままで、5 ライン分の整相加算信号を用いてビームフォーマ信号を生成することができる。

## 【 0 1 3 0 】

なお、ビームフォーマ部 5 0 5 では、ステップ S 1 0 2 の処理は、第 N フレームにおいて行われ、ステップ S 1 0 3 ~ S 1 0 5 の処理は、第 N + 1 フレームにおいて行われるが、処理タイミングはこのようなタイミングに限定されるものではない。ステップ S 1 0 2 の処理は、第 N フレーム以降のフレームにおいて実行されてもよく、ステップ S 1 0 3 ~ S 1 0 5 の処理は、第 N + 1 フレーム以降のフレームにおいて実行されてもよい。

40

## 【 0 1 3 1 】

次に、第 1 の参照ビームおよび第 2 の参照ビームの生成方法と、これらを用いた減衰係数の算出方法 ( ビームフォーマ信号の生成方法 ) の詳細について説明する。

## 【 0 1 3 2 】

図 1 4 は、実施の形態 1 に係るビームフォーマ部のビームフォーマ信号の生成方法を示すブロック図である。なお、図 1 4 において、D A S ( m ) と記載される整相加算信号は

50

、 m 番目のラインの整相加算信号を意味する。

【 0 1 3 3 】

第 1 の参照ビーム生成部 2 1 は、第 N フレームにおいて算出された、第 1 の整相加算信号 4 0 2 ( D A S ( m ) ) と、第 2 の整相加算信号 4 0 1 ( D A S ( m - 1 ) ) と、第 2 の整相加算信号 4 0 3 ( D A S ( m + 1 ) ) とから第 1 の参照ビームを生成する。第 1 の参照ビームは、第 1 の整相加算信号 4 0 2 を A ( m , n ) とし、第 2 の整相加算信号 4 0 3 から第 2 の整相加算信号 4 0 1 を減算した信号を B ( m , n ) とした場合に、上述の式 1 を用いて算出される C ( m , n ) に相当する。

【 0 1 3 4 】

第 2 の参照ビーム生成部 2 2 は、第 N フレームにおいて算出された、第 1 の整相加算信号 4 0 2 ( D A S ( m ) ) と、第 N - 1 フレームにおいて算出された、第 2 の整相加算信号 4 0 4 ( D A S ( m - 2 ) ) と、第 N + 1 フレームにおいて算出された第 2 の整相加算信号 4 0 5 ( D A S ( m + 2 ) ) とから第 2 の参照ビームを生成する。

10

【 0 1 3 5 】

ここで、第 1 の整相加算信号 4 0 2 を A ( m , n ) とし、第 2 の整相加算信号 4 0 5 から第 2 の整相加算信号 4 0 4 を減算した信号を D ( m , n ) とした場合、第 2 の参照ビームは、下記の式 4 で示される E ( m , n ) に相当する。

【 0 1 3 6 】

【 数 4 】

$$E(m, n) = \beta \cdot A(m, n) \cdot D(m, n) \quad \cdot \cdot \text{(式 4)}$$

20

【 0 1 3 7 】

すなわち、信号 E ( m , n ) は、信号 A ( m , n ) と、信号 D ( m , n ) と、所定の係数 とを乗算した信号である。なお、信号 E ( m , n ) は、信号 D の遮断域を信号 A の形状に一致させた信号である。所定の係数 は、狭角度化の度合いを調整することによって信号 E ( m , n ) のビーム形状を信号 A ( m , n ) のビーム形状に一致させるための係数である。

【 0 1 3 8 】

減衰係数算出部 5 0 は、信号 A ( m , n ) のパワー信号と、信号 C ( m , n ) の絶対値と、信号 E ( m , n ) の絶対値とに基づいて、減衰係数 G ( m , n ) を算出する。すなわち、減衰係数算出部 5 0 は、下記の式 5 に基づいて減衰係数を算出する。

30

【 0 1 3 9 】

【 数 5 】

$$G(m, n) = \frac{|A(m, n)|^2 - |C(m, n)| - |E(m, n)|}{|A(m, n)|^2} \quad \cdot \cdot \text{(式 5)}$$

【 0 1 4 0 】

最後に、ビームフォーマ生成部 6 0 は、信号 A ( m , n ) と増幅率 G ( m , n ) とを乗算してビームフォーマ信号 F ( m , n ) を生成する。

40

【 0 1 4 1 】

【 数 6 】

$$F(m, n) = A(m, n) \cdot G(m, n) \quad \cdot \cdot \text{(式 6)}$$

【 0 1 4 2 】

このような構成では、同一フレーム ( 同一時刻 ) に算出される整相加算信号は、 3 つであるが、 5 つの整相加算信号を用いてビームフォーマ信号を生成することができる。この

50

ような5つの整相加算信号を用いたビームフォーマ信号は、3つの整相加算信号を用いたビームフォーマ信号よりもさらに超音波画像の画質を向上させることができる。

【0143】

図15は、ビームフォーマ部505が生成したビームフォーマ信号のビーム形状を示す図である。

【0144】

図15の(a)では、従来の1つの整相加算信号から生成されるビームフォーマ信号のビーム形状が実線で示されている。また、図15の(a)では、図9を用いて説明したビームフォーマ部505aが3つの整相加算信号を用いて生成したビームフォーマ信号のビーム形状が破線で示されている。

10

【0145】

図15の(b)では、従来の1つの整相加算信号から生成されるビームフォーマ信号のビーム形状が実線で示されている。また、図15の(b)では、図12を用いて説明したビームフォーマ部505が5つの整相加算信号を用いて生成したビームフォーマ信号のビーム形状が破線で示されている。

【0146】

図15の(a)において破線で示されるビーム形状と、図15の(b)において破線で示されるビーム形状とを比較すると、図15の(b)において破線で示されるビーム形状では、特に、±0.7mmの位置における不要な信号成分が除去されている。すなわち、ビームフォーマ部505は、ビームフォーマ部505aよりもさらに超音波画像の画質を向上させることができる。

20

【0147】

なお、ビームフォーマ部505では、参照ビーム生成数は増えるが、整相加算処理に比べて参照ビームの生成による演算量は、かなり低い。したがって、ビームフォーマ部505によれば、3つの整相加算処理にわずかに演算量を加えただけで、5つの整相加算処理を行った場合と同等の性能のビームフォーマ信号を生成することが可能となる。

【0148】

なお、上記実施の形態では、式1および式4に示されるように、第1の参照ビーム及び第2の参照ビームは、所定の係数およびがそれぞれ乗算された信号として説明されたが、式1および式4において所定の係数およびは、乗算されなくてもよい。この場合、所定の係数およびは、式2および式5において、第1の参照ビームである信号C(m, n)および第2の参照ビームである信号E(m, n)にそれぞれ乗算されてもよい。

30

【0149】

なお、超音波画像の端のラインにおいては、3つまたは5つの整相加算信号を用いたビームフォーマ信号の生成ができない場合がある。

【0150】

例えば、図8に示される超音波画像では、1番目およびn番目のラインは、一番端のラインであるため、3つの整相加算信号を利用したビームフォーマ信号の生成ができない。

【0151】

このような場合、すなわち、第Nフレームにおける対象ラインが複数のラインの一番端のラインである場合、ビームフォーマ生成部60は、第Nフレームにおいて整相加算部10が算出した一番端のラインの第1の整相加算信号を、対象のラインのビームフォーマ信号としてそのまま出力してもよい。これにより、超音波画像の端部の画像がなくなることを防ぐことができる。

40

【0152】

同様に、図8に示される超音波画像では、2番目およびn-1番目のラインは、3つの整相加算信号を利用したビームフォーマ信号の生成は可能であるが、5つの整相加算信号を利用したビームフォーマ信号の生成は不可能である。

【0153】

このような場合、すなわち、第Nフレームにおける対象ラインが複数のラインの端から

50

2番目のラインである場合、減衰係数算出部50は、第1の参照ビームおよび第2の参照ビームのうち第1の参照ビームのみに基づいて定められる減衰係数を算出してもよい。そして、ビームフォーマ生成部60は、第1の参照ビームのみに基づいて定められる減衰係数を、第Nフレームにおいて算出された第1の整相加算信号に乗ずることによって、第Nフレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号を生成して出力してもよい。

【0154】

また、第Nフレームにおける対象ラインが複数のラインの端から2番目のラインである場合、ビームフォーマ生成部60は、第Nフレームにおいて整相加算部10が算出した端から2番目のラインの第1の整相加算信号を、対象のラインのビームフォーマ信号としてそのまま出力してもよい。

【0155】

これにより、超音波画像の端部の画像がなくなることを防ぐことができる。

【0156】

以上説明したように、実施の形態1に係るビームフォーマ部505は、フレームごとに算出する整相加算信号の数は3ライン分のままで、5ライン分の整相加算信号を用いてビームフォーマ信号を生成することができる。ビームフォーマ部505では、参照ビームの生成による演算量は増加するが、この演算量は、整相加算処理に比べてかなり低い。したがって、ビームフォーマ部505によれば、信号処理の負荷を低減するとともに画像の分解能を向上させることができる超音波診断装置100が実現される。

【0157】

(実施の形態2)

実施の形態1では、ビームフォーマ部505は、フレームごとに算出する整相加算信号の数は3ライン分のままで、5ライン分の整相加算信号を用いてビームフォーマ信号を生成した。しかしながら、ビームフォーマ部は、ビームフォーマ信号の生成方法を切り替えて実行してもよい。実施の形態2では、このような、ビームフォーマ信号の生成方法を切り替えることができるビームフォーマ部の例について説明する。

【0158】

図16は、実施の形態2に係るビームフォーマ部の構成を示すブロック図である。なお、図16において、図12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。

【0159】

図16に示されるビームフォーマ部505cにおいて、図12に示されるビームフォーマ部505と異なるところは、ビームフォーマ部505cは、制御部80と、乗算回路71~73とを備えるところである。なお、図16では、制御部80と、乗算回路71~73とは、減衰係数算出部50と別個に設けられているが、減衰係数算出部50の一機能として実現されてもよい。

【0160】

制御部80は、乗算回路71~73に係数を設定する。

【0161】

乗算回路71は、参照ビームバッファ30に格納された第1の参照ビームに係数を乗算して減衰係数算出部50に出力する。ここで、乗算回路71が乗じる係数は、上述の所定の係数である。

【0162】

乗算回路72は、第2の参照ビーム生成部22が生成した第2の参照ビームに係数を乗算して減衰係数算出部50に出力する。ここで、乗算回路72が乗じる係数は、上述の所定の係数である。

【0163】

乗算回路73は、入力データ遅延バッファ41に格納された第1の整相加算回路に係数を乗算して減衰係数算出部50に出力する。すなわち、上述の式5において信号A(m, n)には係数(以下、所定の係数とする)が乗算されてもよい。

【0164】

10

20

30

40

50

制御部 80 は、例えば、対象ラインの順番に応じて、所定の係数、およびのそれぞれを設定する。例えば、対象ラインが一番端のラインである場合には、制御部 80 は、 $\alpha = 0$ 、 $\beta = 1$  にそれぞれ設定する。これにより、減衰係数算出部 50 が算出する減衰係数は 1 となり、ビームフォーマ生成部 60 は、対象ラインの第 1 の整相加算信号を、対象ラインのビームフォーマ信号としてそのまま出力する。なお「減衰係数が 1」とは、このように減衰係数が第 1 の整相加算信号を変化させない係数であることを意味する。

【0165】

また、例えば、対象ラインが端から 2 番目のラインである場合には、制御部 80 は、 $\alpha = 0$ 、 $\beta = 1$  にそれぞれ設定する。これにより、減衰係数算出部 50 が算出する減衰係数は、式 2 で示される減衰係数となる。すなわち、ビームフォーマ生成部 60 は、3 つの整相加算信号を用いて算出された減衰係数によってビームフォーマ信号を生成する。

10

【0166】

このように、制御部 80 と乗算回路 71 ~ 73 を設けることにより、減衰係数の算出に用いられる整相加算信号の数を対象ラインごとに調整することが可能となる。

【0167】

つまり、制御部 80 と乗算回路 71 ~ 73 とが減衰係数算出部 50 の一機能として実現される場合、減衰係数算出部 50 は、第 N フレームにおける対象ラインの順番に応じて、(1) 第 1 の参照ビームと第 2 の参照ビームとの両方に基づいて減衰係数を算出するか (2) 第 1 の参照ビームおよび第 2 の参照ビームのうち第 1 の参照ビームのみに基づいて減衰係数を算出するか (3) 減衰係数を 1 として算出するか、を切り替えて実行することができる。

20

【0168】

なお、制御部 80 は、対象ラインにおける、被検体 204 の表面から送信部が送信する超音波の焦点位置までの距離である「深さ」(図 8 に図示される「depth」方向の長さ)に応じて所定の係数、およびのそれぞれを設定してもよい。ここで「深さ」は、言い換えれば、複数の受信素子の位置から、被検体 204 内の、被検体 204 から反射してくる超音波信号(反射波)の反射の起点となる位置までの距離を意味する。

【0169】

一般に、深さが深い(長い)場合は、送信部が送信する超音波の周波数を低くする必要があり、ビームフォーマ信号のビーム形状が太くなる傾向がある。したがって、深さが深い場合は、5 つの整相加算信号を用いてビームフォーマ信号が生成されることが望ましい。すなわち、減衰係数算出部 50 は、第 1 の参照ビームと第 2 の参照ビームとの両方に基づいて減衰係数を算出することが望ましい。

30

【0170】

一方、深さが浅い(短い)場合は、送信部が送信する超音波の周波数を高くして、ビームフォーマ信号のビーム形状を細くすることができる。

【0171】

このような場合は、演算量の観点からは、1 つまたは 3 つの整相加算信号を用いてビームフォーマ信号が生成されることが望ましい。すなわち、減衰係数算出部 50 は、第 1 の参照ビームおよび第 2 の参照ビームのうち第 1 の参照ビームのみに基づいて減衰係数を算出するか、または、減衰係数を 1 として算出することが望ましい。

40

【0172】

ここで、上述のように制御部 80 と乗算回路 71 ~ 73 を設ければ、対象ラインの「深さ」に応じて減衰係数の算出に用いられる整相加算信号の数を調整することが可能となる。具体的には、例えば、対象ラインの深さが深い場合にはより多くの整相加算信号を用いてビームフォーマ信号を生成する制御が可能になる。

【0173】

なお、深さが閾値以上であるか否かに基づいて減衰係数の算出方法を切り替えられてもよい。

50

## 【0174】

この場合、制御部80と乗算回路71～73とが減衰係数算出部50の一機能として実現されるとすれば、減衰係数算出部50は、対象ラインの深さが第1の閾値以上である場合には、第1の参照ビームと第2の参照ビームとの両方に基づいて減衰係数を算出する。また、減衰係数算出部50は、対象ラインの深さが第1の閾値未満であってなおかつ第1の閾値よりも小さい第2の閾値以上である場合には、第1の参照ビームおよび第2の参照ビームのうち第1の参照ビームのみに基づいて減衰係数を算出する。さらに、減衰係数算出部50は、対象ラインの深さが第2の閾値未満である場合には、減衰係数を1として算出する。

## 【0175】

以上説明したように、実施の形態2に係るビームフォーマ部505cによれば、対象ラインの位置や深さに応じて減衰係数の算出方法を適応的に切り替えることが可能となる。

## 【0176】

(その他の実施の形態)

なお、本発明を上記実施の形態に基づいて説明してきたが、本発明は、上記の実施の形態に限定されない。以下のような場合も本発明に含まれる。

## 【0177】

上記の実施の形態では、整相加算部10は、フレームごとに3つの整相加算信号を生成し、減衰係数算出部50は、5つの整相加算信号を利用して減衰係数を算出した。しかしながら、例えば、整相加算部10は、フレームごとに5つの整相加算信号を生成し、減衰係数算出部50は、7つの整相加算信号を利用して減衰係数を算出してもよい。すなわち、整相加算部10がフレームごとに $2k+1$  ( $k$ は自然数、すなわち1以上の整数)個の整相加算信号を生成し、減衰係数算出部50が $2k+3$ の整相加算信号を利用して減衰係数を算出する構成であれば本発明の適用が可能である。

## 【0178】

なお、上記各実施の形態において、各構成要素は、専用のハードウェアで構成されるか、各構成要素に適したソフトウェアプログラムを実行することによって実現されてもよい。各構成要素は、CPUまたはプロセッサなどのプログラム実行部が、ハードディスクまたは半導体メモリなどの記録媒体に記録されたソフトウェアプログラムを読み出して実行することによって実現されてもよい。ここで、上記各実施の形態の超音波診断装置(ビームフォーマ)などを実現するソフトウェアは、次のようなプログラムである。

## 【0179】

すなわち、このプログラムは、コンピュータに、複数の受信素子が被検体から反射してくる超音波信号を受信し生成したエコー信号から、超音波画像を描画するための複数のラインそれぞれのビームフォーマ信号を生成するビームフォーミング方法であって、フレームごとに、(i)前記複数のラインのうちの1本のラインを、一定方向に決められた並び順に、当該フレームの対象ラインとして決定するとともに、前記対象ラインを真ん中のラインとして連続して並ぶ $2k+1$  ( $k$ は自然数)本のラインを選択し、(ii)前記エコー信号を整相加算することによって、前記対象ラインの整相加算信号である第1の整相加算信号と、選択した $2k+1$ 本のラインのうち前記対象ライン以外のラインそれぞれの整相加算信号である第2の整相加算信号とを算出する整相加算ステップと、第Nフレームにおいて算出された、前記第1の整相加算信号および前記第2の整相加算信号から第1の参照ビームを生成する第1の参照ビーム生成ステップと、(i)前記第Nフレームよりも1フレーム前のフレームである第N-1フレームにおいて算出された前記第2の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も小さいラインの前記第2の整相加算信号と、(ii)前記第Nフレームにおいて算出された前記第1の整相加算信号と、(iii)前記第Nフレームよりも1フレーム後のフレームである第N+1フレームにおいて算出された前記第2の整相加算信号のうち前記並び順の順番が最も大きいラインの前記第2の整相加算信号と、から第2の参照ビームを生成する第2の参照ビーム生成ステップと、前記第1の参照ビームと前記第2の参照ビームとに基づいて、前記第Nフレームにおいて算出された前記第

10

20

30

40

50

1の整相加算信号を狭角度化するための係数である減衰係数を算出する減衰係数算出ステップと、前記減衰係数を、前記第Nフレームにおいて算出された前記第1の整相加算信号に乗ずることによって、前記第Nフレームにおける対象ラインのビームフォーマ信号を生成して出力するビームフォーマ生成ステップとを含むビームフォーミング方法を実行させる。

【0180】

以上、一つまたは複数の態様に係る超音波診断装置（ビームフォーマ）について、実施の形態に基づいて説明したが、本発明は、この実施の形態に限定されるものではない。本発明の趣旨を逸脱しない限り、当業者が思いつく各種変形を本実施の形態に施したものや、異なる実施の形態における構成要素を組み合わせて構築される形態も、一つまたは複数の態様の範囲内に含まれてもよい。

10

【産業上の利用可能性】

【0181】

本発明は、多数の整相加算信号を利用して分解能の高いビームフォーミングを行い超音波画像の画質を向上させることができる超音波診断装置として有用である。

【符号の説明】

【0182】

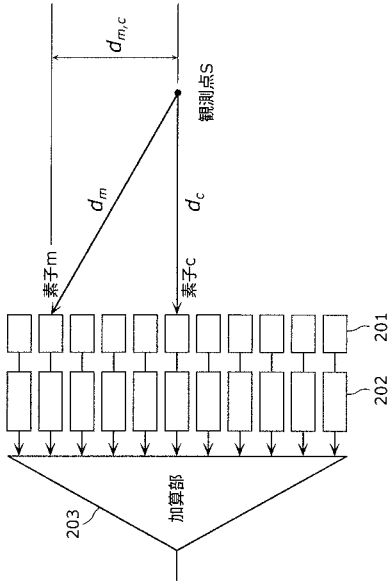
- 10、10a、10b 整相加算部
- 11～13、11a～13a、11b～15b 整相加算回路
- 21 第1の参照ビーム生成部
- 22 第2の参照ビーム生成部
- 21a、21b 参照ビーム生成部
- 30 参照ビームバッファ
- 41、42 入力データ遅延バッファ
- 50、50a、50b 減衰係数算出部
- 60、60a、60b ビームフォーマ生成部
- 71～73 乗算回路
- 80 制御部
- 100 超音波診断装置
- 201 受信素子
- 202 遅延部
- 203 加算部
- 204 被検体
- 401～405 整相加算信号
- 501 プローブ部
- 502 T/Rスイッチ部
- 503 パルサー部
- 504 AFE部
- 505、505a、505b、505c ビームフォーマ部（ビームフォーマ）
- 506 画像化部
- 507 表示部
- 508 操作部

20

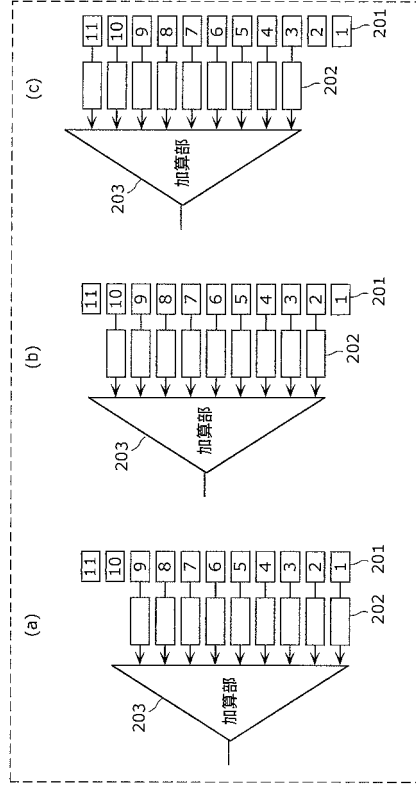
30

40

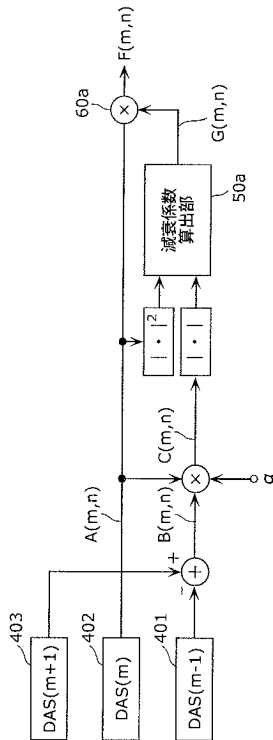
【 図 1 】



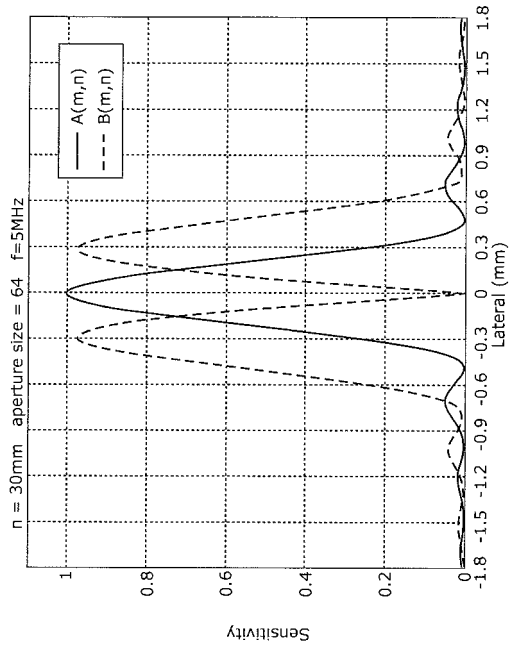
【 図 2 】



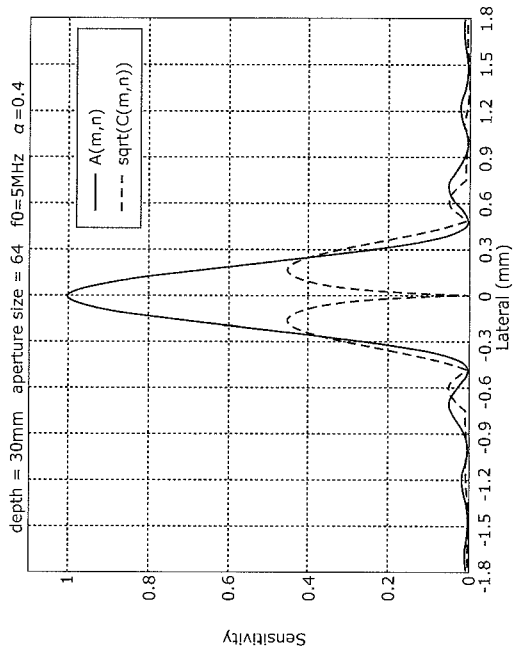
【 図 3 】



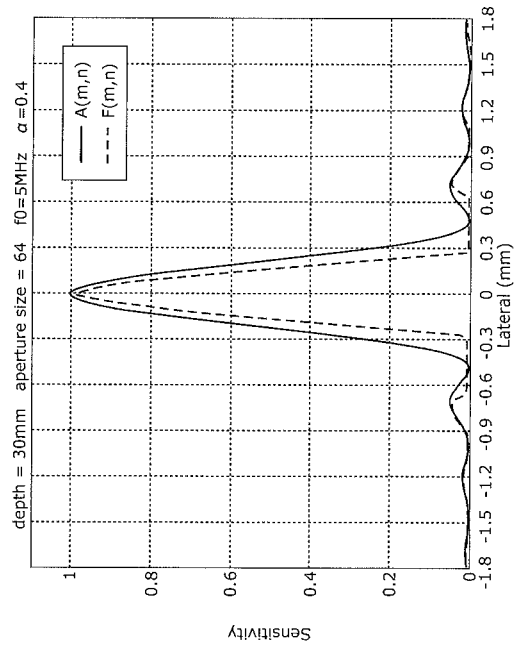
【 図 4 】



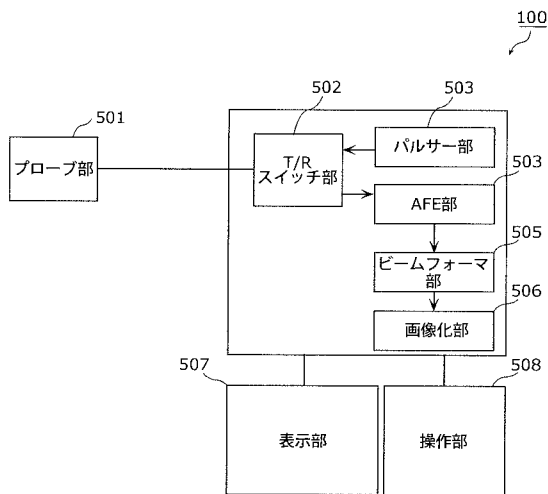
【 図 5 】



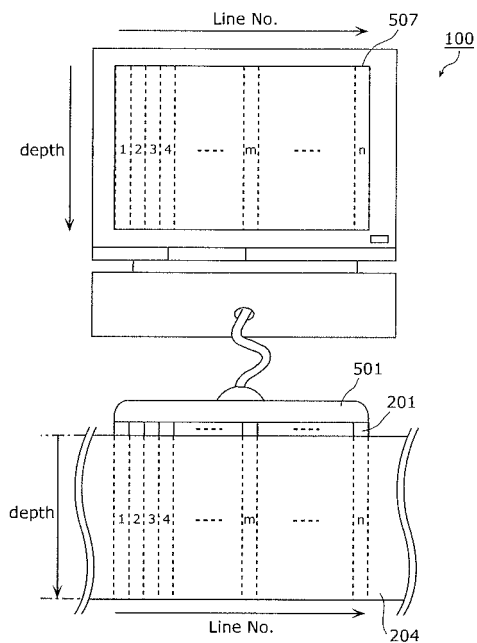
【 図 6 】



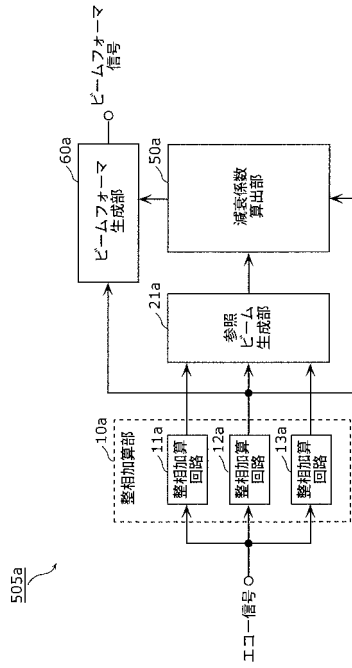
【 図 7 】



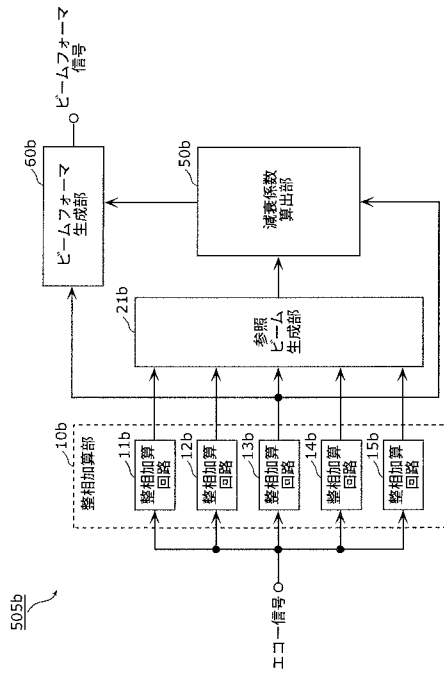
【 図 8 】



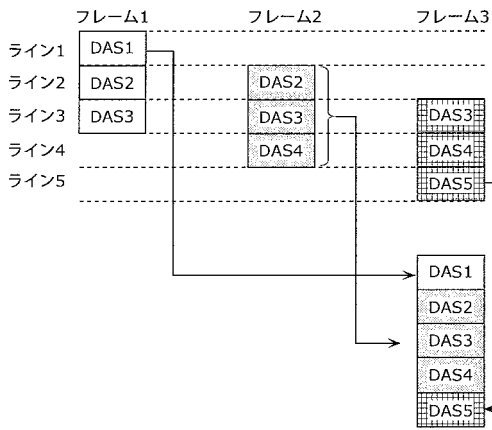
【図9】



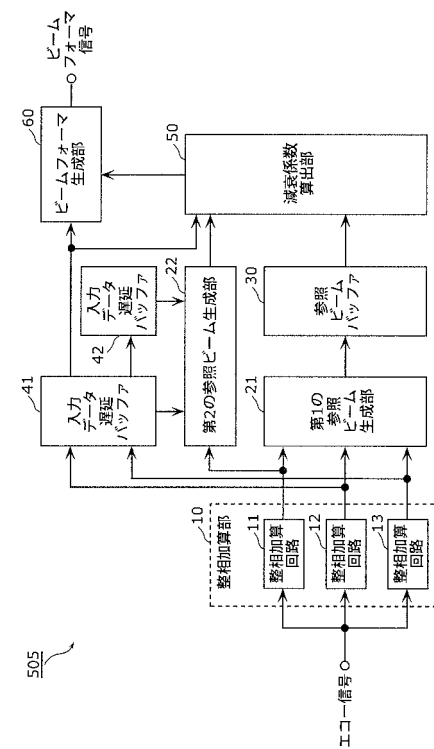
【図10】



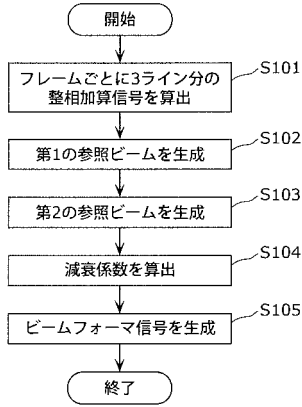
【図11】



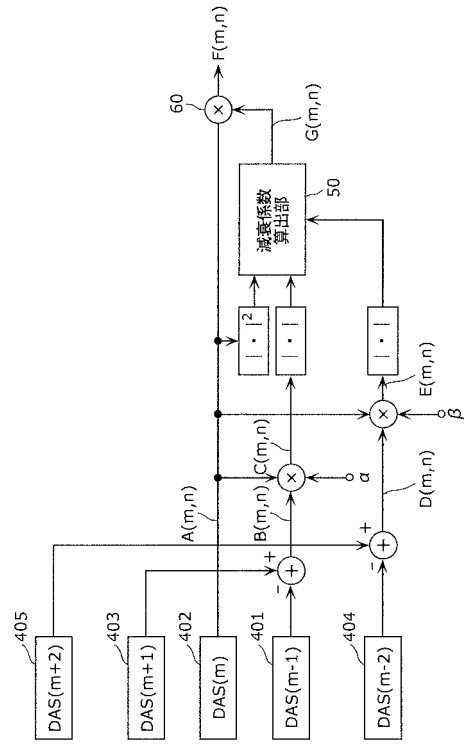
【図12】



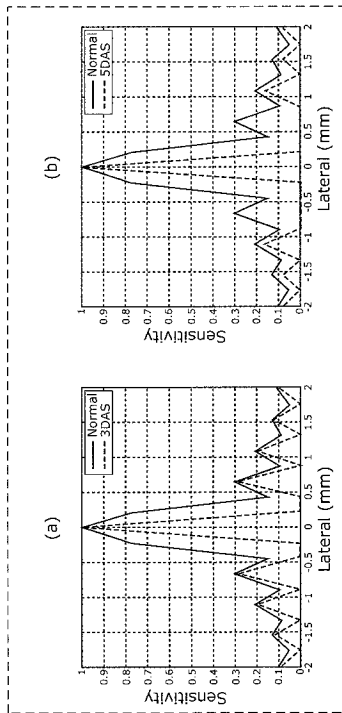
【 図 1 3 】



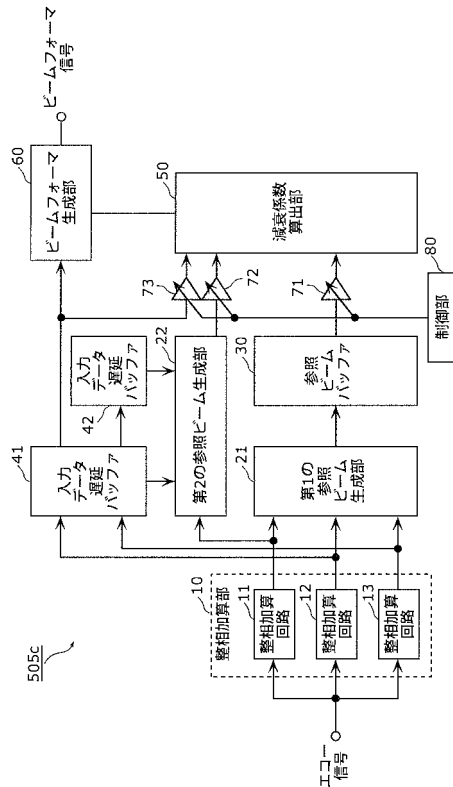
【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



【 図 1 6 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2013/003461
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/00(2006.01) i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> 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)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2011/057252 A1 (SONOSITE, INC.), 12 May 2011 (12.05.2011), entire text; all drawings; particularly, paragraphs [0053] to [0071], [0091], [0123], [0124] & JP 2013-509971 A & US 2012/0289835 A1 & EP 2498683 A & CN 102753104 A	1-12
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	1-12
<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 12 June, 2013 (12.06.13)		Date of mailing of the international search report 25 June, 2013 (25.06.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/003461

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	1-12
A	US 2009/0141957 A1 (UNIVERSITY OF SOUTHERN CALIFORNIA), 04 June 2009 (04.06.2009), entire text (Family: none)	1-12
A	JP 10-127635 A (Aloka Co., Ltd.), 19 May 1998 (19.05.1998), entire text; all drawings (Family: none)	1-12

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 0 3 4 6 1									
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									
A	WO 2011/057252 A1 (SONOSITE, INC.) 2011.05.12, 全文, 全図, 特に段落[0053]-[0071], [0091], [0123], [0124] & JP 2013-509971 A & US 2012/0289835 A1 & EP 2498683 A & CN 102753104 A	1-12									
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	1-12									
<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		の日の後に公表された文献									
「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		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 12.06.2013		国際調査報告の発送日 25.06.2013									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	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/JP2013/003461
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	1-12
A	US 2009/0141957 A1 (UNIVERSITY OF SOUTHERN CALIFORNIA) 2009.06.04, 全文, 全文 (ファミリーなし)	1-12
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)	1-12

## フロントページの続き

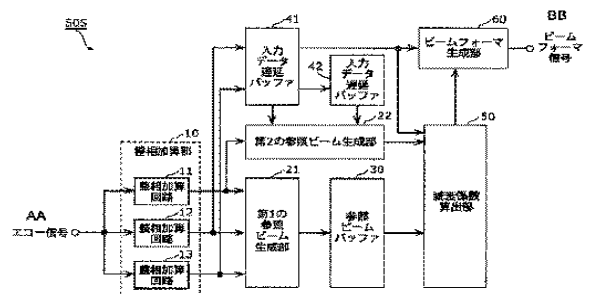
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, 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)	超声波诊断装置和波束形成方法		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2013183269A1</a>	公开(公告)日	2016-01-28
申请号	JP2013540134	申请日	2013-05-31
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	渡邊泰仁		
发明人	渡邊 泰仁		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/44 G01S7/52047 G01S7/52085 G10K11/346 G10K11/348		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/HH29 4C601/JB09 4C601/JB34		
代理人(译)	新居 広守 荣作Teratani Dozaka真一		
优先权	2012126768 2012-06-04 JP		
其他公开文献	JP5412604B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

该超声波诊断装置包括第一参考束产生单元(21)，该第一参考束产生单元(21)从在第N帧中计算出的相加信号和在第N-1帧中计算出的相加信号产生第一参考束。第二参考光束产生单元(22)，根据该信号，在第N帧中计算出的相位相加信号和在N+1帧中计算出的相位相加信号来产生第二参考光束，以及衰减系数计算单元(50)，基于第一参考光束和第二参考光束，计算衰减系数，该衰减系数是要与在第N帧中计算出的相位相加信号相乘的系数。波束形成器生成单元(60)，用于通过乘以在第N帧中计算出的定相加信号来生成并输出第N帧中的目标线的波束形成器信号。



- 10 Phasing addition unit
- 11, 12, 13 Phasing addition circuit
- 21 First reference beam generating unit
- 22 Second reference beam generating unit
- 30 Reference beam buffer
- 41, 42 Input data extension buffer
- 50 Attenuation coefficient calculation unit
- 60 Beamformer generation unit
- AA Echo signal
- BB Beamformer signal