

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-39702

(P2014-39702A)

(43) 公開日 平成26年3月6日(2014.3.6)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)F1  
A61B 8/00テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 18 頁)

|           |                              |          |                   |
|-----------|------------------------------|----------|-------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2012-183971 (P2012-183971) | (71) 出願人 | 000001007         |
| (22) 出願日  | 平成24年8月23日 (2012.8.23)       |          | キヤノン株式会社          |
|           |                              |          | 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 |
|           |                              | (74) 代理人 | 100085006         |
|           |                              |          | 弁理士 世良 和信         |
|           |                              | (74) 代理人 | 100100549         |
|           |                              |          | 弁理士 川口 嘉之         |
|           |                              | (74) 代理人 | 100106622         |
|           |                              |          | 弁理士 和久田 純一        |
|           |                              | (74) 代理人 | 100131532         |
|           |                              |          | 弁理士 坂井 浩一郎        |
|           |                              | (74) 代理人 | 100125357         |
|           |                              |          | 弁理士 中村 剛          |
|           |                              | (74) 代理人 | 100131392         |
|           |                              |          | 弁理士 丹羽 武司         |

最終頁に続く

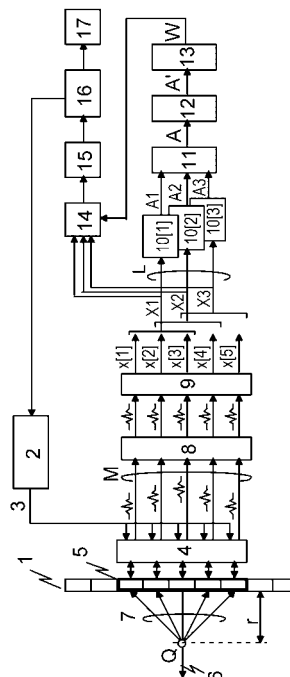
(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置、情報処理装置および被検体情報取得方法

## (57) 【要約】

【課題】被検体から受信された超音波に適応型信号処理を行って被検体内の画像データを生成する装置において、画像の品質を向上させる。

【解決手段】被検体から伝播する音響波を受信して受信信号に変換する複数の受信素子と、受信信号を用いて、受信信号に応じて受信の指向性を調整する適応型ビームフォーミングを行う適応型ビームフォーミング手段と、受信信号を用いて、予め定められた指向性を持つ整相加算型ビームフォーミングを行う整相加算型ビームフォーミング手段と、適応型ビームフォーミング手段及び整相加算型ビームフォーミング手段のうちの一方の出力信号を用いて、他方の出力信号に振幅変調を行う振幅変調手段と、振幅変調手段から出力された信号に基づいて被検体内の画像データを生成する手段を有する被検体情報取得装置を用いる。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体から伝播する音響波を受信し、電気信号である受信信号に変換する複数の受信素子と、

前記受信信号を用いて、当該受信信号に応じて受信の指向性を調整する適応型ビームフォーミングを行う適応型ビームフォーミング手段と、

前記受信信号を用いて、予め定められた指向性を持つ整相加算型ビームフォーミングを行う整相加算型ビームフォーミング手段と、

前記適応型ビームフォーミング手段及び前記整相加算型ビームフォーミング手段のうちの一方の出力信号を用いて、他方の出力信号に振幅変調を行う振幅変調手段と、

前記振幅変調手段から出力された信号に基づいて、前記被検体内の画像データを生成する手段と、

を有することを特徴とする被検体情報取得装置。

**【請求項 2】**

前記振幅変調手段は、前記適応型ビームフォーミング手段からの出力信号を用いて、前記整相加算型ビームフォーミング手段からの出力信号に振幅変調を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 3】**

前記適応型ビームフォーミング手段からの出力信号と、拘束ベクトルを用いて求めた信号強度と、に基づいて変調比率を計算する計算回路をさらに有し、

前記振幅変調手段は、前記変調比率を用いて、前記整相加算型ビームフォーミング手段からの出力信号に振幅変調を行う

ことを特徴とする請求項 2 に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 4】**

前記振幅変調手段は、時間に応じて変化する関数により補正した前記変調比率を用いて、前記振幅変調を行う

ことを特徴とする請求項 3 に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 5】**

前記振幅変調手段は、単調増加関数により前記変調比率を補正することを特徴とする請求項 4 に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 6】**

前記振幅変調手段は、時間的に変化するパラメータを含む線形補間式により前記変調比率を補正する

ことを特徴とする請求項 4 に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 7】**

前記振幅変調手段は、前記整相加算型ビームフォーミング手段からの出力信号を用いて、前記適応型ビームフォーミング手段からの出力信号に振幅変調を行う

ことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 8】**

前記複数の受信素子は一次元に配列されており、かつ、前記配列の方向に交差する方向で機械的に移動した各位置において前記受信信号を生成し、

前記適応型ビームフォーミング手段および前記整相加算型ビームフォーミング手段は、前記各位置における受信信号にビームフォーミングを行なって出力信号を生成し、前記振幅変調手段は、前記各位置において振幅変調を行うものであり、

複数の位置において前記振幅変調手段により生成され出力された信号を用いて、前記配列の方向に交差する方向におけるビームフォーミングが行われる

ことを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

**【請求項 9】**

前記適応型ビームフォーミングは、DCMP 法である

ことを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 10】

前記被検体から伝播する音響波とは、前記被検体に送信された超音波のエコー波であることを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

## 【請求項 11】

前記被検体から伝播する音響波とは、前記被検体に電磁波が照射されたときに発生する光音響波である

ことを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

## 【請求項 12】

被検体から伝播する音響波を受信した複数の受信素子から出力される受信信号に基づいて、前記被検体内の画像データを生成する情報処理装置であって、

前記受信信号を用いて、当該受信信号に応じて受信の指向性を調整する適応型ビームフォーミングを行う適応型ビームフォーミング手段と、

前記受信信号を用いて、予め定められた指向性を持つ整相加算型ビームフォーミングを行う整相加算型ビームフォーミング手段と、

前記適応型ビームフォーミング手段及び前記整相加算型ビームフォーミング手段のうちの一方の出力信号を用いて、他方の出力信号に振幅変調を行う振幅変調手段と、  
を有することを特徴とする情報処理装置。

## 【請求項 13】

複数の受信素子により、被検体から伝播する音響波を受信し、電気信号である受信信号に変換するステップと、

前記受信信号を用いて、当該受信信号に応じて受信の指向性を調整する適応型ビームフォーミングを行う適応型ビームフォーミングステップと、

前記受信信号を用いて、予め定められた指向性を持つ整相加算型ビームフォーミングを行う整相加算型ビームフォーミングステップと、

前記適応型ビームフォーミングステップ及び前記整相加算型ビームフォーミングステップのうちの一方の出力信号を用いて、他方の出力信号に振幅変調を行う振幅変調ステップと、

前記振幅変調された信号に基づいて、前記被検体内の画像データを生成する生成ステップと、

を有することを特徴とする被検体情報取得方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、被検体情報取得装置、情報処理装置および被検体情報取得方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波を用いて被検体内部の 3 次元構造を画像化する超音波イメージング装置は、安価かつ副作用の少ない超音波診断装置として、広く医療現場において活用されている。

超音波診断装置の性能は、超音波イメージング技術の向上により年々急速に向上している。この性能をさらに向上させる技術の一つとして、適応型信号処理を用いた画像再構成技術が研究されている。例えば、非特許文献 1 には適応型信号処理として D C M P 法 ( D i r e c t i o n a l l y C o n s t r a i n e d M i n i m i z a t i o n o f P o w e r : 方向拘束付電力最小化法 ) を用いた超音波ビームフォーミング技術が報告されている。

## 【0003】

D C M P 法はアダプティブアンテナ技術の一つとして開発された適応型信号処理技術である。D C M P 法は、所望方向からの到来電波の受信ゲインを一定にするという拘束条件のもとに受信の指向性を適応的に調整し、妨害波を含む全受信信号の強度を最小にする受信方法である。この方法によれば、信号強度に対する妨害波強度の比率を最小に出来るので、S N の良い信号を受信することができる。またこの方法によれば、整相加算に基づく

10

20

30

40

50

通常のビームフォーミング方法に比べて、再構成画像の分解能やコントラストを改善できることが知られている。DCMP法はCAPON法とも呼ばれている。

【0004】

特許文献2、特許文献3は、DCMP法を超音波イメージングに適用する場合の計算方法を開示している。特許文献1は、DCMP法に基づくビームフォーミングの出力信号と整相加算ビームフォーミングの出力信号とを比較し、小さい方の信号を出力するビーム信号合成方法を開示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-200926号公報

【特許文献2】米国特許出願公開第2003/0065262号明細書

【特許文献3】米国特許第6798380号明細書

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】J.F.Synnevag, et al. "Adaptive Beamforming Applied to Medical Ultrasound Imaging", IEEE Trans. ULTRASONIC, FERROELECTRICS, AND FREQUENCY CONTROL, VOL.54, NO.8, AUGUST 2007

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

DCMP法による超音波ビームフォーミングは再構成画像の分解能を大幅に向上するという長所がある。しかし、DCMP法には、フォーカス点から到来する信号成分と相関性のある相関性干渉波が雑音として入力されると、フォーカス点からの信号成分を打ち消してしまうという問題点も知られている。超音波イメージングの場合には、一つの送信波が様々な反射体で反射され、その合成信号が受信されるので、フォーカス点以外からの雑音波は原則として全て相関性干渉波であって、特にこの問題は重要である。

【0008】

この問題を解決するため、DCMP法を超音波画像に適用する場合には、相関行列の空間平均処理、相関行列の時間平均処理、相関行列対角項への微小正数加算など、通常多くの追加処理が必要とされている。これらの追加処理は、DCMP法の問題点を緩和し、様々な雑音波を含む受信信号に対してビームフォーミングのロバスト性を向上させる効果がある。

【0009】

しかしながらこれらの追加処理は、DCMP法の特徴をある程度減少させるため、これらの条件次第では、DCMP法の特徴が通常の整相加算ビーム法よりも悪くなることがあった。具体的には、DCMP法の方が分解能的には優位であるが、コントラストでは整相加算法の方が優位であるという状況が起こりやすかった。すなわち、DCMP法では分解能は良好だがコントラストには不満が残り、整相加算ビームフォーミングではコントラストは良好だが分解能に不満が残る。

【0010】

そこで、このように長所、短所の異なる二種以上のビームフォーミング方法の出力信号を合成し、それぞれの長所を強調した新たな出力信号生成手段が求められている。

【0011】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであって、その目的は、被検体から受信された超音波に適応型信号処理を行って被検体内の画像データを生成する装置において、画像の品質を向上させることにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は以下の構成を採用する。すなわち、

10

20

30

40

50

被検体から伝播する音響波を受信し、電気信号である受信信号に変換する複数の受信素子と、

前記受信信号を用いて、当該受信信号に応じて受信の指向性を調整する適応型ビームフォーミングを行う適応型ビームフォーミング手段と、

前記受信信号を用いて、予め定められた指向性を持つ整相加算型ビームフォーミングを行う整相加算型ビームフォーミング手段と、

前記適応型ビームフォーミング手段及び前記整相加算型ビームフォーミング手段のうちの一方の出力信号を用いて、他方の出力信号に振幅変調を行う振幅変調手段と、

前記振幅変調手段から出力された信号に基づいて、前記被検体内の画像データを生成する手段と、

を有することを特徴とする被検体情報取得装置である。

#### 【0013】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、

被検体から伝播する音響波を受信した複数の受信素子から出力される受信信号に基づいて、前記被検体内の画像データを生成する情報処理装置であって、

前記受信信号を用いて、当該受信信号に応じて受信の指向性を調整する適応型ビームフォーミングを行う適応型ビームフォーミング手段と、

前記受信信号を用いて、予め定められた指向性を持つ整相加算型ビームフォーミングを行う整相加算型ビームフォーミング手段と、

前記適応型ビームフォーミング手段及び前記整相加算型ビームフォーミング手段のうちの一方の出力信号を用いて、他方の出力信号に振幅変調を行う振幅変調手段と、

を有することを特徴とする情報処理装置である。

#### 【0014】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、

複数の受信素子により、被検体から伝播する音響波を受信し、電気信号である受信信号に変換するステップと、

前記受信信号を用いて、当該受信信号に応じて受信の指向性を調整する適応型ビームフォーミングを行う適応型ビームフォーミングステップと、

前記受信信号を用いて、予め定められた指向性を持つ整相加算型ビームフォーミングを行う整相加算型ビームフォーミングステップと、

前記適応型ビームフォーミングステップ及び前記整相加算型ビームフォーミングステップのうちの一方の出力信号を用いて、他方の出力信号に振幅変調を行う振幅変調ステップと、

前記振幅変調された信号に基づいて、前記被検体内の画像データを生成する生成ステップと、

を有することを特徴とする被検体情報取得方法である。

#### 【発明の効果】

#### 【0015】

本発明によれば、被検体から受信された超音波に適応型信号処理を行って被検体内の画像データを生成する装置において、画像の品質を向上させることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0016】

【図1】DCMP法を用いた従来の装置の構成を示す図。

【図2】整相加算法とDCMP法のライン波形の例を示す図。

【図3】実施例1に係る装置の構成を示す図。

【図4】1点ターゲットのエコー画像を用いて実施例1の効果を説明する図。

【図5】2点ターゲットのエコー画像を用いて実施例1の効果を説明する図。

【図6】実施例2に係る装置の構成を示す図。

【図7】実施例3に係る装置の構成を示す図。

【図8】実施例4に係る装置の構成を示す図。

10

20

30

40

50

【図 9】実施例 5 に係る装置の構成を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下に図面を参照しつつ、本発明の実施形態を詳しく説明する。ただし、以下に記載されている詳細な計算式、計算手順などは、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものであり、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

【0018】

本発明の被検体情報取得装置には、被検体に超音波を送信し、被検体内部で反射し伝播した反射波（エコー波）を受信して、被検体情報を画像データとして取得する超音波エコー技術を利用した超音波イメージング方法及び装置を含む。また、被検体に光（電磁波）を照射すると光音響効果により被検体内で発生し伝播した音響波を受信して、被検体情報を画像データとして取得する光音響イメージング方法及び装置を含む。

10

【0019】

前者の超音波エコー技術を利用した装置の場合、取得される被検体情報とは、被検体内部の組織の音響インピーダンスの違いを反映した情報である。後者の光音響効果を利用した装置の場合、取得される被検体情報とは、光照射によって生じた音響波の発生源分布、被検体内の初期音圧分布、あるいは初期音圧分布から導かれる光エネルギー吸収密度分布や吸収係数分布、組織を構成する物質の濃度分布を示す。物質の濃度分布とは、例えば、酸素飽和度分布や酸素化・還元ヘモグロビン濃度分布などである。

20

【0020】

本発明でいう音響波とは、典型的には超音波であり、音波、超音波、音響波と呼ばれる弾性波を含む。光音響効果により発生した音響波のことを、光音響波または光超音波と呼ぶ。音響検出器（例えば探触子）は、被検体内で発生又は反射して伝播した音響波を受信する。

【0021】

本発明は、被検体情報取得装置の行う各動作をコンピュータ等が制御して実現するための被検体情報取得方法としても捉えることができる。本発明はまた、探触子により取得済みの音響波から変換された電気信号が記憶装置に格納されている場合に、それらの信号を用いて被検体情報を画像データとして構成する情報処理装置として捉えることができる。

30

【0022】

以下の記載において整相加算とは、超音波探触子の複数の受信素子の位置と被検体内のターゲット位置を考慮して、被検体情報を求める処理を指す。より具体的には、音響波を送信した方向や音響波が帰ってくる位置（光音響効果を利用する場合は音響波が発生した位置）に応じて、複数の受信信号に対する遅延処理を行う。さらに、遅延処理後の複数の受信信号に対して加算処理を行う。つまり整相加算処理を実行する。このような整相加算処理は、被検体内の各位置からの音響波の音圧に対応する信号を生成する処理であり、受信ビームフォーミングに基づく処理である。

【0023】

整相加算処理の際に、複数の受信信号のそれぞれに重みを乗じた上で加算を行うことができる。すなわち、観察位置や送受信の条件は信号受信前に分かっているので、それら条件に応じて定められる重みを受信信号に乗じて加算処理することで、良好な画像を得ることができる。かかる重みとして、観察位置や送受信条件に応じて予め計算された固定の重みを用いる方法は、通常の整相加算処理において行われており、つまり固定型信号処理とも呼べる。

40

【0024】

さらに、乗算に用いる重みを受信信号に応じて適応的に変化させる方法、つまり適応型信号処理も行うことも可能であり、これには上述したDCMP法（CAPON法）などが含まれる。かかる適応型ビームフォーミングでは、受信信号に応じて受信の指向性が調整される。

50

## 【 0 0 2 5 】

このように得られた被検体内の各位置（ピクセルあるいはボクセル）での信号強度（ボリュームデータ）処理は、表示用の画像データを作成する意味で画像再構成とも呼ばれる場合がある。

## 【 0 0 2 6 】

本発明の詳細を説明する前に、従来の D C M P 法の実施例について説明する。

図 1 は、D C M P 法を用いた従来の被検体情報取得装置の構成である。図において、送信信号制御回路 2 は C P U 1 6 の指示により送信信号 3 を発生し、送受信制御回路 4 を介して超音波探触子 1 の超音波送受信素子群 5 を駆動し、パルス状の超音波ビーム 6 を送信する。

10

## 【 0 0 2 7 】

超音波ビーム 6 の反射によって発生した超音波エコー波 7 は、再び超音波送受信素子群 5 によって M チャネルの電気信号に変換され、送受信制御回路 4 を通って整相遅延回路 8 に送られる。送られた電気信号は A D 変換回路（不図示）によってデジタル信号に変換される。整相遅延回路 8 は超音波ビーム 6 上の任意の点 Q からのエコー信号の到着時刻が揃うように各信号の遅延時間を調整する。

## 【 0 0 2 8 】

複素変換回路 9 は遅延時間の調整された M チャネルの信号をそれぞれ複素信号に変換する。複素変換回路 9 における複素変換処理は、実数値列からなる入力信号を元に、各周波数成分の位相が 90°ずれた信号を生成し、その 90°位相のずれた信号を虚数部として付加することにより複素信号へと変換する。90°位相のずれた信号は、奇数タップ、奇対称係数の F I R フィルタを用いることにより計算できるので、複素変換回路 9 は容易に実現可能である。ここで、複素変換回路 9 の時刻 t の M チャネル出力信号を、以降の説明のために  $x[1, t]$ ,  $x[2, t]$ ,  $x[3, t]$ , ...,  $x[M, t]$  とおく。図では M は 5 に相当し、時刻 t の記載は省略している。

20

## 【 0 0 2 9 】

複素受信信号  $x[1, t]$ ,  $x[2, t]$ ,  $x[3, t]$ , ...,  $x[M, t]$  から複素相関行列  $A[t]$  を計算する手順は、相関性干渉波の影響を減衰させる方法として知られた空間平均法に従う。空間平均法においては、M 個の複素信号を数式 (1) のように L 個ずつ纏めてサブアレイ信号ベクトル  $X_j[t]$  を定義し、数式 (2) に従って、複素相関行列を計算する。数値 L は通常 M / 2 程度の数値が用いられる。数式 (2) において、 $X_j[t]$  の右肩の記号 H はベクトルの転置、複素共役を示す。

30

## 【 数 1 】

$$X_j[t] = \begin{pmatrix} x[j, t] \\ x[j+1, t] \\ \vdots \\ x[j+L-1, t] \end{pmatrix}, \quad j=1, 2, \dots, M-L+1 \quad (1)$$

40

$$A[t] = \frac{1}{M-L+1} \cdot \sum_{j=1}^{M-L+1} X_j[t] X_j[t]^H \quad (2)$$

## 【 0 0 3 0 】

図において、相関行列計算回路 10 [ 1 ]、10 [ 2 ]、10 [ 3 ] はサブアレイ信号ベクトル  $X_1[t]$ 、 $X_2[t]$ 、 $X_3[t]$  の相関行列をそれぞれ計算する回路である。平均回路 11 は計算された個々の相関行列を加算平均し、数式 (2) の複素相関行列  $A[t]$  を出力する回路である。図において、L は 3 に相当する。

## 【 0 0 3 1 】

50

相関行列修正回路 12 は、複素相関行列  $A[t]$  の対角項に  $\text{Trace}[A]$  に比例した  $\varepsilon \times \text{Trace}[A]$  を加算して修正複素相関行列  $A'[t]$  を得る計算回路である。ここで、 $\varepsilon$  は微小正数、 $\text{Trace}[A]$  は行列  $A$  の対角項の和を表す。対角項に  $\varepsilon \times \text{Trace}[A]$  を加算する処理は、後段の最適重み計算を安定化し、DCMP 法の出力のロバスト性を向上させる効果がある。計算式は数式 (3) の通りであり、式中の  $I$  は単位行列を表す。

【数 2】

$$A'[t] = A[t] + \varepsilon \cdot \text{Trace}[A[t]] \cdot I \quad (3)$$

10

【0032】

また、同様に DCMP 法の出力のロバスト性を向上させるために、複素相関行列  $A[t]$  を時間的に平均化することもあるが、図の実施例では省略している。

【0033】

重みベクトル計算回路 13 は、修正複素相関行列  $A'[t]$  と既知の拘束ベクトル  $C$  を用いて最適重みベクトル  $W[t]$  を計算する。最適重みベクトル  $W[t]$  は DCMP 法によれば、数式 (4) の拘束条件の下で数式 (5) の信号強度  $P$  を最小にするベクトル  $W[t]$  として与えられる。

【数 3】

$$W[t]^H C = 1 \quad (4)$$

20

$$P[t] = W[t]^H A'W[t] \quad (5)$$

【0034】

数式 (4) を拘束条件として  $P$  を最小とする最適重みベクトル  $W$  を求める問題は解析的に解くことができ、最適重みベクトル  $W[t]$  の解は数式 (6) で与えられる。 $A'[t]$  の右肩の  $-1$  は、 $A'[t]$  の逆行列を示す。また、拘束ベクトル  $C$  は受信すべき信号の到来方向を指定する既知のベクトルであり、整相遅延の出力信号に対しては通常全ての要素を 1 とするベクトルである。ここでは、後述の説明の都合で数式 (7) のように大きさを 1 に規格化した拘束ベクトルを用いる。重みベクトル計算回路 13 は、数式 (6) を計算する。

30

【0035】

【数 4】

$$W[t] = \frac{A'[t]^{-1} C}{C^H A'[t]^{-1} C} \quad (6)$$

$$C = \frac{1}{\sqrt{L}} \cdot \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ \vdots \\ 1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

40

【0036】

出力信号計算回路 14 は、最適重みベクトル  $W[t]$  とサブアレイ複素信号ベクトル  $X_j[t]$  とから、数式 (8) により複素出力信号  $Y(t)$  を計算する。さらに信号強度計算回路 15 は、出力信号  $Y$  から数式 (9) により出力信号強度  $Pow[t]$  を計算し、その結果を CPU 16 に転送する。

50

【数 5】

$$Y[t] = \sum_{j=1}^{M-L+1} X_j[t]^H W[t] \quad (8)$$

$$Pow[k] = |Y[t]|^2 \quad (9)$$

【0037】

10

これにより、CPU16は、送信ビーム経路上の高精度なエコー強度信号を入手することが出来る。CPU16は送信信号制御回路2によって超音波ビームの発信位置と方向を順次走査して各超音波ビーム経路上のエコー強度信号を収集し、それを元にエコー画像を作成して表示装置17に表示する。

【0038】

数式(1)から数式(9)の処理は、ディジタル回路手段、或いは汎用の高速計算機で計算できるので、上記の手順を行えばDCMP法に基づいた被検体情報取得装置が実現できる。

【0039】

以上、従来のDCMP法を超音波ビームフォーミングに適用した場合の実施例について詳しく説明した。ここで、DCMP法によって生成されたエコー画像は、例えば数式(3)に示す微小パラメータ $\varepsilon$ によって大きく変化することが知られている。微小パラメータ $\varepsilon$ を極めて小さく設定すると、被検体内部に存在する孤立した点ターゲットの解像度は大幅に向上するが、線状ターゲットなどの場合には周辺からの反射波との干渉により、信号強度が大幅に減少することがあった。

20

【0040】

また、微小パラメータ $\varepsilon$ を大きくしていくと、エコー画像はサブアレイ受信信号の整相加算エコー画像に漸近する。サブアレイ受信信号の信号数Lは元々の受信信号数Mの約半分で開口が狭いので、このことは微小パラメータ $\varepsilon$ を大きくすると通常のM素子信号の整相加算像よりも分解能の悪い整相加算像に漸近することを意味する。

30

【0041】

$\varepsilon$ パラメータの値を適切に選べばこれらの問題はある程度回避が可能である。しかし、 $\varepsilon$ パラメータの値を適切に選んだとしても、被検体内部の反射体の分布状況によっては通常の整相加算法よりも画像コントラストが低下することが避けられなかった。

【0042】

DCMP法のロバスト性を改善する方法として、相関行列を時間的に平滑化して最適重み計算に用いる方法も有効である。しかし、この方法も条件によって画像コントラストの低下をもたらすことがあった。また、受信信号に大きなランダム雑音が重畳した時にも、DCMP法の特性は、 $\varepsilon$ が大きな値として設定された場合と同様に分解能や画像コントラストの低下することがあった。

40

【0043】

図2は、ある条件下における整相加算法とDCMP法の出力エコー画像の1ライン波形を示したものである。図2(a)は孤立した点ターゲットの整相加算の結果、図2(b)はそのDCMP法の結果、(c)は分離した2点ターゲットの整相加算の結果、(d)はそのDCMP法の結果、をそれぞれ示している。これを見ると、DCMP法のエコー画像はピークの幅が整相加算法よりも狭くなっており、分解能的には優れていることが分かる。しかし、DCMP法のエコー画像はピークから離れたところでの信号レベルが大きくなり、コントラストの面では劣っていることが分かる。

【0044】

このような状況に鑑み、二つの性質の異なったビームフォーミング方法の出力を合成し

50

、両方の長所を生かした新たな出力信号を生成することが求められている。言い換えると、被検体から受信された超音波に適応型信号処理（DCMP法）を行って被検体内の画像データを生成する装置において、画像の品質を向上させることが必要とされている。

【0045】

<実施例1>

図3は、実施例1に係る装置を示したものである。実施例1では、図1の従来の実施例に比較して、出力信号計算回路14の代わりにブロック21から25を追加している。以下、この相違点を中心に説明を行う。

【0046】

信号強度計算回路21は、数式(10)に基づいて、修正相関行列 $A'[t]$ と最適重みベクトル $W[t]$ とからDCMP法に基づく出力信号強度 $P_w$ を計算する。

【数6】

$$P_w[t] = W[t]^H A'[t] W[t] \quad (10)$$

【0047】

また、信号強度計算回路22は、数式(11)に基づいて、修正相関行列 $A'[t]$ と拘束ベクトル $C$ とから、受信すべき信号が到来する方向からの信号強度 $P_c$ を計算する。

【数7】

$$P_c[t] = C^H A'[t] C \quad (11)$$

【0048】

$\varepsilon$ パラメータが微小正数ならば $A'[t]$ は $A[t]$ で近似できるので、信号強度 $P_c$ は数式(12)で示されるようにサブアレイ信号の整相加算の平均信号強度にほぼ等しい。従って、数式(11)の $P_c$ の計算は、サブアレイ信号 $X_j$ の整相加算の平均信号強度から直接計算することもできる。

【数8】

$$\begin{aligned} P_c[t] &\cong C^H A[t] C \\ &= \frac{1}{M-L+1} \cdot C^H \left( \sum_{j=1}^{M-L+1} X_j[t] X_j[t]^H \right) C \\ &= \frac{1}{M-L+1} \cdot \sum_{j=1}^{M-L+1} |X_j[t]^H C|^2 \end{aligned} \quad (12)$$

【0049】

変調比率計算回路23は、数式(13)のように二つの出力信号強度 $P_w$ と $P_c$ の比を計算して変調比率 $\gamma$ を計算する。

【数9】

$$\gamma[t] = \frac{P_w[t]}{P_c[t]} = \frac{W[t]^H A'[t] W[t]}{C^H A'[t] C} \quad (13)$$

【0050】

数式(13)で分子となる $P_w[t]$ は数式(4)の拘束条件のもとで計算された最小強度である。また、拘束ベクトル $C$ を一つの重みベクトルと考えると、 $C$ も数式(4)の拘束条件を満足する重みベクトルである。その結果、数式(13)で計算される変調比率 $\gamma$ は、数式(14)の範囲にあることが保証される。

【数 1 0】

$$0 \leq \gamma[t] \leq 1 \quad (14)$$

【0051】

加算回路 24 は入力信号を加算し、整相加算法に基づくビームフォーミング信号  $Y_{das}$  を計算する。計算された整相加算信号  $Y_{das}$  は振幅変調回路 25 によって数式 (15) のように振幅変調され、変調された整相加算信号  $Y'[t]$  は信号強度計算回路 15 に送られる。

【数 1 1】

$$Y'[t] = Y_{das}[t] \cdot \gamma[t] \quad (15)$$

【0052】

信号強度計算回路 15 は整相加算信号  $Y'[t]$  を包絡線検波して強度信号に変換し、CPU 16 に転送する。CPU 16 は、超音波ビームごとの強度信号を入力し、エコー画像に再構成して表示回路 17 に表示する。

【0053】

このようにすれば、数式 (10) から数式 (15) はデジタル回路手段、或いは汎用の高速計算機によって計算できるので、本発明は容易に実現できる。

【0054】

図 4 は、孤立した点ターゲットに対するエコー画像のライン波形を用いて、本実施例の効果を説明する図である。図 4 (a) は  $Y_{das}$  に相当する通常の整相加算法の出力ライン波形、図 4 (b) は  $P_c$  に相当するサブアレイ信号の整相加算法の出力ライン波形である。サブアレイ信号の整相加算の波形 (図 4 (b)) は、通常の整相加算の波形 (図 4 (a)) に比べて加算する受信信号の数が少ないため、波形の広がりが大きく解像度が劣化している。

【0055】

図 4 (c) は  $P_w$  に相当する DCMP 法の出力信号強度波形である。DCMP 法の出力信号強度 (図 4 (c)) は、整相加算の結果 (図 4 (a)) に比較すると、解像度は大幅に向上しているが波形のすそ野の広がりが大きく、画像コントラストが劣化していることがわかる。図 4 (d) は  $\gamma$  に相当する変調比率波形である。変調比率  $\gamma$  は、サブアレイ信号の整相加算出力が DCMP 法によって減衰された比率であり、DCMP 法による特性改善の比率と考えても良い。本実施例では、通常の整相加算の出力信号に対してこの DCMP 法の「改善効果」比率  $\gamma$  を乗算し、通常の整相加算の出力特性を改善するようにする。

【0056】

図 4 (e) はその結果となる変調出力信号  $Y'$  の強度波形である。 $Y'$  の強度波形 (図 4 (e)) は、「改善効果」比率  $\gamma$  を乗算によって、DCMP 法の波形 (図 4 (c)) の高い解像度を持つと同時に裾野の広がりも大きく減衰し、コントラストは整相加算の波形 (図 4 (a)) よりもさらに改善している。「改善効果」比率  $\gamma$  は数式 (14) のように 1 以下であるから、コントラストは整相加算の結果よりも改善される。

【0057】

図 5 は、二つの点ターゲットに対するエコー画像のライン波形を示したものである。図 4 と同様に、図 5 (a) は  $Y_{das}$ 、図 5 (b) は  $P_c$ 、図 5 (c) は  $P_w$ 、図 5 (d) は  $\gamma$ 、図 5 (e) は  $Y'$  にそれぞれ相当するエコー画像のライン波形である。図 4 の孤立した点ターゲットの場合と同様に、本実施例の出力 (図 5 (e)) は、解像度、コントラストの両面で、整相加算法と DCMP 法のどちらよりも優れていることが分かる。

【0058】

以上のように、本発明によれば、整相加算ビームフォーミング法と DCMP ビームフォーミング法という特性の異なる二つのビームフォーミング法の出力を合成できる。これは

、本発明において適応型ビームフォーミング手段により適応型ビームフォーミング（DCMP法）が行われ、整相加算型ビームフォーミング手段により整相加算型ビームフォーミングが行われることに相当する。そして、振幅変調手段により適応型ビームフォーミング手段および整相加算型ビームフォーミング手段の一方からの出力信号を用いて他方の出力信号に振幅変調を行うことに相当する。そして、振幅変調手段からの出力信号に基づいて被検体内の画像データが生成される。

【0059】

これにより、特性の優れたビームフォーミング出力信号を生成することが出来る。本発明によれば、従来の単一のビームフォーミング法では実現できなかった高分解能と高コントラスト特性の両立を実現する手段を提供することが可能になる。

10

【0060】

<変形例>

なお、本実施例はその実施にあたって様々な変更が可能である。振幅変調処理は、数式（15）に示したような単なる乗算に限定されることはなく、変調比率を適切に補正しても良い。例えば、任意の単調増加関数  $g(x)$  を用いて、数式（16）のように変形しても同様な効果の期待できる。

【数12】

$$Y'[t] = Y_{das}[t] \cdot g(\gamma[t]) \quad (16)$$

20

【0061】

また、被検体内部の深度に応じて通常の整相加算処理の特性を強調するために、 $\alpha$  を時間的に変化するパラメータとし、数式（17）のような線形補間式とすることもできる。

【数13】

$$Y'[t] = Y_{das}[t] \cdot ((1 - \alpha) + \alpha \cdot \gamma[t]) \quad (17)$$

【0062】

さらに、本実施例では、信号強度計算を容易にするために、複素変換回路9の複素出力を入力として整相加算するようにしている。しかし、整相遅延回路8の出力である実数値をそのまま加算して振幅変調し、信号強度計算回路15で包絡線検波するようにしても実現できる。

30

【0063】

さらに、 $P_c$ 、 $P_w$ の計算において、数式（10）、数式（11）の相関行列  $A'$  を平均計算回路の出力  $A$  に変更しても、類似の効果が得られる。

【0064】

さらに振幅変調は、本実施例のように整相加算信号に対して行うのではなく、振幅変調回路25と信号強度計算回路15の位置を交換し、信号強度に変換した後に振幅変調しても同様の効果がある。

【0065】

40

このように、本発明の計算処理は、個々の計算の順序、計算式の変数を類似の変数に置き換えても等価、又は同様の効果が期待できる。しかしこのように変形しても、第一および第二のビームフォーミング法の一方の出力信号強度を用いて他方のビームフォーミング法の出力を変調するという本発明の趣旨に沿うものであり、本発明に含まれる。

【0066】

<実施例2>

図6は、実施例2に係る装置を示したものである。実施例2は実施例1の簡易版に相当し、DCMPビームフォーミング法の出力信号強度  $P_w$  を用いて、直接整相加算ビームフォーミング法の出力信号  $Y_{das}$  を振幅変調する実施例である。

【0067】

50

本実施例の図 6 を実施例 1 の図 3 と比較すると、信号強度計算回路 2 2、変調比率計算回路 2 3 が無く、出力された Pw は振幅変調回路 2 5 に入力される点が異なる。すなわち、変調比率  $\gamma$  を用いた計算は行われない。

【 0 0 6 8 】

この実施例での振幅変調回路 2 5 は、例えば、数式 ( 1 8 a ) 又は数式 ( 1 8 b ) の計算処理を実行すればよい。なお、数式中の K は定数である。このようにすれば、二つのビームフォーミング法の中間的な出力信号を出力することができ、実施例 1 ほどではないが、二つのビームフォーミング法の短所を緩和した合成信号を出力することが出来る。

【 数 1 4 】

$$Y'[t] = Ydas[t] \cdot Pw \quad (18a)$$

10

$$Y'[t] = Ydas[t] \cdot \frac{Pw}{|Ydas[t]|^2 + K} \quad (18b)$$

【 0 0 6 9 】

< 実施例 3 >

図 7 は、実施例 3 に係る装置を示したものである。実施例 3 は実施例 2 とは逆に、整相加算ビームフォーミング法の出力強度信号で D C M P ビームフォーミング法の出力信号の振幅変調を行った場合の実施例である。

20

【 0 0 7 0 】

図において、加算回路 2 4 で出力された整相加算信号 Y d a s は絶対値回路 3 1 で強度信号に変換される。出力信号計算回路 1 4 から出力された D C M P 法の出力信号 Y w は、振幅変調回路 3 2 において整相加算信号 Y d a s の強度信号で振幅変調され信号強度計算回路 1 5 に入力される。

【 0 0 7 1 】

振幅変調回路 3 2 で出力される変調出力信号 Y ' は、例えば数式 ( 1 9 a ) 又は数式 ( 1 9 b ) のようにする。このようにすれば、実施例 1 ほどではないが、二つのビームフォーミング法の短所を緩和した合成信号を出力することが出来る。

【 数 1 5 】

30

$$Y'[t] = Yw \cdot |Ydas[t]|^2 \quad (19a)$$

$$Y'[t] = Yw[t] \cdot \frac{|Ydas[t]|^2}{|Yw[t]|^2 + K} \quad (19b)$$

【 0 0 7 2 】

< 実施例 4 >

図 8 は、実施例 4 に係る装置であり、本発明を二次元ビームフォーミングに適用した場合の実施例である。本実施例における超音波ビームの二次元走査は、複数の送受信素子を一次元に配列した一次元探触子 1 を用いて行う。一次元探触子 1 の電子走査によって配列方向 u に走査し、一次元探触子 1 の機械的な移動によって直交方向 v を走査するようにする。

40

【 0 0 7 3 】

かかる二次元ビームフォーミングの計算は、通常計算処理を軽減するために、一つの方に一次元ビームフォーミングを行い、その結果を元にその直交する方向に一次元ビームフォーミングを行う。これらの処理により、被検体の画像データを複数の断層像などの形で取得し、被検体内部構造を表示装置等に表示することができる。なお素子の配列された方向と機械的な移動の方向は交差していれば良く、直交に限らない。

50

## 【0074】

本実施例では、先ず第1ステップとして、u方向への電子走査とv方向への機械走査を行い、二次元の各走査位置での一次元ビームフォーミングの結果を記憶回路40に格納する。図において、DCMPビームフォーミング回路101は実施例1のDCMP処理機能を実現し、変調比率 $\gamma$ を出力する回路である。各位置での一次元ビームフォーミングは、このDCMPビームフォーミング回路101と加算回路24、振幅変調回路25を用いた実施例1の方法で実現することができる。

## 【0075】

次に第2ステップとして、同一u座標上のv方向に並んだ一次元ビームフォーミング結果を記憶回路40から並列に読み出し、v方向への一次元ビームフォーミングを行う。

10

## 【0076】

DCMPビームフォーミング回路102、加算回路41、振幅変調回路42はそれぞれ符号101、符号24、符号25と同等の回路であり、v方向への本発明のビームフォーミング法を実現し、その結果を強度計算回路15に出力する。強度計算回路15は振幅変調回路42の出力信号を出力強度信号に変換する。CPU16は二次元の各位置での出力強度信号を強度計算回路15から入力してエコー画像を再構成し、その結果を表示装置17に表示する。

## 【0077】

このようにすれば、二次元ビームフォーミング法においても本発明を容易に実施することができ、高品質のエコー画像を提供することが出来る。なお、本実施例では、超音波ビームの二次元走査として一次元探触子の電子走査と機械走査の組み合わせを例示したが、二次元探触子の出力を電子的に切り替えることによっても同様の走査を実現することができることは明らかであり、本発明は適用できる。

20

## 【0078】

## &lt;実施例5&gt;

図9は、本発明を光音響効果によって画像を取得する光音響イメージング装置に適用した場合の実施例である。図において、光源51は光源制御回路50を介してCPU16からの指示により被検体内部に電磁波を照射する。被検体内部に存在する検査対象物質はそれぞれ照射された電磁波を吸収し、熱膨張によって一斉に光音響波を発生する。超音波受信素子群52は到達した音響波を電気信号に変換し、選択回路54を通して整相遅延回路8へと送信する。

30

## 【0079】

このとき、被検体内部に任意の走査線55を定義し、走査線55上で発生する光音響波のみに注目すると、超音波受信素子群52で受信される光音響波53の発生位置Qは、時間とともに走査線55上の近い位置から遠くの位置へと移動する。そこで整相遅延回路8の遅延時間を受信時刻にあわせて適切に変化させると、整相遅延回路8は1本の走査線55上の全ての点で発生した光音響波信号を位相の揃った信号として出力することが出来る。

## 【0080】

この信号は、走査線55方向に超音波ビームを送信して得たエコー信号を整相遅延した信号と全く同等なので、エコー信号を受信する実施例1と全く同様な図9の回路構成によって、光音響信号強度波形を計算することが出来る。DCMPビームフォーミング回路101は実施例1のDCMP処理機能を実現し、変調比率 $\gamma$ を出力する回路である。従って、走査線の位置を移動させながら電磁波の照射と光音響波の受信を繰り返せば、被検体内部全面の光音響画像を作成することが出来る。

40

## 【0081】

また、図の様に受信信号を記憶する記憶回路56を持たせ、最初の電磁波照射による受信信号を記憶回路56に記憶し、2回目以降の受信信号は記憶回路56からの読み出した信号を使用するように構成することも出来る。電磁波照射による受信信号は光源51と超音波受信素子群52の位置を変えない限り毎回同じである。そのため、一回の電磁波照射

50

で受信信号を記憶回路 56 に記憶し、記憶回路から信号を読み出して一本の走査線 55 上の再構成画像を計算する処理を走査線位置を変えながら繰り返すようにすれば、電磁波照射の回数を削減し、効率の良い装置とすることが出来る。

【 0 0 8 2 】

以上のように、本発明は電磁波の照射によって発生する光超音波を受信して光超音波画像を再構成する被検体情報取得装置にも同様に適用することができ、高品質な光超音波画像を提供することが出来る。

【 0 0 8 3 】

なお、本発明では適応型ビームフォーミングの具体例として D C M P 法を説明したが、類似の方法として A P E S ( A m p l i t u d e a n d P h a s e E s t i m a t i o n ) 法が知られている。A P E S 法は、最適重みベクトル  $W$  を計算する時の相関行列  $A$  の計算方法が、サブアレイ信号ベクトルそのものを用いるのではなくサブアレイ信号ベクトルとその平均ベクトルとの差分ベクトルを使用する点で、数式 ( 2 ) と異なっている。しかし、このような違いがあったとしても適応型ビームフォーミングとしての特性は D C M P 法とほぼ同等であり、A P E S 法であっても本発明を適用することが出来る。

【 符号の説明 】

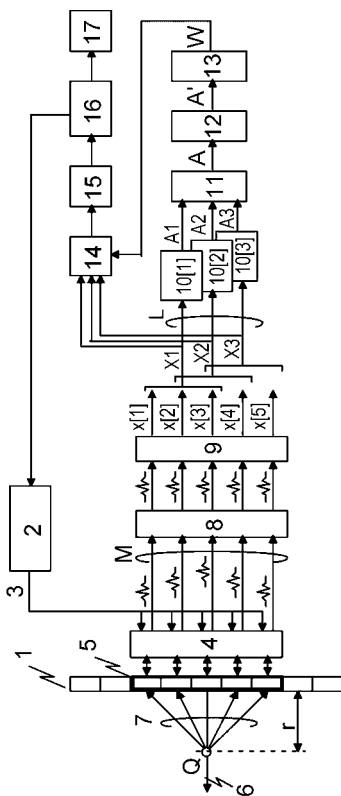
【 0 0 8 4 】

1 : 超音波探触子, 2 : 送信信号制御回路, 4 : 送受信制御回路, 5 : 超音波送受信素子群, 8 : 整相遅延回路, 9 : 複素変換回路, 10 : 相関行列計算回路, 11 : 平均回路, 13 : 重みベクトル計算回路, 14 : 出力信号計算回路, 15 : 信号強度計算回路, 25 : 振幅変調回路

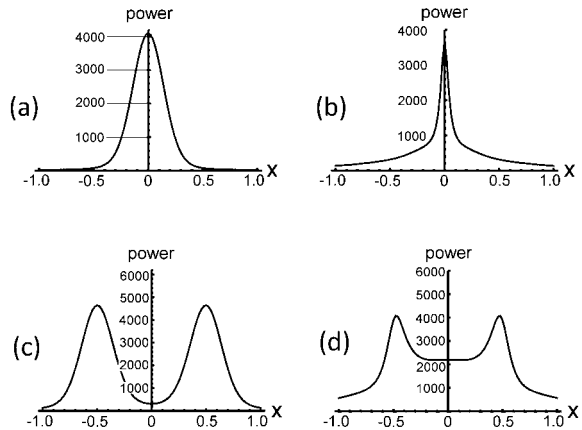
10

20

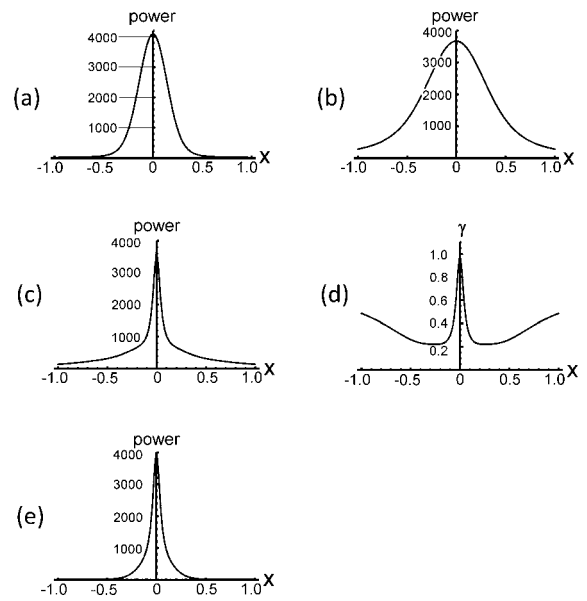
【 図 1 】



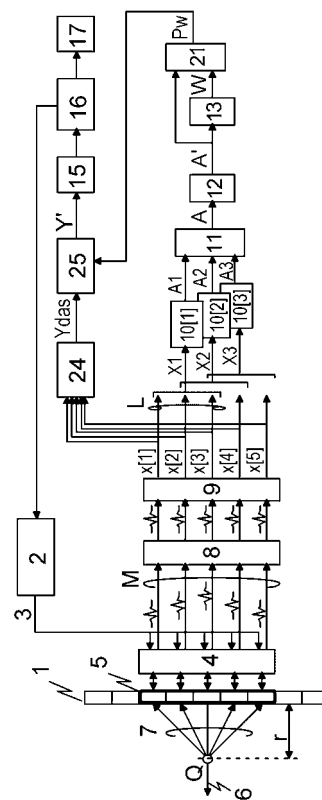
【 図 2 】



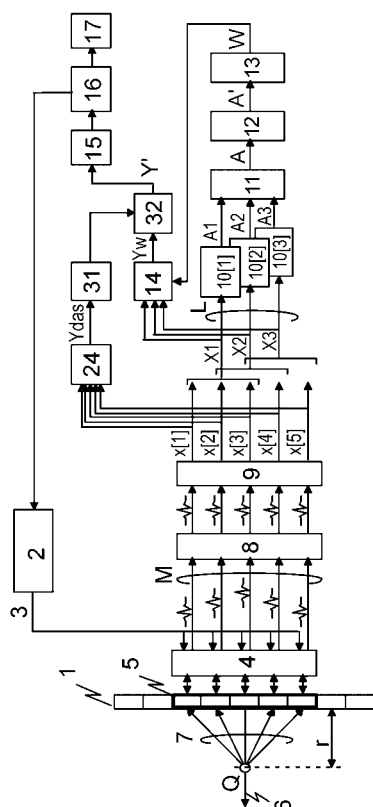
【圖 4】



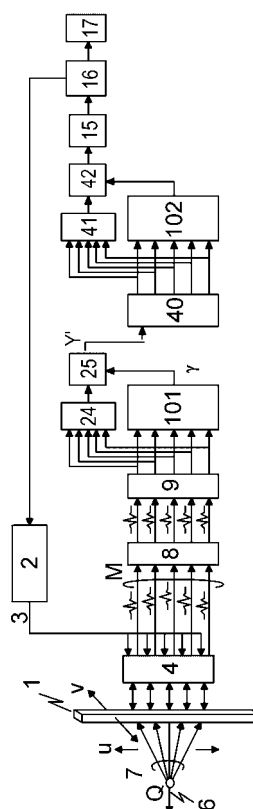
【 図 6 】



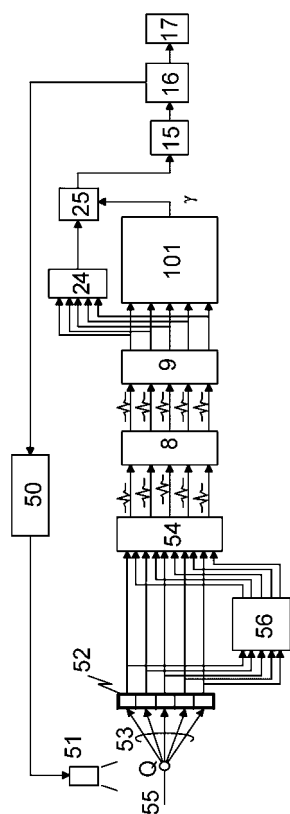
【圖 7】



【圖 8】



【 図 9 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 依田 晴夫

東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号 キヤノン株式会社内

F ターム(参考) 4C601 DE16 EE01 EE04 HH21 JB41 JB48 JB51

|                |                                                                              |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | <无法获取翻译>                                                                     |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2014039702A5</a>                                               | 公开(公告)日 | 2015-10-01 |
| 申请号            | JP2012183971                                                                 | 申请日     | 2012-08-23 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 佳能株式会社                                                                       |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 佳能公司                                                                         |         |            |
| [标]发明人         | 依田晴夫                                                                         |         |            |
| 发明人            | 依田 晴夫                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                                                     |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00                                                                     |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/DE16 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/HH21 4C601/JB41 4C601/JB48 4C601/JB51 |         |            |
| 代理人(译)         | 川口义行<br>中村刚                                                                  |         |            |
| 其他公开文献         | JP6039305B2<br>JP2014039702A                                                 |         |            |

#### 摘要(译)

提供一种超声成像设备，包括：多个接收元件（5），其接收从物体（Q）传播的声波（7），并且将声波（7）转换为接收信号；自适应波束形成器（8-13），其根据使用接收信号的接收信号执行调整接收方向性的自适应波束形成；延迟求和波束形成器（8,9,24），其在使用接收信号时执行具有预设方向性的延迟求和波束形成；幅度调制器（25），其使用自适应波束形成器（8-13）和延迟求和波束形成器（8,9,24）之一的一个输出信号，对另一个的输出信号执行幅度调制。波束形成器；发生器（15,16），基于由振幅调制器（25）输出的信号，在物体内部产生图像数据。