

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5829680号
(P5829680)

(45) 発行日 平成27年12月9日 (2015. 12. 9)

(24) 登録日 平成27年10月30日 (2015. 10. 30)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/14 (2006. 01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 22 (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2013-510902 (P2013-510902)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成24年1月20日 (2012. 1. 20)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/051259		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02012/144243	(74) 代理人	110000888
(87) 国際公開日	平成24年10月26日 (2012. 10. 26)		特許業務法人 山王坂特許事務所
審査請求日	平成25年8月13日 (2013. 8. 13)	(72) 発明者	石原 千鶴枝
(31) 優先権主張番号	特願2011-94418 (P2011-94418)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
(32) 優先日	平成23年4月20日 (2011. 4. 20)		式会社日立製作所内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	橋場 邦夫
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内
		(72) 発明者	田中 宏樹
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			式会社日立製作所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定の超音波送受面に配列された複数の電気音響変換素子のうち所定の面積の送信開口内の電気音響変換素子に送信信号を受け渡して駆動させ、撮像対象の所定位置に超音波ビームを送信させる送信部と、

前記撮像対象からの前記超音波ビームのエコーを所定の受信開口内の前記複数の電気音響変換素子で受信させ、受信信号を得る受信部と、

前記受信信号を演算処理して画像を生成する信号処理部と、

前記送信部と前記信号処理部とを制御する制御部とを有し、

前記制御部は、前記撮像対象の同位置に対して、前記送信部から第1の超音波ビームを送信させる第1送信を行わせた後、前記受信部に前記第1の超音波ビームのエコーを受信させる第1受信を行わせ、その後、前記送信部から第2の超音波ビームを送信させる第2送信を行わせた後、前記受信部に前記第2の超音波ビームのエコーを受信させる第2受信を行わせ、前記第1受信および第2受信で得られた前記受信信号を前記信号処理部に演算させ、前記受信信号に含まれる非線形成分を抽出させ、

前記制御部は、

前記第1送信の前記送信開口と、前記第2送信の前記送信開口とを同一とし、前記第1送信および第2送信のうち一方では、前記送信開口内の全ての前記電気音響変換素子に前記送信部から前記送信信号を受け渡して駆動させ、前記第1送信および第2送信のうち他方では、前記送信開口内の一部の前記電気音響変換素子のみに選択的に前記送信信号を受

10

20

け渡して駆動させるとともに、

前記第 1 受信の前記受信開口と、前記第 2 受信の前記受信開口とを同一とし、前記第 1 受信および前記第 2 受信では、前記受信開口内の同一の前記複数の電気音響変換素子により、前記第 1 の超音波ビームのエコーおよび前記第 2 の超音波ビームのエコーを受信させ、前記受信信号を得る

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記他の 1 回の送信で、前記一部の電気音響変換素子に受け渡される送信信号の波形は、前記 1 回の送信でその電気音響変換素子に受け渡される送信信号の波形と同じであることを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記複数の電気音響変換素子は、複数のチャンネルに分割された構成であり、前記他の 1 回の送信では、前記送信信号を受け渡して駆動させる前記電気音響変換素子が、前記チャンネル単位で選択されることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記制御部は、撮像パラメータに応じて予め定められている前記他の 1 回の送信で駆動させる電気音響変換素子のパターンに従って、前記送信信号を受け渡す電気音響変換素子を選択することを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、前記制御部は、グレーティングローブを最小にするためのパターンを、前記撮像パラメータに応じて選択することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波撮像装置において、前記制御部は、グレーティングローブを最小にするために、前記受信信号を所定の周波数領域について取り出すフィルタリング処理を前記撮像パラメータに応じて設定することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、撮像パラメータの入力を操作者から受け付けるユーザーインターフェイスをさらに有し、前記制御部は、ユーザーインターフェイスが受け付けた撮像パラメータに応じて、前記パターンを選択することを特徴とする超音波撮像装置。

30

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記複数の電気音響変換素子は、複数のチャンネルに分割され、前記チャンネルはそれぞれ、ピッチが前記チャンネルのピッチ以下の複数のサブチャンネルに分割された構造であり、

前記他の 1 回の送信では、前記チャンネルごとに、前記複数のサブチャンネルの中から 1 以上のサブチャンネルが選択され、該サブチャンネル内の前記電気音響変換素子に前記送信信号が受け渡され駆動されることを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項 9】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記複数の電気音響変換素子は、静電容量型の電気音響変換素子であり、前記電気音響変換素子には、直流バイアス電圧と、前記送信部から前記送信信号として供給される交流電圧信号とが印加され、

前記制御部は、前記他の 1 回の送信で、前記所定の面積となる電気音響変換素子のうちの一部のみに選択的に前記送信信号を受け渡す電気音響変換素子に対しては前記直流バイアス電圧を供給し、それ以外の電気音響素子に対しては前記直流バイアス電圧を供給しないことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

請求項 3 に記載の超音波撮像装置において、前記チャンネルは、所定の長軸方向と短軸

50

方向の２次元に配列され、前記長軸に沿った各列で駆動されるチャンネルは、列同士で排他的な位置に配置されることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項１１】

請求項３に記載の超音波撮像装置において、前記信号処理部は、受信信号を所定の周波数帯域で取り出すフィルタリング処理を行い、

前記所定の周波数帯域は、駆動される複数のチャンネルの間隔を d 、撮像対象内の音速を c としたとき、 c/d 以下の周波数帯域であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項１２】

請求項３に記載の超音波撮像装置において、前記他の１回の送信では、前記制御部は、隣り合うチャンネルを連続させて前記送信信号を受け渡すことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項１３】

所定の超音波送受面に配列された複数の電気音響変換素子のうち所定の面積の送信開口内の電気音響変換素子に送信信号を受け渡して駆動させ、撮像対象の所定位置に超音波ビームを送信させる送信部と、

前記撮像対象からの前記超音波ビームのエコーを所定の受信開口内の前記複数の電気音響変換素子で受信させ、受信信号を得る受信部と、

前記受信信号を演算処理して画像を生成する信号処理部と、

前記送信部と前記信号処理部とを制御する制御部とを有し、

前記制御部は、前記撮像対象の同位置に対して、前記送信部から超音波ビームを送信させた後、前記受信部に前記超音波ビームのエコーを受信させる送受信動作を２回以上繰り返し行わせ、前記２回以上の送受信動作における２回以上の前記送信では前記送信部から振幅の異なる前記超音波ビームを送信させ、該２回以上の送信のたびに得た前記受信信号を前記信号処理部に演算させ、前記受信信号に含まれる非線形成分を抽出させ、

前記制御部は、

前記２回以上の送受信動作の前記２回以上の送信の前記送信開口を同一とし、前記２回以上の送信には、前記送信開口内の全ての電気音響変換素子に前記送信部から前記送信信号を受け渡して駆動させる送信と、前記送信開口のうち一部の前記電気音響変換素子のみに選択的に前記送信信号を受け渡して駆動させる送信とが含まれるようにするとともに、

前記２回以上の送受信動作の２回以上の前記受信の前記受信開口を同一とし、前記２回以上の受信では、前記受信開口内の同一の前記複数の電気音響変換素子により、前記超音波ビームのエコーを受信させ、前記受信信号を得ることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項１４】

所定の超音波送受面に配列された複数の電気音響変換素子のうち所定の面積の送信開口内の電気音響変換素子に送信信号を受け渡して駆動させ、撮像対象の所定位置に超音波ビームを送信させる送信部と、

前記撮像対象からの前記超音波ビームのエコーを所定の受信開口内の前記複数の電気音響変換素子で受信させ、受信信号を得る受信部と、

前記受信信号を演算処理して画像を生成する信号処理部と、

前記送信部と前記信号処理部とを制御する制御部とを有し、

前記制御部は、前記撮像対象の同位置に対して、前記送信部から超音波ビームを送信させた後、前記受信部に前記超音波ビームのエコーを受信させる送受信動作を３回以上繰り返し行わせ、前記３回以上の送受信動作における３回以上の前記送信では前記送信部から前記超音波ビームを送信させ、該３回以上の送信のたびに得た前記受信信号を前記信号処理部に演算させ、前記受信信号に含まれる非線形成分を抽出させ、

前記制御部は、

前記３回以上の送受信動作の前記３回以上の送信の前記送信開口を同一とし、前記３回以上の送信のうち、１回の送信は、前記送信開口内の全ての電気音響変換素子に前記送信

10

20

30

40

50

部から前記送信信号を受け渡して駆動させ、残りの2回以上の送信は、前記送信開口のうち一部の前記電気音響変換素子のみに選択的に前記送信信号を受け渡して駆動させ、

前記残りの2回以上の送信で選択される前記一部の電気音響変換素子は、前記送信開口内の複数の電気音響変換素子から、各送信間で排他的に選択され、

前記3回以上の送受信動作の3回以上の前記受信の前記受信開口を同一とし、前記3回以上の受信では、前記受信開口内の同一の前記複数の電気音響変換素子により、前記超音波ビームのエコーを受信させ、前記受信信号を得る

ことを特徴とすることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項15】

請求項14に記載の超音波撮像装置において、前記信号処理部は、前記1回の送信で得た受信信号から、前記残りの2回以上の送信で得た受信信号をすべて差し引くことにより、前記受信信号に含まれる非線形成分を抽出することを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項16】

請求項14に記載の超音波撮像装置において、前記残りの2回以上の送信により、前記所定の面積となる複数の電気音響変換素子の全てが1回ずつ駆動されることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項17】

請求項16に記載の超音波撮像装置において、前記残りの2回以上の送信ごとに、前記制御部は、前記送信信号を受け渡して駆動させる前記電気音響変換素子の面積が、それぞれ一定となるように、前記送信信号を受け渡して駆動させる前記電気音響変換素子を選択することを特徴とする超音波撮像装置。

20

【請求項18】

請求項14に記載の超音波撮像装置において、前記複数の電気音響変換素子は、複数のチャンネルに分割された構成であり、

前記残りの2回以上の送信では、前記送信信号を受け渡して駆動させる前記電気音響変換素子が、前記チャンネル単位で選択されることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項19】

請求項14に記載の超音波撮像装置において、前記複数の電気音響変換素子は、複数のチャンネルに分割され、前記チャンネルは、さらに複数のサブチャンネルに分割された構造であり、

30

前記残りの2回以上の送信では、前記送信信号を受け渡して駆動させる前記電気音響変換素子が、前記サブチャンネル単位で選択されることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項20】

請求項18に記載の超音波撮像装置において、前記制御部は、前記残りの2回以上の送信で、送信信号を受け渡して駆動させるチャンネルと、前記送信信号を受け渡さないチャンネルとを少なくとも1チャンネルごと交互に選択することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項21】

請求項19に記載の超音波撮像装置において、前記残りの2回以上の送信では、前記チャンネルごとに、前記複数のサブチャンネルの中から送信信号を受け渡して駆動させるサブチャンネルと、前記送信信号を受け渡さないサブチャンネルが少なくとも1サブチャンネルごと交互に選択されることを特徴とする超音波撮像装置。

40

【請求項22】

請求項1、13および14のいずれか1項に記載の超音波撮像装置において、1回目の送信と2回目の送信とは、前記送信開口内の駆動されるチャンネルが配置された領域全体の長径（送信口径）が、同じであることを特徴とする超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波撮像装置におけるハーモニックイメージングに関するものである。

50

【背景技術】

【0002】

超音波を用いた撮像技術とは、電気信号を電気音響変換素子（トランスデューサー）によって超音波に変換させ、その超音波を物体に照射し、物体で反射した反射波（エコー）を再び電気音響変換素子で受信することで電気信号に変換し、その信号に基づいて生成した画像データや、時系列データをモニター上に表示するものである。超音波は物体中を進みながら音響インピーダンスの異なる境界で一部反射され、インピーダンスの差に依存した強度のエコー信号を作るため、その境界面を物体の断層像として表示できる。このような撮像技術は、構造物の非破壊検査や、生体の断層像を低侵襲で撮像する診断装置などとして、広く用いられている。

10

【0003】

照射された超音波は物体中を伝搬するに伴って、音波波形の歪みが生じる。これは、送信された音波の波形の音圧の高い部分は早く進み、低い部分は遅く進む、音響非線形性による現象のためである。音波が長く伝搬するほどこの現象が蓄積されるため、波形の歪みが強くなる。

【0004】

この音響非線形性を利用したより高画質な撮像法が超音波診断装置に備えられている。生体内に超音波を照射すると、伝搬する過程で波形歪みを生じ、照射音波の基本周波数成分の他に高調波から成る非線形成分が生成される。この非線形成分は基本波音圧の振幅のほぼ2乗に比例して生成されるため、基本波による通常撮像法に比べ、像の明暗の差をより強調して画像化でき、分解能の高い画像が得られる。このような生体組織の非線形成分を撮像するイメージングをTHI（Tissue harmonic imaging）と呼ぶ。

20

【0005】

THIによる撮像法では、発生する非線形成分による反射エコー強度が、基本波成分のそれと比べて小さい。そのため、非線形成分のみでイメージングするためには、基本波成分から非線形成分を分離し、非線形成分を抽出する必要がある。従来、非線形成分を抽出する手法としては、フィルタを用いて非線形成分を分離する手法（例えば特許文献1）、PI（Pulse inversion）法（例えば特許文献2）、ならびに、振幅変調法（例えば特許文献3）が知られている。これらの手法を以下簡単に説明する。

【0006】

まず、フィルタを用いて非線形成分を分離する手法を簡単に説明する。中心周波数 f_0 の超音波を送信した場合、生体から得られるエコー信号には、送信周波数と同じ中心周波数 f_0 まわりに生成される基本波成分（線形成分）と、音響非線形性によって周波数 $2f_0$ まわりに生成された第2高調波成分（非線形成分）等が混在する。非線形成分は線形成分より高周波領域に生成されるため、高周波域にフィルタをかけることにより、非線形成分を抽出できる。

30

【0007】

PI（Pulse inversion）法は、生体の同一の部位に対して、音圧波形の正負が互いに反転した2つの超音波パルスを送信し、それらの反射エコーを足し合わせる手法である。基本波成分は線形的にふるまうため、互いに反転した送波パルスを送信した場合には、反射エコーの基本波成分も互いに反転し、足し合わせることで打ち消される。一方、非線形成分（第2高調波成分）は音圧の正負で異なる歪み方をするため、反転した送信パルスを送信しても反転した波形にはならず、互いに足し合わせても打ち消されない。したがって、反転送信パルスの反射エコーを足し合わせると、非線形成分のみが残ることになる。

40

【0008】

振幅変調法は、特許文献3に記載されているように、PI法と同様に超音波の送信は2回行うが、第2送信パルスは、音圧波形を反転させるのではなく、音圧レベル（振幅）を第1送信パルスより低減させる。例えば振幅を半減させるとする。非線形成分（第2高調波成分）は基本波成分の音圧の2乗に比例して生成されるため、第2送信のエコー信号に

50

おける非線形成分は、第1送信のエコー信号に対して1/4の音圧になる。したがって、第2送信のエコー信号を2倍して第1送信のエコー信号から差し引くことにより、基本波成分は打ち消され、非線形成分のみが残ることになる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】 米国特許第5678553号

【特許文献2】 米国特許第6095980号

【特許文献3】 米国特許第5577505号

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

上述のフィルタを用いて非線形成分を分離する手法において、線形成分の周波数空間の領域と非線形成分の周波数空間の領域が重なる領域（混在領域）がある場合、非線形成分のみを完全に取り出すためには、混在領域よりも十分高い周波数側にフィルタの帯域を設けなければならないため、十分な信号強度を得にくくなる。このため、必要なS/Nを確保しにくい問題がある。

【0011】

また、PI法では、エコー信号中の線形成分を打ち消すために互いに完全に反転した2つの送信パルスを形成する必要があるが、通常この送信パルスの波形形成は電気音響変換素子への入力電圧信号波形を反転させることによって行っている。しかし、電気音響変換素子に非線形性がある場合、反転した入力信号を入力したとしても、完全に反転した送信パルスを形成できない。また、送信回路内には、電圧を増幅する素子が配置されているが、これらの素子にも少なからず非線形性が存在する。このため、電気音響変換素子の非線形性や、送信回路の非線形性により、完全に反転した送信パルスを形成できず、エコー信号中の線形成分を完全に打ち消せないため、PI法による非線形成分の抽出が困難となる。

20

【0012】

一方、振幅変調法は、第2送信パルスを第1送信パルスに対して振幅を変調、例えば半分に変調する必要があるが、上記のように電気音響変換素子や送信回路に非線形性がある場合、入力信号の振幅を半分にしたとしても、完全に振幅だけが半分となる送信パルスを形成できないというPI法と同様の問題が生じる。

30

【0013】

本発明の目的は、非線形性の高い電気音響変換素子を用いた場合であっても、より多くの非線形成分を抽出したTHIを可能にすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記課題を解決するために、本発明の第1の態様では以下のような超音波撮像装置を提供する。すなわち、この超音波撮像装置は、複数の電気音響変換素子に送信信号を受け渡して駆動させ、撮像対象の所定位置に超音波ビームを送信させる送信部と、撮像対象からの前記超音波ビームのエコーを複数の電気音響変換素子で受信させ、受信信号を得る受信部と、受信信号を演算処理して画像を生成する信号処理部と、送信部と前記信号処理部とを制御する制御部とを有する。制御部は、撮像対象の同位置に対して、送信部から超音波ビームを2回送信させ、2回の送信のたびに得た受信信号を信号処理部に差し引く等の演算をさせ、受信信号に含まれる非線形成分を抽出させる。2回の送信のうち、1回の送信は複数の電気音響変換素子のうち所定の面積となる電気音響変換素子全てに送信部から送信信号を受け渡して駆動させ、他の1回の送信は、所定の面積となる電気音響変換素子のうちの一部のみに選択的に送信信号を受け渡して駆動させる。

40

【発明の効果】

【0015】

50

本発明により、電気音響変換素子や送信回路などあらゆるデバイスに起因する非線形性を除外したTHIが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の第1の実施形態の超音波撮像装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】図1の装置の送信ビームフォーマのブロック図。

【図3】(A)～(E)第1の実施形態の撮像を行う場合の駆動チャンネルパターンの例を示す説明図。

【図4】第1の実施形態の撮像動作の流れを示すフローチャート。

【図5】(A)および(B)第2の実施形態で駆動チャンネルパターンを変えた場合の超音波ビームの線形成分の音圧分布を示すグラフ。

【図6】第2の実施形態で撮像パラメータごとに、グレーティングローブの抑制できる駆動チャンネルパターンを示すテーブル。

【図7】第2の実施形態の撮像動作の流れを示すフローチャート。

【図8】第2の実施形態において、送信開口部内の全チャンネルを駆動させた場合と一部を駆動させた場合の最大音圧差を、駆動面積を変化させて示したグラフ。

【図9】(A)第3の実施形態のチャンネル内にサブチャンネルを設けた構造を示す説明図、(B)駆動サブチャンネルパターンを示す説明図。

【図10】第3の実施形態のサブチャンネル単位で駆動した場合の超音波ビームの線形成分の音圧分布を示すグラフ。

【図11】(A)および(B)第3の実施形態のサブチャンネルを実現するための構造を示すブロック図。

【図12】第3の実施形態のCMUTでサブチャンネルを実現するための構造を示すブロック図。

【図13】(A)～(E)第4の実施形態の2次元にチャンネルを配列する場合の駆動チャンネルパターンを示す説明図。

【図14】第5の実施形態のフィルタの周波数帯域を示す説明図。

【図15】第6の実施形態の撮像動作の流れを示すフローチャート。

【図16】(A)～(F)第6の実施形態の駆動チャンネルパターンを示す説明図。

【図17】(A)～(D)第6の実施形態の駆動チャンネルパターンを示す説明図。

【図18】従来のTHI法として用いられるPI法を示す説明図。

【図19】従来のTHI法として用いられる振幅変調法を示す説明図。

【発明を実施するための形態】

【0017】

本発明では、第1の態様として、以下のような超音波撮像装置を提供する。すなわち、複数の電気音響変換素子に送信信号を受け渡して駆動させ、撮像対象の所定位置に超音波ビームを送信させる送信部と、撮像対象からの前記超音波ビームのエコーを複数の電気音響変換素子で受信させ、受信信号を得る受信部と、受信信号を演算処理して画像を生成する信号処理部と、送信部と前記信号処理部とを制御する制御部とを有する。制御部は、撮像対象の同位置に対して、送信部から超音波ビームを2回送信させ、2回の送信のたびに得た受信信号を信号処理部に差し引く等の演算をさせ、受信信号に含まれる非線形成分を抽出させる。2回の送信のうち、1回の送信は複数の電気音響変換素子のうち所定の面積となる電気音響変換素子全てに送信部から送信信号を受け渡して駆動させ、他の1回の送信は、所定の面積となる電気音響変換素子のうちの一部のみに選択的に送信信号を受け渡して駆動させる。

【0018】

上述の他の1回の送信で、一部の電気音響変換素子に受け渡される送信信号の波形は、1回の送信でその電気音響変換素子に受け渡される送信信号の波形と同じであることが好ましい。

【0019】

受信部は、例えば、2回の送信の超音波ビームのエコーそれぞれを、同一の電気音響変換素子により受信させ、受信信号を得る構成とする。

【0020】

上述の複数の電気音響変換素子は、例えば、複数のチャンネルに分割された構成とし、上記他の1回の送信では、送信信号を受け渡して駆動させる電気音響変換素子をチャンネル単位で選択するようにする。

【0021】

また、上記チャンネルは、さらに複数のサブチャンネルに分割された構成とすることも可能であり、この場合、他の1回の送信では、チャンネルごとに、複数のサブチャンネルの中から1以上のサブチャンネルを選択し、サブチャンネル内の電気音響変換素子に送信信号を受け渡して駆動するようにすることができる。

10

【0022】

上記制御部は、例えば、撮像パラメータに応じて予め定められているパターンにしたがって、他の1回の送信で駆動させる電気音響変換素子を選択し、送信信号を受け渡すように構成する。具体的には、制御部は、ユーザーインターフェイスが操作者から受け付けた撮像パラメータに応じて、パターンを選択する構成とすることができる。

【0023】

また、制御部は、グレーティングローブを最小にするためのパターンを、撮像パラメータに応じて選択することが好ましい。また、制御部が、グレーティングローブを最小するために、受信信号を所定の周波数領域について取り出すフィルタリング処理を撮像パラメータに応じて設定すること構成にすることも可能である。

20

【0024】

上述の複数の電気音響変換素子は、複数のチャンネルに分割され、チャンネルは、さらに複数のサブチャンネルに分割された構成にすることも可能である。この場合、上述の他の1回の送信では、チャンネルごとに、複数のサブチャンネルの中から1以上のサブチャンネルを選択し、サブチャンネル内の電気音響変換素子に送信信号を受け渡して駆動する。

【0025】

上記チャンネルは、所定の長軸方向と短軸方向の2次元に配列され、長軸に沿った各列で駆動されるチャンネルは、列同士で排他的な位置に配置されていることが望ましい。

30

【0026】

受信信号を所定の周波数帯域で取り出すフィルタリング処理を信号処理部が行う構成とすることも可能である。上記所定の周波数帯域としては、駆動される複数のチャンネルの間隔を d 、撮像対象内の音速を c としたとき、 c/d 以下の周波数帯域に設定する。

【0027】

上述の他の1回の送信では、制御部は、隣り合うチャンネルを連続させて送信信号を受け渡す構成とすることも可能である。

【0028】

複数の電気音響変換素子は、静電容量型の電気音響変換素子を用いることも可能である。この場合、電気音響変換素子には、直流バイアス電圧と、送信部から送信信号として供給される交流電圧信号とを印加する。制御部は、他の1回の送信で、選択的に送信信号を受け渡す電気音響変換素子に対しては直流バイアス電圧を供給し、それ以外の電気音響素子に対しては直流バイアス電圧を供給しないことにより、選択した電気音響変換素子を駆動することができる。

40

【0029】

また、本発明では、第2の態様として、以下のような超音波撮像装置を提供する。所定の超音波送受面に配列された複数の電気音響変換素子に送信信号を受け渡して駆動させ、撮像対象の所定位置に超音波ビームを送信させる送信部と、撮像対象からの超音波ビームのエコーを複数の電気音響変換素子で受信させ、受信信号を得る受信部と、受信信号を演算処理して画像を生成する信号処理部と、送信部と信号処理部とを制御する制御部とを有

50

する超音波撮像装置である。この制御部は、撮像対象の同位置に対して、送信部から振幅の異なる超音波ビームを2回以上送信させ、この2回以上の送信のたびに得た受信信号を信号処理部に演算させ、受信信号に含まれる非線形成分を抽出する。上記2回以上の送信には、超音波送受面の全ての電気音響変換素子を駆動させる送信と、超音波送受面のうち一部領域の前記電気音響変換素子のみを駆動させる送信とが含まれる。

【0030】

また、本発明の第3の態様によれば、以下のような超音波撮像装置が提供される。すなわち、複数の電気音響変換素子に送信信号を受け渡して駆動させ、撮像対象の所定位置に超音波ビームを送信させる送信部と、撮像対象からの超音波ビームのエコーを複数の電気音響変換素子で受信させ、受信信号を得る受信部と、受信信号を演算処理して画像を生成する信号処理部と、送信部と信号処理部とを制御する制御部とを有する超音波撮像装置である。この制御部は、撮像対象の同位置に対して、送信部から超音波ビームを3回以上送信させ、3回以上の送信のたびに得た受信信号を信号処理部に演算させ、受信信号に含まれる非線形成分を抽出させる。3回以上の送信のうち、1回の送信は複数の電気音響変換素子のうち所定の面積となる電気音響変換素子全てに送信部から送信信号を受け渡して駆動させ、残りの2回以上の送信は、所定の面積となる電気音響変換素子のうちの一部のみに選択的に前記送信信号を受け渡して駆動させる。残りの2回以上の送信で選択される一部の電気音響変換素子は、所定の面積となる複数の電気音響変換素子から2回の送信間で排他的に選択される。

【0031】

上記信号処理部は、例えば、1回の送信で得た受信信号から、残りの2回以上の送信で得た受信信号をすべて差し引くことにより、受信信号に含まれる非線形成分を抽出することができる。

【0032】

上記残りの2回以上の送信により、所定の面積となる複数の電気音響変換素子の全てが1回ずつ駆動されることが望ましい。

【0033】

上記残りの2回以上の送信ごとに、制御部は、送信信号を受け渡して駆動させる電気音響変換素子の面積が、それぞれ一定となるように、送信信号を受け渡して駆動させる電気音響変換素子を選択する構成にすることができる。

【0034】

複数の電気音響変換素子は、複数のチャンネルに分割された構成にすることも可能である。この場合、上記残りの2回以上の送信では、送信信号を受け渡して駆動させる電気音響変換素子を、チャンネル単位で選択することができる。例えば、制御部は、上記残りの2回以上の送信で、送信信号を受け渡して駆動させるチャンネルと、送信信号を受け渡さないチャンネルとを少なくとも1チャンネルごと交互に選択する構成にすることができる。

【0035】

上述のチャンネルは、さらに複数のサブチャンネルに分割された構造にすることも可能である。この場合、上記残りの2回以上の送信では、送信信号を受け渡して駆動させる電気音響変換素子を、サブチャンネル単位で選択することができる。例えば、上記残りの2回以上の送信では、チャンネルごとに、複数のサブチャンネルの中から送信信号を受け渡して駆動させるサブチャンネルと、送信信号を受け渡さないサブチャンネルを少なくとも1サブチャンネルごと交互に選択することができる。

【0036】

以下に本発明の一実施形態の超音波撮像装置について説明する。なお、以下の説明は、一例として医療用の超音波診断装置について行うが、本発明は医療用の装置に限られるものではなく、超音波を使った他の撮像・画像化装置に対しても適用できる。

【0037】

<第1の実施形態>

図1を用いて第1の実施形態の超音波診断装置の全体構成について説明する。図1は、超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。図1のように、本装置は、超音波探触子100と、送受切替部101、送信ビームフォーマ104、受信ビームフォーマ105、制御部106、信号処理部107、画像処理部108、ユーザーインターフェイス109、および、表示部110を備えている。

【0038】

超音波探触子100は、電気信号から音波へ、音波から電気信号へと変換する機能を持つ電気音響変換素子（振動子）を複数個含み、これら電気音響変換素子は、探触子100に所定の配列で1次元または2次元で配列され、超音波送受面を構成している。探触子100は、超音波送受面を撮像対象102に接触させて使用するのに適した外形に仕立てられている。

10

【0039】

配列された複数の電気音響変換素子は、予め定められた複数のチャンネルに仮想的もしくは物理的に分割されている。各チャンネルは、1以上の電気音響変換素子によって構成されている。

【0040】

送信ビームフォーマ104は、図2に示したように、波形選択部130と、送信波形形成・発生部131を含む。波形選択部130は、ユーザーインターフェイス109がユーザーから受け付けたパラメータ（送信周波数・波数・送波焦点位置・振幅等）の値に対応する波形種類・チャンネルごとの遅延時間設定・振幅変調・重み付け等を予め定めておいた範囲の中から選択する。送信波形形成・発生部131は、波形選択部130の選択した値で送信波形（送信信号）をチャンネルごとに生成し、送受切替部101に受け渡す。

20

【0041】

これにより、制御部106の制御下で、チャンネルごとに送波焦点に合わせた遅延時間をもつ送波信号が送信ビームフォーマ104から出力され、送受切替部101を介して超音波探触子100の各チャンネルを構成する電気音響変換素子に送られる。

【0042】

各電気音響変換素子は、送信信号を音波に変換する。各電気音響変換素子から音波（送信パルス）を発することにより、ユーザーが設定した焦点位置に焦点を結ぶ音場（超音波ビームあるいは送信ビーム）が形成される。

30

【0043】

撮像対象120からの反射された、超音波ビーム（送信ビーム）のエコー信号を、探触子100の各電気音響変換素子で受信し、電気信号（受信信号）に変換する。各々の電気音響変換素子の受信信号は、送受切替部101を介して、受信ビームフォーマ105に受け渡される。受信ビームフォーマ105では、受信したエコー信号に遅延を与え、受信ビームを形成する。受信ビームから得られた信号は、信号処理部107に受け渡される。信号処理部107は、フィルタ処理部132、演算処理部133およびメモリ134を含む。信号処理部107は、制御部106の制御下で、受信ビームから得られた信号に対して増幅処理や、所定のフィルタ処理や、信号演算処理を行う。増幅処理は、ユーザーインターフェイス109を介してユーザーが設定したTGC（time gain compensation）や増幅率等に応じて行う。また、必要ならばメモリ134に一時的に格納する。信号処理部107からの出力は、画像処理部108に受け渡され、画像データや時系列データが構築される。画像データや時系列データは、表示部110に出力され、表示される。

40

【0044】

それら各部の一連の動作は、制御部106によって制御される。これにより、制御部106は、THI（Tissue harmonic imaging）による撮像方法を実現させる。ユーザーインターフェイス109は、装置全体の運転の指示や、撮像方法選択、撮像に必要なパラメータ等をユーザーから受けつける。

【0045】

超音波診断装置の超音波探触子100を除いた他の構成は、本体装置として超音波探触

50

子100とは別の筐体に搭載することも可能であるし、一部を探触子100の内部に配置することも可能である。

【0046】

本実施形態の超音波診断装置で実現するTHIによる撮像方法について説明する。

【0047】

従来THIとして用いられてきたPI法や振幅変調法は、2回の送信を行い、それぞれの送信で得られたエコー信号を演算して非線形信号を抽出する。図18にPI法の説明図を示す。第1送信の送信信号1101によって得られるエコー信号1111は、線形成分1111aと生体伝搬中に生成された非線形成分1111bが混ざった状態で受信される。一方、第2送信の送信信号1102の波形は、第1送信の送信信号1101の波形に対して180度位相が反転しており、得られるエコー信号1112に含まれる線形成分1112aも1111aに対して反転した形となる。しかし、第2送信のエコー信号1112に含まれる非線形成分1112bの位相は反転しないため、第1と第2のエコー信号を加算演算すると、演算後エコー信号1120となり、演算後エコー信号1120の線形成分1120aの成分は0となるため、非線形成分1120bのみ得ることができる。

10

【0048】

また振幅変調法では、図19に示すように、第2送信の送信信号1202の波形の振幅は、第1送信の送信信号1201の波形の振幅の $1/n$ ($n>1$)となるように変調する。第2送信で得られるエコー信号1212は、第1送信のエコー信号1211に対して、線形成分は $1/n$ の音圧で、非線形成分は $1/n^2$ の音圧になる。したがって、第2送信のエコー信号1212を n 倍して第1送信のエコー信号1211から差し引く等の演算を行うことによって、演算後エコー信号1220となり、基本波成分1220aは0となるため、非線形成分1220bのみが残る。

20

【0049】

PI法では、第1送信パルスに対して第2送信パルスの位相を正確に180度を反転させる必要があり、振幅変調法では、第2送信パルスの振幅を正確に変調する必要がある。すなわち、2回目の送信パルスの正確な波形形成が必要である。しかし、電気音響変換素子の非線形性や、送信回路の非線形性が大きい場合、電気音響変換素子に入力する信号波形を正確に反転させたり、振幅を変調させたとしても、線形的な対応ができず、2つのエコー信号の演算で、エコー信号中の線形成分を完全に打ち消すことが困難になる。この結果、エコー信号に電気音響変換素子の非線形性の影響による信号が混ざることになり、撮像対象120の生体伝搬によって生成された非線形成分のみ抽出することができない。

30

【0050】

本実施形態は、超音波探触子100の電気音響変換素子が配列された超音波送受面（開口部）における駆動面積（駆動する電気音響変換素子の数）を変えることにより、送信ビーム全体の音圧（振幅）を調節し、振幅変調法を行う。すなわち、2回目の送信ビームの送信時には、1回目の送信ビームの送信時よりも超音波送受面（開口部）における駆動面積を小さくすることで、送信ビームの音圧を小さくする。なぜならば、送信される音圧は超音波送受面（開口部）内の駆動面積に比例するからである。このとき、1回目および2回目の送信時の両方で駆動される電気音響変換素子に入力する送信信号の波形は、同じとする。これにより、電気音響変換素子に非線形性があっても、1回目と2回目の送信ビームの送出時に、供給される送信信号の波形が同一であるため、電気音響変換素子の非線形性の影響を受けないパルスを送信でき、かつ、送信ビームの音圧を小さくすることができる。

40

【0051】

また本実施形態では、複数の電気音響変換素子から構成され、同一の信号線に接続されて同一の送信信号が入力されるチャンネルごとに、2回目の送信ビームの送信時に駆動するチャンネル（駆動チャンネル）と、駆動しないチャンネル（非駆動チャンネル）を選択する。駆動チャンネルの電気音響変換素子には、2回目の送信時に、1回目の送信信号と同一波形の送信信号を入力する。非駆動チャンネルには、2回目の送信時に、送信信号を

50

入力しない（信号電圧を0にする）。これにより、所望の割合のチャンネルを選択して、所望の音圧の送信ビームを得ることができる。

【0052】

送信時において、駆動するチャンネル領域がもっとも大きくなる場合の、超音波送受面の領域全体を「送信時の開口部」、その長径を「送信口径」と呼ぶ。図3（A）～（E）に、送信時の開口部内のチャンネルの配列の一例と、2回目の送信時の駆動チャンネルの選択例を示す。図3（A）～（E）に示した送信時の開口部には、12個のチャンネルからなるチャンネル31が送信口径（長径）方向に一例に配列されている。送信時開口部の短径方向のチャンネル数は1個である。各チャンネル31は、配列された複数の電気音響変換素子によって構成されている。なお、図3（A）～（E）では、理解を容易にするために、隣接するチャンネル31間に隙間を設けているが、実際の超音波探触子100では、隣接するチャンネル31間に隙間がない構成の場合もある。

10

【0053】

図3（A）は、1回目の送信ビームの送出時の駆動チャンネルであり、送信時の開口部内のすべてのチャンネル31が駆動される。図3（B）～（E）は、2回目の送信ビームの送出時の駆動チャンネルであり、図3（B），（C），（E）は、1回目の送出時の駆動チャンネル数の半分を駆動チャンネルにする選択例である。図3（B）は、1チャンネルおきに駆動チャンネル31aと非駆動チャンネル31bを交互に配置し、図3（C）は、2チャンネルおきに駆動チャンネル31aと非駆動チャンネル31bを交互に配置し、図3（E）は、送信時の開口部の中心付近に駆動チャンネル31aを連続して配置し、両脇に非駆動チャンネル31bを配置する。図3（B），（C），（E）のように、駆動チャンネル31aの選び方や並べ方が異なっても、駆動面積が送信時開口部の全体の半分であれば、2回目の送信ビームの音圧を1回目の送信ビームの半分にできる。図3（D）は、1回目の送出時の駆動チャンネル数の2/3を駆動チャンネルとする例であり、3チャンネルごとに一つの非駆動チャンネルを配置する。

20

【0054】

以下、図4のフローチャートを用いて、本実施形態の振幅変調法で撮像する場合の各部の動作について説明する。制御部106は、内蔵するメモリに予め格納されているプログラムを読み込んで実行することにより、図4のフローチャートのように各部を制御し、撮像を実行させる。

30

【0055】

まず、ステップ41において、制御部106は、表示部110に撮像方法の選択をユーザーに促す画面を表示させ、ユーザーがユーザーインターフェイス109を介して撮像方法を選択したならば、それを受け付ける（ステップ41）。例えば、撮像方法としては、本実施形態の振幅変調法、PI法、ならびに、THIではない通常の撮像方法等が選択可能であることを表示し、ユーザーの選択を受け付けることができる。

【0056】

ステップ41でユーザーが選択した撮像方法が振幅変調法である場合には、制御部106はステップ42に進み、撮像パラメータを受け付けるための画面を表示部110に表示させて、ユーザーインターフェイス109を介して撮像パラメータの入力をユーザーから受け付ける。撮像パラメータとしては、送信パルスの周波数、波数、焦点位置、振幅、ならびに、受信信号の処理時のTGCやゲイン等を受け付ける。送信ビームの振幅は、1回目の送信ビームの振幅の他に、2回目の送信ビームの振幅を1回目の振幅の1/n倍（ $n > 1$ ）にするかについても受け付ける。尚、これらのすべての撮像パラメータはユーザーによって選択される必要はなく、撮像方法に応じて予め用意されたパラメータを制御部106が選択することも可能である。

40

【0057】

ステップ41でユーザーが振幅変調法ではない撮像方法を選択した場合には、その撮像方法を実行するステップ（不図示）に進む。

【0058】

50

ステップ42で撮像パラメータを受け付けたならば、ステップ43に進み、2回目の送信ビームの送信時の超音波探触子100の駆動チャンネルパターンとして選択可能なものを表示部110に表示させ、ユーザーインターフェイス109を介してユーザーから選択を受け付ける。具体的には、制御部106の内蔵するメモリ内には、図3(B)～(E)のような複数種類の駆動チャンネルパターンが予め格納されており、ステップ42でユーザーから受け付けた、2回目の送信ビームの振幅の大きさに対応する1以上の駆動チャンネルパターンを表示部110に表示する。例えば、ユーザーが、2回目の送信ビームの振幅を1回目の送信ビームの振幅の1/2倍(50%)にするとステップ42で入力した場合は、制御部106は、図3(B)、(C)、(E)のパターンを表示部110に表示する。また、ユーザーが、2回目の送信ビームの振幅を1回目の送信ビームの2/3倍(約67%)にすると入力した場合は、図3(D)のパターンを表示部110に表示する。ユーザーが表示された複数の駆動チャンネルパターンから選択した場合もしくは、表示された駆動チャンネルパターンを了解した場合は、ステップ44に進む。

10

【0059】

なお、ステップ43では、ユーザーが複数パターンから選択するのではなく、2回目の送信ビームの振幅に応じて予め一つのパターンのみを用意しておき、制御部106がそのパターンを選択することも可能である。

【0060】

ステップ44では、制御部106は、送信ビームフォーマ104にステップ42で受け付けた撮像パラメータ(送信周波数・波数・送波焦点位置・振幅等)と、ステップ43で選択された2回目の送信ビームの駆動チャンネルパターンを受け渡す。送信ビームフォーマ104は、1回目の送信ビーム用の送信信号を生成する。すなわち、波形選択部130は、撮像パラメータに対応する波形種類・チャンネルごとの遅延時間・振幅・重みづけ等を予め定めておいた範囲の中から選択し、送信波形形成・発生部131は、波形選択部130の選択した値で送信波形(送信信号)をチャンネルごとに生成する。

20

【0061】

ステップ45では、制御部106は、送受切替部101を切り替え、1回目の送波信号を超音波探触子100の送信時開口部の各チャンネルを構成する電気音響変換素子に受け渡す。1回目の送信ビーム用の送信信号は、図3(A)に示したように、超音波探触子100の送信時開口部内の全チャンネル31の電気音響変換素子に受け渡される。これにより、所定の振幅の超音波ビーム(送信ビーム)が、撮像対象120に送波される。

30

【0062】

撮像対象120の生体内からのエコー信号は、超音波探触子100の受信時の開口部内の電気音響変換素子により受信され、電気信号に変換される。制御部106は、送受切替部101を切り替えて受信信号を受信ビームフォーマ105に受け渡す。受信ビームフォーマ105は、受信したエコー信号に遅延を与え、受信ビーム信号を形成し、信号処理部107に受け渡す。信号処理部107は、メモリに受信ビーム信号を一時記憶する。尚、受信時の開口部は、送信の開口部と必ずしも一致させる必要はない。

【0063】

つぎに、送信ビームフォーマ104は、2回目の送信ビーム用の送信信号を生成する。2回目の送信信号の波形は、ステップ44で選択された駆動チャンネルパターンの駆動チャンネル31aについては、1回目の送信信号波形と同一とする。非駆動チャンネル31bについては送信信号を生成しないか、もしくは電圧ゼロの信号を生成する。制御部106は、送受切替部101を切り替え、2回目の送信ビーム用の送信信号を送信ビームフォーマ104から超音波探触子100に受け渡す。

40

【0064】

これにより、超音波探触子100からは、2回目の送信ビームが、駆動チャンネル31aのみから送波される。2回目の送信ビームは、音圧が、1回目の送信ビームよりも小さく、しかも、電気音響変換素子の非線形応答性の影響を受けず、1回目の送信ビームに対して振幅のみが変調された波形となっている。

50

【0065】

2回目の送信ビームの生体内からのエコー信号は、1回目と同様に、超音波探触子100の受信時開口部内の電気音響変換素子により受信する。制御部106は、送受切替部101を切り替えて受信信号を受信ビームフォーマ105に受け渡し、受信ビーム信号を信号処理部107に受け渡す。尚、2回の受信時の開口部は、一致させることが望ましい。但し、実際の使用条件では、受信時の開口部に重み付けを行う場合があり、重みの形状によっては受信時の開口部の両端付近の電気音響変換素子により受信される信号は、開口部の中央付近の電気音響変換素子により受信される信号に対して十分小さくなる。その場合は、1回目の受信時の開口部が、2回目の受信時の開口部と異なっても構わない。画像化においては、受信時の開口部が異なることによる影響は小さく、実質的には開口部を
10

【0066】

ステップ46では、制御部106は、1回目および2回目のエコー信号を演算処理して、非線形成分のみを取り出す処理を信号処理部107に行わせる。信号処理部107は、受信ビーム信号から得られた受信信号に対して増幅処理および所定のフィルタ処理した後、2回目のエコー信号の受信信号を n 倍し、1回目のエコー信号の受信信号から差し引く処理を行う。

【0067】

この処理を具体的に説明する。1回目の送信ビームの音圧を p としたとき、線形成分の音圧レベルは p に比例する P で表わされ、非線形成分（第2高調波）の音圧レベルは P^2 に比例するため、全体のエコー信号の音圧は、 $P + \alpha P^2$ （ α は任意の数）と表わせる。2回目の送信ビームの送出時の駆動チャンネル31aが送信時開口部に占める駆動面積が、図3（D）のように $2/3$ の大きさであった場合、2回目の送信ビームの音圧は $(2/3)p$ となり、エコー信号の音圧は、 $(2/3)P + \alpha(4/9)P^2$ と表わされる。この2つのエコー信号から非線形成分のみ取り出すには、2回目のエコー信号を $3/2$ 倍し、1回目のエコー信号から差し引けばよい。この演算で、 P の項が打ち消され、 $\alpha(1/3)P^2$ のみ残るため、非線形成分のみ抽出することができる。また、1回目のエコー信号を $2/3$ 倍し、2回目のエコー信号を差し引いても、同様に非線形成分のみを抽出できる。
20

【0068】

よって信号処理部107は、ステップ42においてユーザーが設定した2回目の送信ビームの振幅が1回目の送信ビームの振幅の $1/n$ 倍（ $n > 1$ ）、1回目および2回目の送信ビームのエコー信号の音圧信号を P_1 、 P_2 とした時、 $P_1 - nP_2$ または $(1/n)P_1 - P_2$ を演算により求める。これにより、線形成分が打ち消され、非線形成分 $(1 - (1/n))P^2$ または $(1/n)(1 - (1/n))P^2$ に比例する成分のみを残すことができる。
30

【0069】

得られた非線形成分は、画像処理部108に受け渡されて、画像データが構築される。これにより、THIによる画像を得ることができる。

【0070】

なお、 $1/n$ をできるだけ小さい値に設定し、演算処理としては $P_1 - nP_2$ を行うことが、非線形信号を大きく抽出するため望ましい。つまり、2回目の送信において超音波探触子100の送信時開口部内の駆動するチャンネル数（駆動面積）をできるだけ小さくすることにより、受信信号の演算処理後に得られる非線形成分を増やすことができる。
40

【0071】

上記説明では、送信時の開口部内の全チャンネルを駆動チャンネル31とする1回目の送信ビームの後に、一部のチャンネルのみを駆動チャンネル31aとする2回目の送信ビームを送信しているが、1回目の送信と2回目の送信の順番を入れ替えることも可能である。なお、ここでは便宜上、送信時に駆動するチャンネルの領域が最も大きくなる場合の領域全体を送信時の開口部とした。つまり、例えばプローブの持つチャンネル数が送信口
50

径方向に196個のときでも、64チャンネルが駆動するチャンネルの最大領域である場合には、64チャンネルの領域が送信時の開口部となる。

【0072】

このように、本実施形態では、図1に記載する超音波探触子100に配置された複数の電気音響変換素子に送信信号を受け渡して駆動させ、撮像対象120の所定位置に超音波ビームを送信させる送信ビームフォーマ104と、撮像対象120からの前記超音波ビームのエコーを複数の電気音響変換素子で受信させ、受信信号を得る受信ビームフォーマ105と、受信信号を演算処理して画像を生成する信号処理部107と、送信ビームフォーマ104と前記信号処理部とを制御する制御部106とを有する超音波撮像装置である。制御部106は、撮像対象120の同位置に対して、送信ビームフォーマ104から超音波ビームを2回送信させ、2回の送信のたびに得た受信信号を信号処理部107で演算させ、受信信号に含まれる線形成分を打ち消し、非線形成分を抽出させる。2回の送信のうち、1回の送信は、複数の電気音響変換素子のうち所定の面積（送信時開口部）となる電気音響変換素子全てに送信部から送信信号を受け渡して駆動させ、他の1回の送信は、所定の面積となる電気音響変換素子のうちの一部のみに選択的に送信信号を受け渡して駆動させる。つまり、駆動チャンネルの数（駆動面積）を低減することにより、送信ビームの振幅を変調するため、駆動チャンネルの電気音響変換素子に対しては、2回の送信とも全く同一波形の入力電圧が印加されている。よって、電気音響変換素子等のデバイスの非線形性からくる電圧依存による波形歪みの影響を受けず、生体内の伝搬により生じた非線形成分のみを精度よく取り出すことができる。

【0073】

なお、第1の実施形態では、2回の送信のうち、1回目の送信時に、送信時開口部の全てのチャンネルを駆動し、2回目の送信時に、送信時開口部内の一部のチャンネルを駆動チャンネルとする例について説明したが、1回目の送信と2回目の送信の順番を入れ替えて行うことはもちろん可能である。

【0074】

＜第2の実施形態＞

第2の実施形態の超音波診断装置について説明する。

【0075】

第2の実施形態の超音波診断装置は、第1の実施形態と同様に、送信ビームを2回送波し、1回の送信での駆動チャンネルの数（送信時開口部の駆動面積）を、他の1回の送信でのそれよりも少なく（小さく）することで送信ビームの音圧を変調し、振幅変調法によるTHIを行う超音波診断装置である。第2の実施形態では、さらにグレーティングローブの発生を考慮して、打ち消し残り線形成分を低減し、アーチファクト（画像における虚像）を抑制できる適切な駆動チャンネルパターンを選択可能にする。

【0076】

まず、グレーティングローブについて説明する。一般に、電子走査型アレイ超音波プローブでは、アレイ状の各電気音響変換素子から発射される超音波の波面が合成され送信ビームを作る。電気音響変換素子は、目的の方向（主軸）に超音波の位相を一致させるように、チャンネルごとに遅延をかけられる。ところが、電気音響変換素子から発する送信パルスは複数の波を含んでいるため、隣り合うチャンネルの電気音響変換素子の一つ遅れた位相とも波面を形成する。よって、その波面を形成する方向にもビームが作られることになり、主軸と異なる方向からも強いエコー信号を受けることになる。このように主軸と異なる方向に指向性を持つビームをグレーティングローブ呼ぶ。

【0077】

隣り合うチャンネルの間隔（ピッチ）を d 、超音波の波長を λ としたとき、グレーティングローブは主軸から $\theta = \sin^{-1}(m\lambda/d)$ （ただし、 m は整数）の方向に現れる。つまり、 θ が撮像したい視野の外にくるように、チャンネルのピッチ d と波長 λ を設定すれば、グレーティングローブの発生を防ぐことができる。周波数が同じパルスの場合、チャンネルのピッチ d を小さく設定するほどグレーティングローブは発生しにくくなる。

【0078】

第1の実施形態では、2回の送信のうち1回の送波時に、超音波探触子100の駆動チャンネル数（送信時開口部内の駆動面積）を全チャンネル数（送信時開口部の全領域）よりも少なくすることにより、デバイスの非線形性を除外したTHIを行っている。通常の超音波探触子100は、チャンネルのピッチ d が送信パルスの周波数に対してグレーティングローブが発生しないように設計されているため、送信開口部内の駆動面積を減らすために選択する駆動チャンネルパターンによっては、ピッチ d を拡大させるのと同様になり、グレーティングローブ発生条件を満たしてしまう場合がある。

【0079】

以下これを具体的に説明する。図5（A）は、超音波探触子100としてリニアアレイ探触子を用いた場合の、送信ビームの深度20mmのフォーカス付近での線形成分音場を求めたシミュレーション結果である。シミュレーションでは、生体中の音速を1500m/s、減衰係数を0.5dB/cm/MHzと仮定した。超音波探触子100の超音波受面は、チャンネルのピッチ d が0.2mmで全42チャンネルからなり、送信口径約8.4mmであるとした。図5（A）の縦軸は音圧を示し、横軸は方位方向の角度を正弦関数で示し、送信ビームの主軸は $\sin\theta=0$ の方向となっている。

【0080】

図5（A）のプロット1901は、全チャンネルを駆動して、中心周波数9MHz、比帯域幅70%のパルスを送波した場合の送信ビームの線形成分の音圧分布である。ここで比帯域幅とは、送信スペクトラムのうち帯域を中心周波数で割ったものである。

【0081】

プロット1902は、図3（B）のように、駆動チャンネル31aと非駆動チャンネル31bを交互に設定した駆動チャンネルパターンを用い、駆動面積を全チャンネル駆動時の半分とした場合の送信ビームの音圧分布である。但し、プロット1901、1902はともに、それぞれの最大音圧で規格化している。

【0082】

プロット1901とプロット1902を比較すると、主軸（ $\sin\theta=0$ の方向）付近は両者でよく一致しているが、プロット1902は、主軸からずれた方位角 $\sin\theta=0.5$ の方向付近に音圧の盛り上がりが見られ、音場の違いが大きい。プロット1902の場合、駆動チャンネル31aが実際のチャンネルの一つおきになるため、実質的なチャンネルピッチが実際のチャンネルピッチ d の2倍となり、グレーティングローブの発生を完全に抑制できなくなっているためである。このように、隣り合う駆動チャンネル31aの間隔が図3（B）の場合のようにチャンネル一つ分よりも広くなると、グレーティングローブが生じるため、駆動チャンネル31aの間隔は、グレーティングローブの許容範囲に応じて設定する必要がある。例えば、チャンネルの2つ分よりも小さい間隔であることが好ましい。グレーティングローブが発生すると、図4のステップ46における演算処理により、主軸における線形信号を打ち消して非線形信号を抽出しても、グレーティングローブによる線形信号は打ち消すことができないため、処理後の信号に線形信号が残存する。つまり、打ち消し残った線形成分による信号が、非線形信号と同時に画像上に表示されることになり、アーチファクト（画像における虚像）の原因となる。

【0083】

一方、駆動チャンネルパターンを図3（E）とし、他の条件はプロット1902と同じにした場合の送信ビームの音圧分布が、図5（A）のプロット1903である。図3（E）の駆動チャンネルパターンは、駆動チャンネル31aが送信時開口部内の中心にまわっており、隣り合う駆動チャンネル同士のピッチ d は、駆動面積を低減しても広がらないため、プロット1903にはグレーティングローブは発生しない。従って、プロット1903はプロット1901の音場に近いものになっている。この場合、図4のステップ46での演算処理により主軸における線形信号を打ち消して非線形信号を抽出する際、処理後の信号に残る線形信号はプロット1902の場合よりも小さくなる。

【0084】

このように、駆動チャンネルパターンとして適切なパターンを選択することにより、グレーティングローブの発生を抑制でき、線形信号の打ち消し残りを小さくできることがわかる。

【0085】

そこで、第2の実施形態では、装着されている超音波探触子100のチャンネルピッチdと、撮像パラメータとしてユーザーから設定される送信パルスの周波数、波数、フォーカス深度等に応じて、グレーティングローブを抑制可能な撮像チャンネルパターンを予め演算または実験により求め、これを図6のようなテーブル等にして、制御部106内のメモリに予め格納しておく。

【0086】

図7のフローに示すように、第2の実施形態の撮像方法では、ステップ42で、周波数、波数、焦点位置、振幅等の撮像パラメータの入力をユーザーから受け付けたならば、制御部106は、ステップ83に進み、メモリ内の図6のテーブルから撮像パラメータとして設定された周波数、波数、フォーカス深度に対応する、最適な駆動チャンネルパターンを読み出す。ここでは、駆動チャンネルパターンとして、パターンN、A、Bの3種類のいずれかが図6のテーブルに従って選択される。

【0087】

なお、装着されている超音波探触子100のチャンネルピッチdについては、使用可能な超音波探触子100の種類が固定的である場合には、固定値としてテーブル内に組み込んでおくことが可能であるし、ピッチの異なる複数種類の超音波探触子100をユーザーが選択して使用できる場合には、ステップ42において撮像パラメータの一つとしてユーザーからピッチdの入力を受け付けることも可能である。また、装着可能な超音波探触子100の種類と、そのチャンネルピッチdとの関係をテーブル等にして制御部106内のメモリに予め格納しておき、ステップ42において、ユーザーが装着した超音波探触子100の種類を選択することで、制御部106は、選択された超音波探触子100のチャンネルピッチdをテーブルから読み出し、図6のテーブルの駆動チャンネルパターンの選択に用いることも可能である。

【0088】

制御部106は、読み出した駆動チャンネルパターンと、このパターンがグレーティングローブの抑制に最適であることを表示部110に表示し、ユーザーに示す。ユーザーがこのパターンに了解したならば、ステップ44に進む。また、ステップ83においてユーザーが、表示部110に示された最適パターン以外の他の駆動チャンネルパターンを任意に選択できるようにすることも可能であり、この場合は、制御部106は、ユーザーが選択したパターンを用いる。

【0089】

他のステップ41～42、44～46は、第1の実施形態と同じであるので説明を省略する。また、装置構成についても第1の実施形態と同様である。

【0090】

このように、第2の実施形態では、撮像パラメータに応じて、グレーティングローブを抑制できる最適な駆動チャンネルパターンを選択できるため、信号処理部107で処理後にグレーティングローブに起因する線形成分の打ち消し残りを低減できる。よって、打ち消し残った線形成分によるアーチファクトを抑制でき、より非線形信号の割合の高いTHI画像を得ることができる。

【0091】

また、グレーティングローブの発生は、送信パルスの比帯域幅にも依存する。例えば、電気音響変換素子としてCMUT (Capacitive micro-machined ultrasonic transducers: 静電容量型マイクロマシン超音波トランスデューサ) や単結晶圧電体を用いる場合、広く用いられているPZT (Lead zirconate Titanate: チタン酸ジルコン酸鉛) を用いた素子よりも広帯域に送信パルスを作ることができる。広帯域パルスは、ほぼ単一パルスになるため、主軸以外の方向で波の重なり合う領域が減りグレーティングローブは発

10

20

30

40

50

生しにくくなる。具体例として、図5（B）に、送信パルスの比帯域幅を125%にし、他の条件は、図5（A）と同様とした場合のシミュレーション結果を示す。プロット1905は、全チャンネルを駆動した場合であり、プロット1906が図3（B）の駆動チャンネルパターンの場合であり、プロット1907が図3（E）の駆動チャンネルパターンの場合である。図5（A）のプロット1902と図5（B）のプロット1906を比較すると、比帯域幅が125%の広帯域パルスを用いることにより、図3（B）の交互に駆動チャンネルを設定する駆動チャンネルパターンを選択した場合であっても、グレーティングローブが抑制されていることがわかる。

【0092】

このように、送信パルスの比帯域幅によっても、グレーティングローブを抑制できる適切な駆動チャンネルパターンは変化するため、最適な駆動チャンネルパターンを求める際のパラメータとして、送信パルスの帯域幅を考慮することも可能である。比帯域幅は送信波形の時間領域では波数に対応するため、送信パルスの波数をパラメータとしても本質的には同じ事である。この場合、図6のテーブルを予め演算等により求める際に、送信パルスの比帯域幅もしくは波数をパラメータとして含むテーブルを作成し、図7のステップ42において制御部106は、送信パルスの帯域幅をユーザーから受け付ける構成にする。

【0093】

また、駆動チャンネルパターンのみならず、駆動面積の割合を最適にすることにより、線形成分の打ち消し残りを低減することも可能である。これを図8のプロットを用いて説明する。プロットの横軸は送信時開口部の総面積に対する駆動チャンネルの面積の割合を表し、縦軸はその駆動面積を用いた場合の送信ビームの最大音圧差の変化を示している。最大音圧差とは、送信口径内の全チャンネルを駆動させたときの送信ビーム全体との差分のうち、最大となる点の音圧差を表す。このプロットは、図5（A）のプロット1903と同様なシミュレーション条件を用いた計算結果より求めた。

【0094】

駆動面積を低減した送信（2回目の送信）時の駆動面積が、送信時開口部の総面積に近い（100%に近い）ほど、全チャンネル送信時（1回目の送信）との最大音圧差は小さくなるため、図7のステップ46の受信エコー演算後に残存する線形成分は低減される。このため、打ち消し残り線形成分を低減し、アーチファクトを抑制する観点からは、2回目の送信時の駆動面積が送信時開口部の総面積に近いことが望ましい。一方、駆動面積を低減した送信（2回目の送信）時の駆動面積が小さいほど、送信ビームの音圧が小さくなるため、図7のステップ46の演算後の非線形成分は大きく得られ、S/Nの高いTHIが可能となる。このため、非線形成分を大きく得るためには、2回目の送信の駆動面積は小さい方が望ましい。

【0095】

そこで、打ち消し残り線形成分低減と非線形成分増加を両立できる範囲に駆動面積を設定する。具体的には、打ち消し残り線形成分に起因するアーチファクトが画像上で認識できる量が、最大音圧差3dB相当であるとする、打ち消し残り線形成分低減の観点からは駆動面積の割合が、図8の例では約74%以上であることが望ましい。一方、S/N向上の観点からは、2回目の送信の駆動面積が小さい方が望ましい。そこで、両方を考慮して、最適な駆動面積として74%を選択する。これにより、S/Nの高いTHIを実現しながら打ち消し残り線形成分をより低減できる。

【0096】

＜第3の実施形態＞

第3の実施形態の超音波診断装置について説明する。

【0097】

第1および第2の実施形態では、2回の送信のうち1回の送信で、超音波探触子100に駆動チャンネルと非駆動チャンネルを設けることにより駆動面積（駆動する電気音響変換素子の数）を低減し、送信ビームの音圧を低減した。第3の実施形態では、チャンネル内に設けられたサブチャンネルの単位で、駆動するサブチャンネルと駆動しないサブチャ

ンネルを設けることにより、送信ビームの音圧を低減する。

【0098】

例えば、図9（A）に示される様に、各チャンネル31に2つ以上のサブチャンネル91を設置する。駆動面積を低減して送信ビームを送信する際には、図9（B）のように、2つ以上のサブチャンネル91のうち一部のサブチャンネル91aのみを駆動させ、残りは非駆動サブチャンネル91bとする。これにより、チャンネル31内の駆動するサブチャンネル91aの割合により、送信ビームの音圧を低減することができる。このとき、図9（B）のように超音波探触子100の送信時開口部内で、駆動サブチャンネル91aの間隔を一定になるようにすれば、駆動サブチャンネル91aのピッチは必ずチャンネル31のピッチdと同等になる。よって、駆動面積を低減する際にチャンネル31の実質的なピッチが拡大することがなく、ピッチ拡大によるグレーティングローブの発生の懸念はない。ただし、非駆動サブチャンネル91bを設けることにより、実質的なチャンネル31の幅が異なるため、これに起因する音場の違いは多少生じる。

10

【0099】

図10は、超音波探触子100としてリニアアレイ探触子を用いた場合の、送信ビームの深度20mmのフォーカス付近での線形成分音場を求めたシミュレーション結果である。シミュレーションでは、生体中の音速を1500m/s、減衰係数を0.5dB/cm/MHzと仮定した。超音波探触子100の超音波送受面は、チャンネルのピッチdが0.2mmで全42チャンネルからなり、送信口径約8.4mmであるとした。送信パルスの中心周波数9MHz、比帯域70%である。図10の縦軸は音圧を示し、横軸は方位方向の角度を正弦関数で示し、送信ビームの主軸は $\sin\theta=0$ の方向となっている。

20

【0100】

図10において、プロット2501は、全チャンネル31のすべてのサブチャンネルを駆動した場合の送信ビームの音圧分布であり、プロット2502は、図9（B）のように各チャンネルを構成する二つのサブチャンネル91の一方のサブチャンネル91aを駆動し、駆動面積を半分にした場合のものである。但し、プロット2501、2502はともに、それぞれの最大音圧で規格化している。

【0101】

図10から明らかなように、プロット2502の送信ビームの音圧分布は、プロット2501の送信ビームの音圧分布とほぼ一致しており、グレーティングローブの発生が抑制されていることがわかる。このように、チャンネル31を構成するサブチャンネルの単位で、駆動サブチャンネル91aと非駆動サブチャンネル91bを設定することにより、駆動面積を低減してもグレーティングローブを抑制でき、打ち消し残り線形成分によるアーチファクトを低減できる。

30

【0102】

なお、チャンネル31にサブチャンネルの単位で駆動サブチャンネル91aと非駆動サブチャンネル91bを設定するためには、例えば、図11（A）のように、送受切替部101内にスイッチ2402をチャンネル31ごとに設置し、スイッチ2402が送信ビームフォーマ104からの送信信号を駆動サブチャンネル91aに受け渡すように切り替える構成とする。スイッチ2402の切り替えは、制御部106の制御下で送受切替部101が行う。

40

【0103】

また、超音波探触子100の電気音響変換素子としてCMUTのような容電型トランスデューサを用いる場合、振動膜および下部基板内に設置された2つの電極間にDCバイアスおよびAC（交流）電圧をかけることで電極間に電位差を発生させ、振動膜を振動させる。CMUTではバイアス電圧が印加されなければ電気音響変換効率は極めて悪く、またAC電圧の周波数の2倍の周波数で振動してしまうため、実効的には関心帯域における送信が不可能となる。そのため、超音波探触子100には、各電気音響変換素子（CMUT）の一方の電極にDCバイアスを供給する電源92が接続され、DCバイアス電源92には、図12のように、DCバイアス電圧を制御する制御部93が接続されている。送信ビ

50

ームフォーマ104は、送信信号としてAC電圧をチャンネルごとに供給する。

【0104】

そこで、CMUTを用いる超音波探触子100において、各チャンネルにサブチャンネルを設ける場合には、図11(A)のように、AC電圧をスイッチ2402により、駆動するサブチャンネル91aのCMUTにのみ受け渡す構成にすることが可能であるし、図11(B)のように、駆動するサブチャンネル91aのCMUTのみにDCバイアスを供給し、非駆動サブチャンネル91bにはDCバイアスを供給しない構成とすることも可能である。図11(B)の構成の場合、DCバイアスは駆動されるチャンネルで一定電圧（共通電圧）であるため、一つのチャンネル内に配置するサブチャンネルの数と同数のDCバイアス系統95a、95bを設けるのみで、駆動サブチャンネル91aには系統95aからDCバイアスを印加して駆動させ、非駆動サブチャンネル91bには系統95bからDCバイアスを印加せずに非駆動にすることができる。全サブチャンネルを駆動する際には、全系統95a、95bからDCバイアスを供給する。これにより、チャンネル数と同数のスイッチを設ける必要がなく、系統の数と同数（図11(B)の場合は二つ）のスイッチをDCバイアス電源92に設け、DCバイアス電圧制御部93の制御により二つのスイッチを切り替えるのみの簡単な構成にすることができる。

10

【0105】

なお、図11(A)、(B)では、1つのチャンネルに2つのサブチャンネルを配置する例を示しているが、サブチャンネル数を3以上にし、駆動面積をより小さくすることも可能である。

20

【0106】

また、本実施形態によるサブチャンネル単位での駆動面積の低減と、第1および第2の実施形態のようにチャンネル単位での駆動面積の低減とを組み合わせることも可能である。

【0107】

＜第4の実施形態＞

第4の実施形態では、第2および第3の実施形態で示したグレーティングローブによる打ち消し残り線形成分を抑圧する、さらに別の形態について説明する。

【0108】

一般的にリニア型、コンベックス型などのアレイ型の超音波探触子100は、長方形にかたどられた電気音響変換素子の配列構造を持ち、送信口径（長軸）方向に複数のチャンネルがアレイ状に配置され、長軸方向に撮像対象の断層像を描く。また、送信口径と直交する短軸方向にも複数のチャンネルがアレイ状に配置されているものがある。例えば、図13(A)のように、2次元にチャンネル31が配置されている場合、長軸方向のチャンネルの遅延時間を操作するなどによって、超音波ビーム（送信ビーム）のフォーカス点を変化させる。短軸方向のチャンネルは、音響レンズによってフォーカス点が固定されている場合や、フォーカス点の深さによって、短軸方向の駆動チャンネル数を変化させる場合がある。

30

【0109】

このように、長軸方向のみならず短軸方向にもチャンネルが並べられた探触子100を用いる場合には、以下のように駆動するチャンネル31aを選択すれば、2回送信のうち1回の送信で送信ビームの音圧を低減するとき、グレーティングローブを抑えることができる。すなわち、図13(B)、(C)のように短軸方向1列目の駆動チャンネル31aのパターンを設定したならば、短軸2列目以降のチャンネルの駆動チャンネル31aは、短軸1列目の駆動チャンネル31aに対して排他的にする。すなわち、短軸1列目とは異なる位置のチャンネル31を駆動チャンネル31aとする。このとき、短軸方向各列の駆動チャンネル31aがその列に占める面積割合は、一定とすることも可能であるし、列ごとに異なってもよい。

40

【0110】

このように駆動チャンネル31aを配置することで、例えば図13(B)の駆動チャン

50

ネルパターンの駆動面積は、送信開口部の総面積に対して $1/2$ であるが、長軸方向についてみると、短軸 1 列目と 2 列目の駆動チャンネル 3 1 a が非駆動チャンネルの位置を互いに補い合うように位置しているため、長軸方向については駆動チャンネル 3 1 a のピッチが、送信開口部内の全チャンネル駆動時と実質的に同等となる。したがって、長軸方向については、形成される送信ビームの音場が全チャンネル駆動時のビームフォーミングによる音場と同等となり、撮像対象の断層画像ではグレーティングローブ発生を抑えることができる。

【0111】

同様に、図 1 3 (C) の駆動チャンネルパターンの駆動面積は、送信開口部の総面積に対して $1/3$ であるが、長軸方向についてみると、短軸 1 列目と 2 列目の 3 列目の駆動チャンネル 3 1 a が相互に補い合う位置にあるため、長軸方向については、駆動チャンネル 3 1 a のピッチが送信開口部内の全チャンネル駆動時と実質的に同等である。

10

【0112】

なお、送信開口部内に 2 次元にチャンネルが配置されている場合に、図 1 3 (B)、(C) のようにチャンネル 3 1 a を駆動するためには、送信ビームフォーマ 1 0 4 は、2 次元に配列された全チャンネルにそれぞれ送信信号を出力する構成とすることももちろん可能であるが、長軸方向に沿った 1 列分のチャンネルに送信信号を出力する構成を備え、送受切替スイッチ 1 0 1 を介して、短軸 1 列目、2 列目、3 列目のいずれかのチャンネルに選択的に送信信号を受け渡すよう切り替える構成とすることも可能である。これにより、図 1 3 (B)、図 1 3 (C) のようなパターンで、駆動チャンネル 3 1 a を駆動することができる。

20

【0113】

上記図 1 3 (C) では短軸方向に 3 列の場合のチャンネルが配置されている探触子 1 0 0 において、短軸各列の駆動チャンネルが互いに補い合うようなチャンネルパターンについて説明したが、長軸方向について全チャンネル駆動時と同じ送信開口となれば、短軸列におけるチャンネルは何回でも駆動してよい。例えば図 1 3 (D) に示すようなパターンで、長軸 1 列目についてみると短軸 1 列目と 3 列目の 2 チャンネルが駆動している。このような場合でも、長軸方向については駆動チャンネル 3 1 a のピッチが、送信開口部内の全チャンネル駆動時と実質的に同等となるため、グレーティングローブの発生を抑えることができる。このため、4 列以上のチャンネルが短軸方向に配置されている場合には、図 1 3 (B) の駆動チャンネルパターンまたは図 1 3 (C) の駆動チャンネルパターンを繰り返し配置した駆動チャンネルパターンの構成にすることも可能である。例えば図 1 3 (E) のように、短軸方向に 4 列のチャンネルが配置されている探触子の場合には、図 1 3 (B) の駆動チャンネルパターンを短軸方向に 2 回繰り返し配置したパターンにすることができる。また、短軸方向に 6 列のチャンネルが配置されている場合には、図 1 3 (C) の駆動チャンネルパターンを 2 回繰り返し配置したパターンにすることができる。また、図 1 3 (B) の駆動チャンネルパターンと図 1 3 (C) の駆動チャンネルパターンを短軸方向に交互に繰り返し配置したパターンにすることも可能である。これらの場合も、図 1 3 (B) および図 1 3 (C) と同様に、グレーティングローブ発生を抑制する効果が得られる。このように、図 1 3 (B) や図 1 3 (C) のパターンを繰り返し配置することにより、長軸と短軸の区別のない 2 次元アレイ超音波探触子においても、グレーティングローブの発生を抑制することができるため、長軸と短軸の区別のない 2 次元アレイ超音波探触子を用いて複数方向の断層像を写すような場合に有効である。

30

40

【0114】

2 回の送信のうち、駆動面積を低減させる送信に用いるチャンネルパターン以外の構成は、第 1 の実施形態と同様であるので説明を省略する。なお、本実施形態を第 3 の実施形態で示されるサブチャンネル駆動の方法を用いて、サブチャンネル単位で駆動面積を低減させる方法と組み合わせることも可能である。

【0115】

< 第 5 の実施形態 >

50

第5の実施形態では、グレーティングローブを避けるさらに別の形態として、信号処理部107のフィルタ処理部132より、エコー信号の周波数を選択する構成について説明する。すなわち、低周波領域の非線形信号のみを取得するようにフィルタをかけて、グレーティングローブを避ける。

【0116】

図14に示したように、中心周波数 f_0 で帯域幅 $2f_s$ のパルスを送信した場合、生体伝搬中に発生する非線形信号は、 $2f_0$ を中心とした第2高調波成分3115以外にも、 f_s 、 $2f_s$ などを中心とした低周波領域の非線形成分（差音成分）3110が生成されることが知られている。

【0117】

一方、リニア型探触子のような主軸が口径に対して垂直の場合、グレーティングローブの発生条件は、実質的なチャンネルピッチを d 、超音波の波長を λ としたとき、 $0 < (\lambda/d) < 1$ のときである。 λ は、音速を c 、周波数を f とすると、 $\lambda = c/f$ と書き直せる。つまり、図14のように、グレーティングローブ3120が発生する周波数領域は $f > c/d$ となる。例えば、図3(B)の駆動チャンネルパターンを用い、実質的なチャンネルピッチが0.4mmの探触子から送信ビームを生成する場合、発生するグレーティングローブ成分は3.9MHz以上の周波数領域に現れることになる。

【0118】

本実施形態では、この性質を利用してグレーティングローブ3120を除去する。すなわち、図4のステップ46において、信号処理部107のフィルタ処理部132は、受信フィルタをかけて高周波をカットする際に、高域カットオフ値をグレーティングローブ成分の周波数領域の下限 c/d より下に設定し、除去する。これにより、グレーティングローブ3120による線形信号が、受信信号に残存することを防止でき、低周波領域に生成する差音成分3110の非線形信号を抽出できる。なお、セクタ型探触子のような主軸を傾けて深部で広い視野を得るような走査型探触子では、グレーティングローブ発生条件は広い範囲となり得る。したがって、探触子100の物理的なチャンネルピッチと、駆動チャンネルパターンから、実質的なチャンネルピッチ d を求め、求めた d とグレーティングローブ発生条件から受信フィルタ帯域の高域カットオフ周波数を決定する。

【0119】

具体的な例を用いてさらに説明する。物理的なチャンネルピッチが0.2mmの構造のリニア探触子100で、1回目の送信では送信開口部内の全チャンネルを駆動し、2回目の送信では送信開口部内の1/2のチャンネルのみを駆動する場合を考える。2回目の送信では、図3(B)の駆動チャンネルパターンを用いる。この場合、2回目の送信では、駆動チャンネル31aの実質的なピッチは0.4mmとなるため、中心周波数9MHzの超音波を送信すれば、グレーティングローブが発生するが、グレーティングローブの出現する領域は、約3.9MHz以上の周波数領域である。したがって、2回の送信におけるエコー信号に対しては、ステップ46において信号処理部107のフィルタ処理部132が、3.9MHzよりも低域にセットした受信フィルタで信号をフィルタリングし、差音成分3110の非線形信号を抽出する演算処理を行う。

【0120】

他のステップは、第1の実施形態の図4と同様にする。また、装置の全体構成についても、第1の実施形態と同様である。

【0121】

このように、本実施形態では、フィルタ処理によってグレーティングローブを除去し、非線形信号（差音成分）を抽出できるため、グレーティングローブによるアーチファクトを抑制した差音成分によるTHI像を得ることができる。

【0122】

また、第1の実施形態に限らず、第2～第3の実施形態と本実施形態のフィルタ処理とを組み合わせることも可能である。

【0123】

＜第 6 の実施形態＞

第 6 の実施形態の超音波診断装置について説明する。第 2 ～ 第 5 の実施形態では、2 回の送受信を行う振幅変調法において、グレーティングローブを抑制し、打ち消し残り線形成分を低減させながらデバイスの非線形性に影響されない T H I を実現する方法について述べた。第 6 の本実施形態では、3 回以上の送受信を行って、グレーティングローブの影響を完全に除外する撮像方法を説明する。

【0 1 2 4】

本実施形態では、第 1 送信時には、超音波探触子 1 0 0 の送信時開口部内の全チャンネルを駆動し、第 2 ～ 第 k 送信時（ただし、 $k \geq 3$ 、k は整数）では、それぞれ第 1 送信時よりも面積の小さい駆動領域（駆動チャンネル）を駆動する。このとき、第 2 ～ 第 k 送信時の送信時開口部内の駆動領域（駆動チャンネル）を重ね合わせた合計が、第 1 送信時の駆動領域（送信開口部内の全チャンネル）と一致するように、第 2 ～ 第 k 送信時の駆動領域（駆動チャンネル）を決定する。すなわち、第 2 ～ 第 k 送信時の駆動チャンネルを相互に排他的に配置する。

【0 1 2 5】

送信超音波のエコー信号中の線形成分は、送信ビームの音圧に比例して生成される。第 1 送信時の駆動面積に対して例えば $1/n$ 倍（ $n > 1$ ）の駆動面積を持つ第 2 ～ 第 k 送信のエコー信号中の線形信号は、第 1 送信のエコー信号中の線形信号の $1/n$ 倍（ $n > 1$ ）となる。しかも、第 2 ～ 第 k 送信時の駆動領域を重ね合わせた合計の面積は、第 1 送信時の駆動面積と一致するため、理論上、第 2 ～ 第 k 送信の超音波ビーム（送信ビーム）の音場の線形成分の合算は、第 1 送信の送信ビームの音場の線形成分のそれと完全に一致する。このため、第 2 ～ 第 k 送信の各エコー信号の受信信号を合算して、第 1 送信のエコー信号の受信信号から差し引く等の演算を行えば、受信信号中の線形成分は完全に打ち消される。グレーティングローブも線形成分であるので、完全に除去される。

【0 1 2 6】

一方、超音波が生体を伝搬中に生成させる高調波成分を主とする非線形成分は、送信ビームの音圧の 2 乗に比例して生成される。このため、第 1 送信時の駆動面積に対して $1/n$ 倍（ $n > 1$ ）の駆動面積を持つ第 2 ～ 第 k 送信のエコー信号中の非線形信号は、 $1/n^2$ 倍され、 $1/n$ よりも小さくなる。つまり、得られるエコー信号に含まれる非線形信号の割合は、線形信号よりも小さくなるため、第 2 ～ 第 k 送信のエコー信号を第 1 送信のエコー信号から差し引いても、非線形信号は残る。よって、振幅変調法によって非線形成分を抽出することができる。

【0 1 2 7】

具体的な撮像時の動作として、図 1 5 に示すように、第 1 の実施形態の図 4 のステップ 4 1、4 2 と同様の撮像方法、撮像パラメータをユーザーから受け付ける。このとき、ステップ 4 2 において、送信回数 k の入力を他のパラメータとともに受け付ける。

【0 1 2 8】

制御部 1 0 6 に内蔵されるメモリには、設定された送信回数 k ごとに 1 以上の駆動チャンネルパターンが予め格納されている。ステップ 4 2 において撮像パラメータが設定されたならば、制御部 1 0 6 は、ステップ 1 5 3 に進み、設定された送信回数 k に対応する駆動チャンネルパターンをメモリから読み出し、表示部 1 1 0 に表示し、ユーザーに表示された駆動チャンネルパターンの中から、所望のパターンを選択するように促す。ユーザーがユーザーインターフェイス 1 0 9 を介してパターンを選択したならば制御部 1 0 6 はこれを受け付け、ステップ 4 4 に進む。ステップ 4 4 では、第 1 の実施形態と同様に、送信ビームフォーマ 1 0 4 に撮像チャンネルパターンと撮像パラメータを制御部 1 0 6 出力する。

【0 1 2 9】

ステップ 1 5 5 に進み、制御部は、設定された撮像チャンネルパターンの駆動チャンネル 3 1 a を駆動して、第 1 回から第 k 回の送信ビームを送信し、その都度エコー信号を受信する。受信信号は、信号処理部 1 0 7 がフィルタ処理等してメモリ 1 3 4 に格納する。

尚、それぞれの送信と受信で用いる開口部は第 1 の実施形態と同様な扱いである。

【0130】

ステップ 156 では、信号処理部が、第 1 回目のエコー信号（受信信号） P_1 から第 k 回目のエコー信号（受信信号） P_k を用いて、 $P_1 - (P_2 + P_3 \cdots + P_k)$ を演算することにより、線形成分を打ち消し、非線形成分を抽出する。その後画像処理部 108 が画像構築等を行う。

【0131】

これにより、第 6 の実施形態のグレーティングローブをほぼ完全に打ち消した S/N の高い非線形信号による THI 像を得ることができる。

【0132】

図 16 (A) ~ (F) に、3 回送受信 ($k=3$) を行う際の、駆動チャンネルパターンの例を示す。図 16 (A) は、第 2 ~ 第 3 送信の駆動チャンネルパターンが、1 チャンネルおきに排他的に駆動チャンネル配置したパターンである。図 16 (B) および (C) は、それぞれ、2 チャンネルおき、および、3 チャンネルおきに排他的に駆動チャンネルを配置したパターンである。図 16 (D) は、第 3 の実施形態で説明したサブチャンネル構造を備えた装置を用いる場合で、チャンネル内に 2 つのサブチャンネルを配置し、第 2 送信で第 1 サブチャンネルを駆動サブチャンネル 91a として駆動させ、第 3 送信で第 2 サブチャンネルを駆動サブチャンネル 91a として駆動させるパターンである。また、図 16 (E) は、第 2 送信では送信口径に向かって左半分の領域に位置する複数のチャンネルを駆動チャンネル 31a とし、第 3 送信では右半分の領域に位置する複数のチャンネルを駆動チャンネル 31a とするパターンである。図 16 (F) は、第 2 送信では、送信開口部の外側領域の複数のチャンネルを駆動チャンネル 31a とし、第 3 送信では送信開口部の中央領域の複数のチャンネルを駆動チャンネル 31a とするパターンである。

【0133】

図 17 (A) ~ (C) に、5 回送受信 ($k=5$) を行う際の、駆動チャンネルパターンの例を示す。また、図 17 (D) には、6 回送受信 ($k=6$) のパターンの例を示す。図 17 (A) ~ (C) は、第 2 ~ 第 5 送信で 2 チャンネルずつ駆動するパターンである。図 17 (A) では、隣接する 2 チャンネルを駆動チャンネル 31a とし、送信ごとにその位置をずらしていくパターンであり、図 17 (B) は、チャンネルアレイの両脇に位置する二つのチャンネルを駆動チャンネル 31a とし、送信ごとに順次内側のチャンネルを選んでいくパターンである。図 17 (C) は、3 チャンネルを挟んだ二つのチャンネルを駆動チャンネル 31a とし、二つの駆動チャンネル 31a の間隔を保ったまま、送信ごとにチャンネルの位置をずらしていくパターンである。図 17 (D) は、駆動するチャンネルの数も位置もランダムにしたパターンである。

【0134】

図 16、図 17 に示したいずれの駆動チャンネルパターンを行った場合、第 2 から第 k 送信の駆動チャンネル 31a を重ね合わせると、第 1 送信の駆動チャンネル 31a に等しいため、第 2 から第 k 送信で受信するエコー信号の線形音場の合算は、第 1 送信で受信するエコー信号の線形音場と完全に一致する。よって、ステップ 156 で第 2 から第 k 送信で受信する全てのエコー信号の合算 ($P_2 + P_3 \cdots + P_k$) を、第 1 送信のエコー信号 (P_1) から差し引く受信したエコー信号の演算を行うと、線形成分を完全に打ち消し、非線形信号のみ残る。

【0135】

図 17 (A) の場合、受信したエコー信号の演算で抽出できる非線形信号量は、第 1 送信のエコー信号 P_1 の非線形信号量が αP^2 とすれば、第 2 から第 5 送信は第 1 送信の駆動面積の $1/4$ を使用しているため、得られるエコー信号はそれぞれ $\alpha (1/16) P^2$ となる。よって、ステップ 156 で、線形成分を打ち消す演算 ($P_1 - (P_2 + P_3 \cdots + P_k)$) を行うと、 $\alpha P^2 - 4 \times \alpha (1/16) P^2 = \alpha (3/4) P^2$ の非線形成分が得られる。

【0136】

N回送信 ($k = N$) を考えたとき、第2～第N回の各送信の駆動面積は一定値とすると、各送信の駆動面積は、送信開口部の総面積の $1 / (N - 1)$ 倍と表わされる。第1送信でのエコー信号の音圧を P としたとき、第2～第N回の各送信のエコー信号は、線形成分と非線形成分を合わせて記述すれば、 $(1 / (N - 1)) P + \alpha (1 / (N - 1))^2 P^2$ と表されるから、第2～第N回送信のエコー信号の総和は、上式を $(N - 1)$ 倍して、 $P + \alpha (1 / (N - 1)) P^2$ と表される。1回目のエコー信号 ($P + \alpha P^2$) からこれを差し引くと、得られる非線形成分は、 $\alpha P^2 (1 - 1 / (N - 1))$ と表される。つまり、送信回数 $N (= k)$ が大きければ大きいほど、演算処理後に得られる非線形信号がより大きくなる。

【0137】

よって、非線形信号を多く得たい場合には、総送信回数 k を大きく設定することが望ましい。また、高フレームレートを優先する場合には、3回送受が望ましい。なお、3回送受信の場合には、第2送信と第3送信の駆動チャンネルの面積を等しくすると、演算後に得られる非線形信号が大きくなる。

【0138】

また、演算処理により、多くの非線形信号を抽出するためには、第2～第 k 回送信のエコー信号に含まれる非線形信号をより小さくすることが望ましい。なぜなら、ステップ156での演算処理の際、第1送信のエコー信号から第2～第 k 回送信のエコー信号を差し引くため、第1送信のエコー信号の非線形信号が演算処理により低減するためである。このため、第2～第 k 回送信の駆動チャンネルパターンをなるべく非線形信号量が小さくなるパターンとするのが望ましい。すなわち、音源を分散させるアレイパターンが良く、第2～第 k 回送信の送信開口部内の駆動チャンネルのアレイパターンに偏りが無い方がよい。例えば、3回送信の図16(A)～(F)のパターンの中では、図16(A)および(D)に挙げているパターンがこの条件を満たすため望ましい。図16(F)のパターンでは、第2送信と第3送信における駆動チャンネルの並び方に偏りがあるため、第2～第 k 回送信の非線形信号が他のパターンより大きくなり、演算後に得られる非線形信号量が小さくなる。

【0139】

本実施形態は、第3の実施形態で示されるサブチャンネル駆動による駆動面積を変化させる方法を用いて、サブチャンネル単位での駆動面積の低減と、チャンネル単位での駆動面積の低減とを組み合わせる行う駆動パターンを組み合わせることも可能である。また、第4の実施形態で示される短軸方向におけるチャンネルを駆動アレイパターンに組み合わせることも可能である。

【0140】

第6の実施形態では、第1送信により送信時開口部内の全チャンネルを駆動し、第2～第 k 送信で、送信時開口部内の一部のチャンネルを駆動しているが、全チャンネルを駆動する送信は、第1～第 k 送信の任意の回の送信で行うことが可能である。この場合、残りの回の送信で、一部のチャンネルを駆動した送信を行う。

【0141】

また、送信時開口部の全チャンネルを駆動する送信を、複数回に分けて行うことも可能である。例えば、送信時開口部の全チャンネルのうち $1 / 2$ のチャンネルを駆動して第1送信を行い、残りの $1 / 2$ のチャンネルを駆動して第2送信を行い、第1送信および第2送信のエコー信号を合算することにより、送信時開口部の全チャンネル駆動による送信時と同様のエコー信号を得る。そして、残りの第3送信から第 $(k + 1)$ 送信で、一部のチャンネルを駆動した送信を行い、得られたエコー信号を、第1送信と第2送信のエコー信号の合算から差し引くことにより、非線形成分を抽出することができる。

【0142】

<第7の実施形態>

第1～第6の実施形態は、それぞれTHIを行う撮像方法を説明したが、第1～第6の実施の形態の撮像方法が選択的に実行できる超音波診断装置の構成にすることも可能であ

10

20

30

40

50

る。その場合、実際に使用する条件において、必要とされる最適な方法を選択できるため望ましい。

【0143】

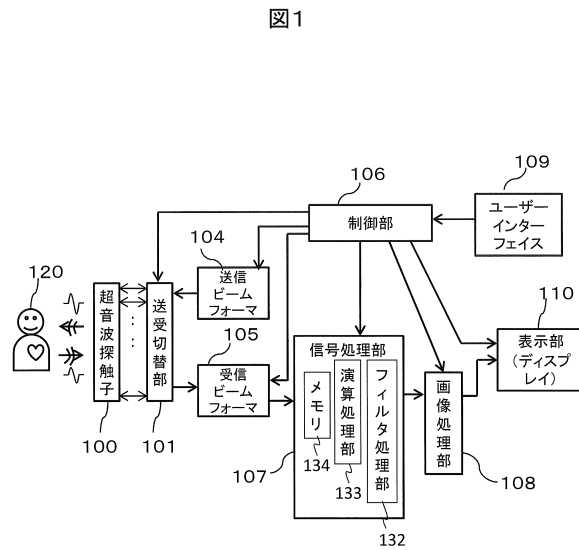
例えば、フレームレートが必要とされる時は、2回送信でTHIが可能となる第1～第5の実施形態の撮像方法を選択し、高分解能の撮像を必要とする時は第6の実施形態の撮像方法を、自動あるいは手動で調節できるように構成すればよい。

【符号の説明】

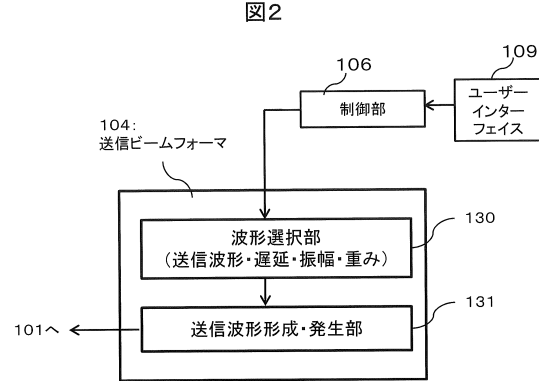
【0144】

100	超音波探触子	
101	送受切替部	10
104	送信ビームフォーマ	
105	受信ビームフォーマ	
106	制御部	
107	信号処理部	
108	画像処理部	
109	ユーザーインターフェイス	
110	表示部	
120	撮像対象	
132	フィルタ処理部	
133	演算処理部	20
134	メモリ	
130	波形選択部	
131	送信波形形成・発生部	
1101	第1送信パルス	
1102	第2送信パルス	
1111	第1送信のエコー信号	
1112	第2送信のエコー信号	
1120	演算後のエコー信号	
1201	第1送信パルス	
1202	第2送信パルス	30
1211	第1送信のエコー信号	
1212	第2送信のエコー信号	
1220	演算後のエコー信号	

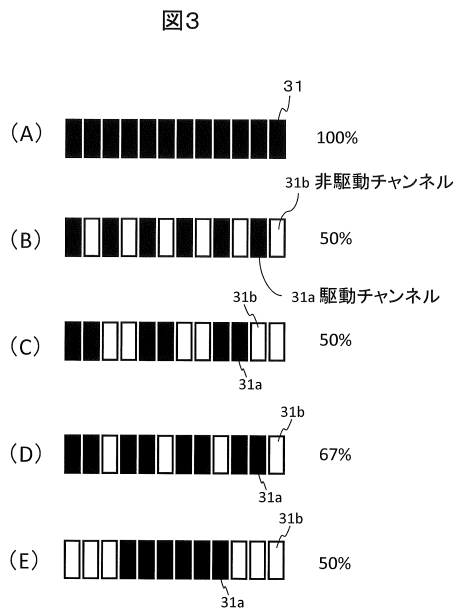
【図 1】



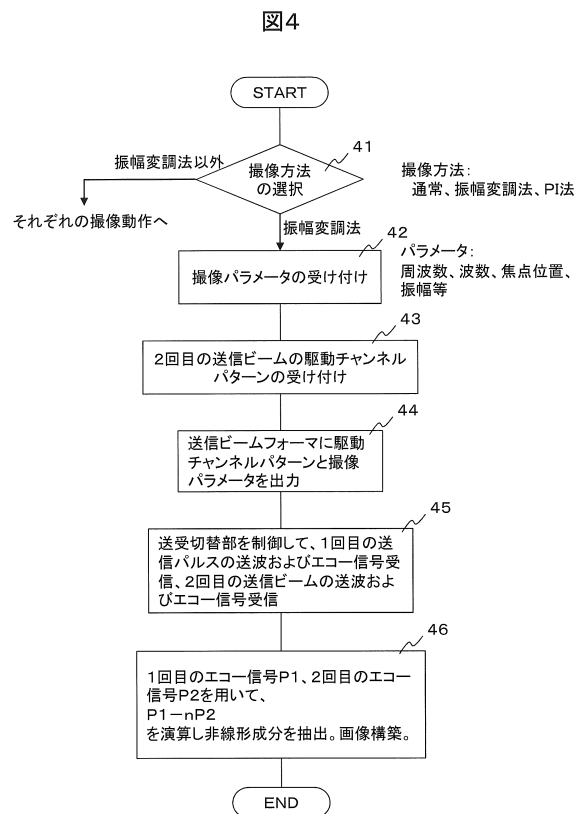
【図 2】



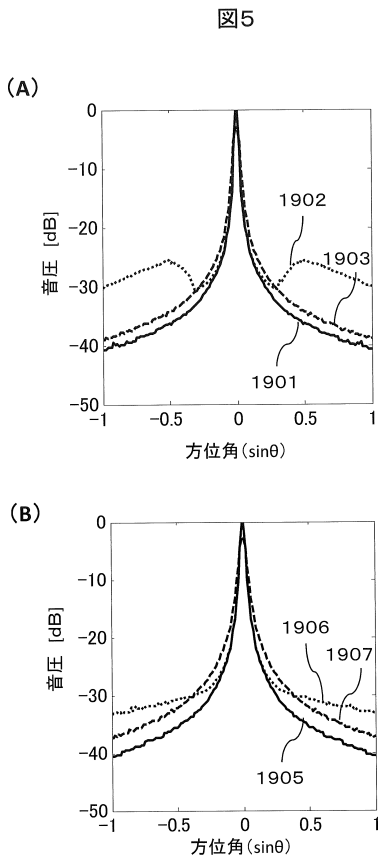
【図 3】



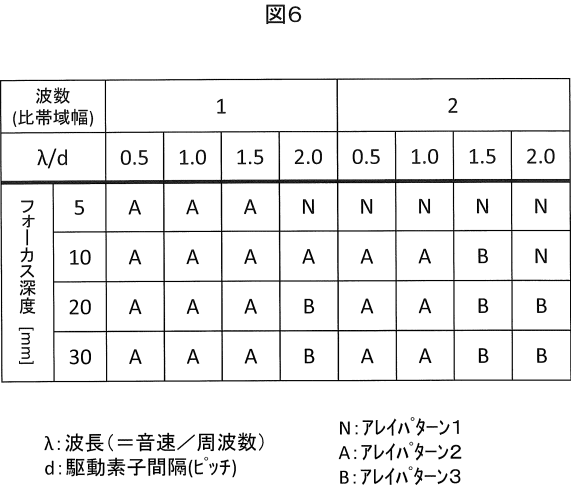
【図 4】



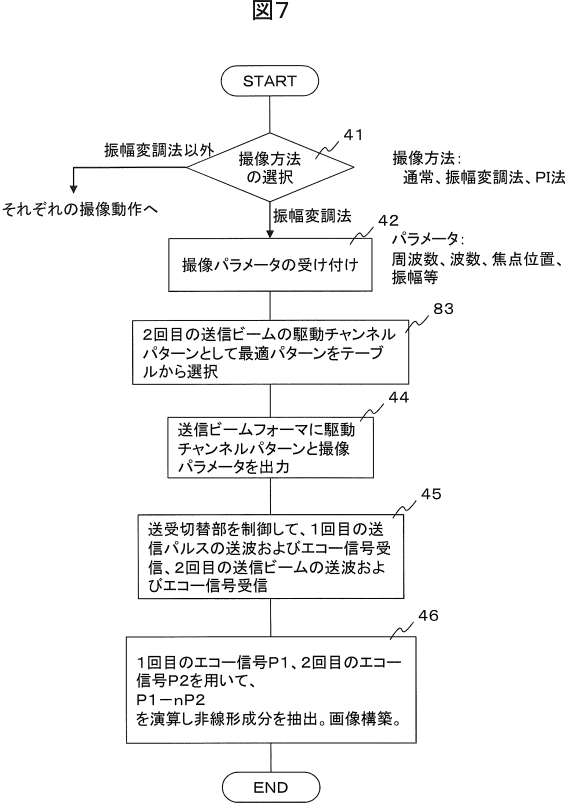
【図 5】



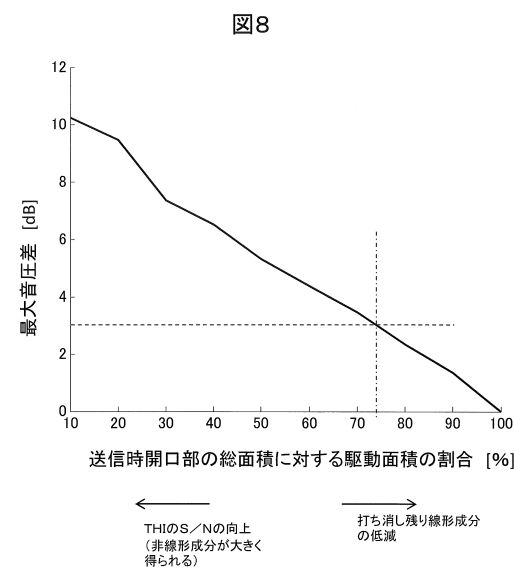
【図 6】



【図 7】

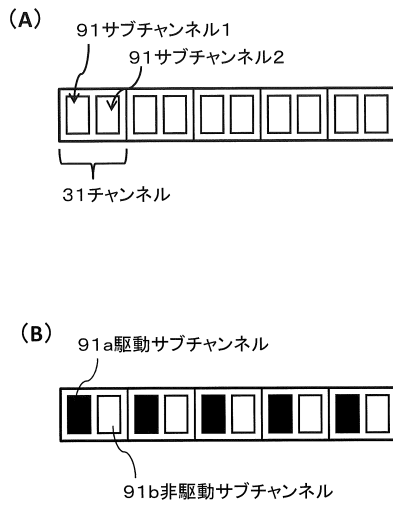


【図 8】



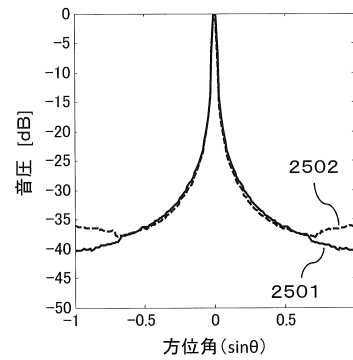
【図 9】

図9



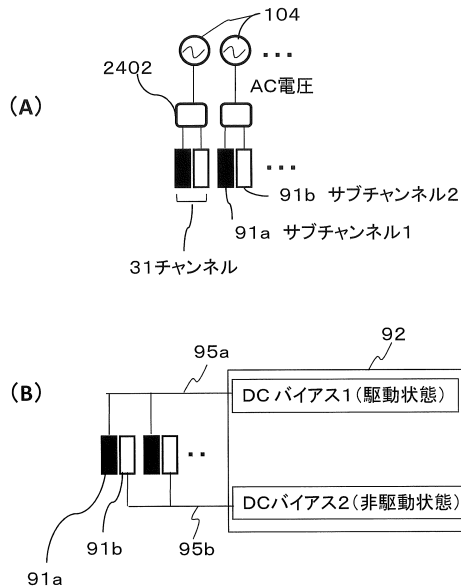
【図 10】

図10



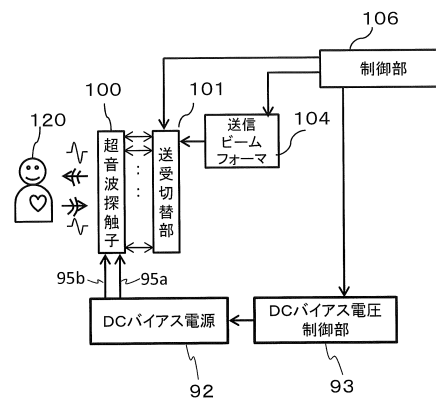
【図 11】

図11

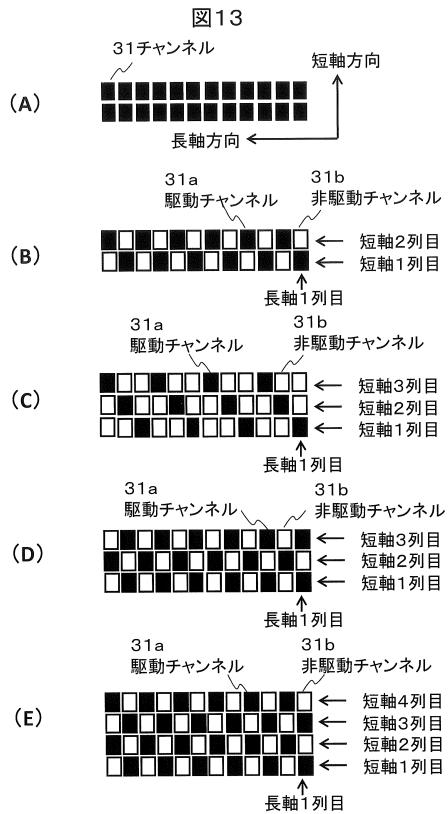


【図 12】

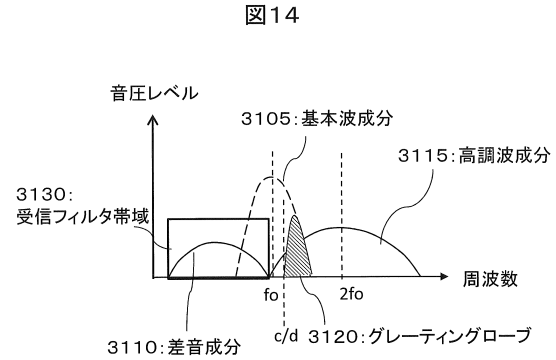
図12



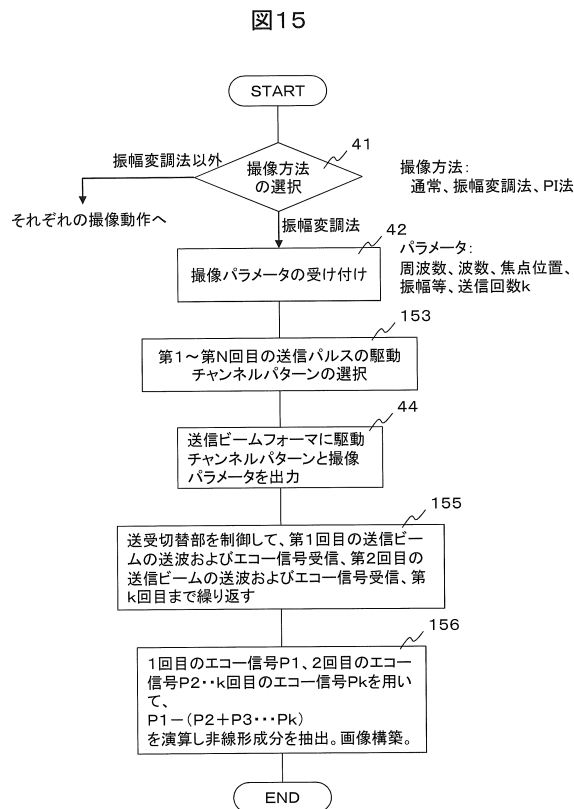
【図 13】



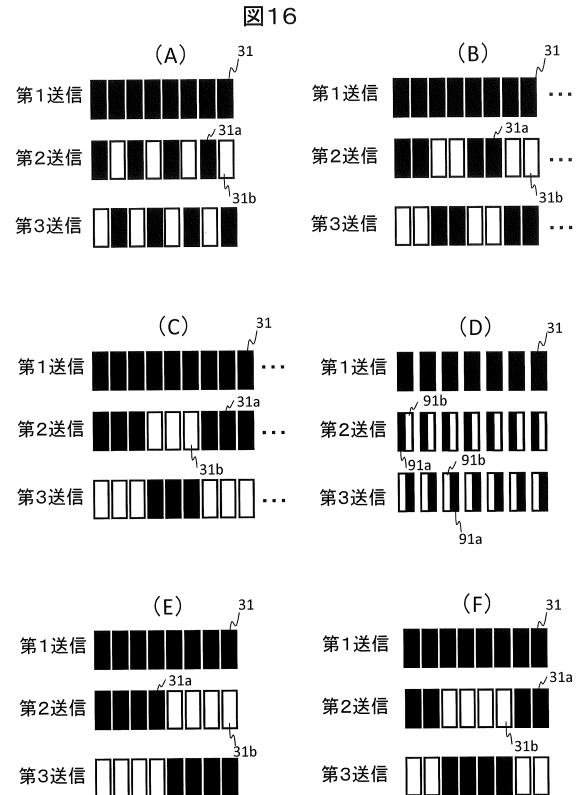
【図 14】



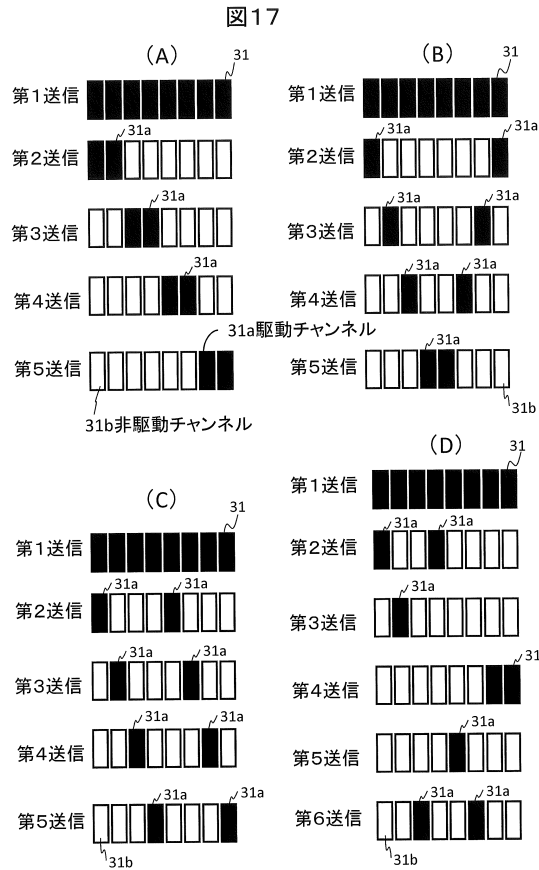
【図 15】



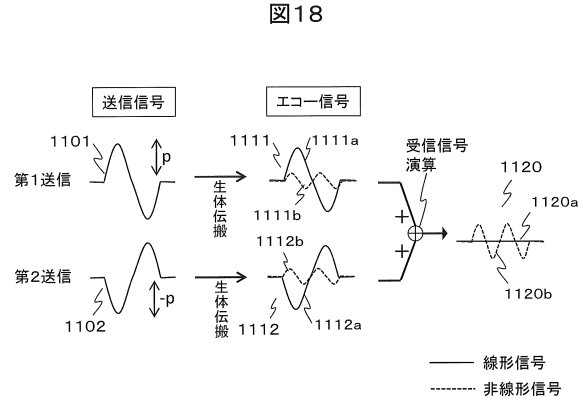
【図 16】



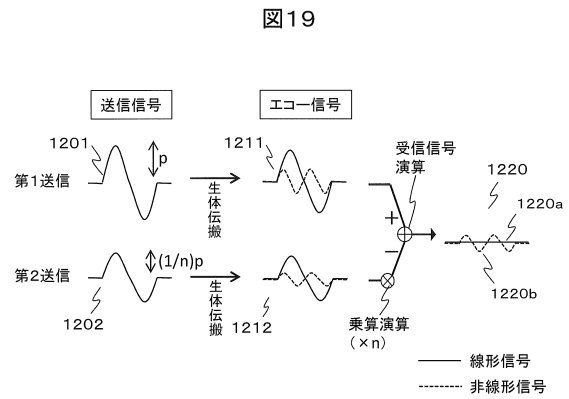
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

- (72)発明者 佐光 暁史
東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内
- (72)発明者 竹中 智子
東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2009-018161 (JP, A)
国際公開第2006/129525 (WO, A1)
特開平11-318889 (JP, A)
特開平11-000328 (JP, A)
特開2005-319177 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP5829680B2	公开(公告)日	2015-12-09
申请号	JP2013510902	申请日	2012-01-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	石原千鶴枝 橋場邦夫 田中宏樹 佐光暁史 竹中智子		
发明人	石原 千鶴枝 橋場 邦夫 田中 宏樹 佐光 暁史 竹中 智子		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/48 A61B8/5207 A61B8/54 G01S7/52038 G01S7/52047 G01S15/8927		
FI分类号	A61B8/14		
优先权	2011094418 2011-04-20 JP		
其他公开文献	JPWO2012144243A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使在使用具有高非线性的电声换能器的情况下，也通过提取更多非线性分量来执行非线性成像。超声波束从发送单元发送两次到成像目标的相同位置，并且信号处理单元计算每两次发送获得的接收信号，以提取包括在接收信号中的非线性分量。。在这两个传输中，传输信号从传输单元一次发送到所有多个电声换能器并被驱动，而另一个被选择为仅仅是多个电声换能器的一部分。传输并驱动信号。

(21) 出願番号	特願2013-510902 (P2013-510902)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成24年1月20日 (2012. 1. 20)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/051259		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02012/144243	(74) 代理人	110000888
(87) 国際公開日	平成24年10月26日 (2012. 10. 26)		特許業務法人 山王坂特許事務所
審査請求日	平成25年8月13日 (2013. 8. 13)	(72) 発明者	石原 千鶴枝
(31) 優先権主張番号	特願2011-94418 (P2011-94418)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
(32) 優先日	平成23年4月20日 (2011. 4. 20)	(72) 発明者	橋場 邦夫
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
		(72) 発明者	田中 宏樹
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内

最終頁に続く