

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/144243

発行日 平成26年7月28日 (2014. 7. 28)

(43) 国際公開日 平成24年10月26日 (2012. 10. 26)

(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 36 頁)

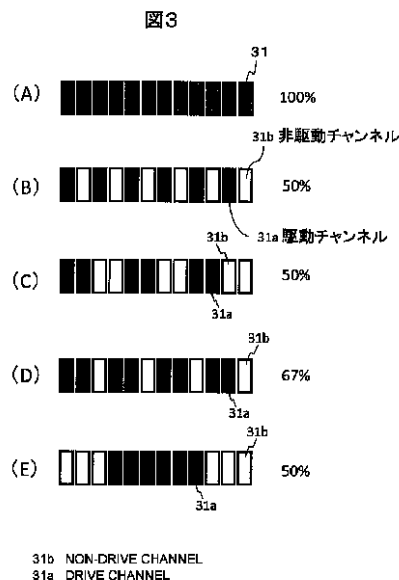
<p>出願番号 特願2013-510902 (P2013-510902)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/051259</p> <p>(22) 国際出願日 平成24年1月20日 (2012. 1. 20)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2011-94418 (P2011-94418)</p> <p>(32) 優先日 平成23年4月20日 (2011. 4. 20)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号</p> <p>(74) 代理人 110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所</p> <p>(72) 発明者 石原 千鶴枝 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</p> <p>(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</p> <p>(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</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
--	--

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【要約】

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非線形イメージングを行う。

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演算させ、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回は複数の電気音響変換素子の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回は、複数の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。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

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、

前記撮像対象からの前記超音波ビームのエコーを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、前記送信部から前記超音波ビームを 2 回送信させ、該 2 回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 2 回の送信のうち、1 回の送信は前記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前記送信部から前記送信信号を受け渡して駆動させ、他の 1 回の送信は、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して駆動させることを特徴とする超音波撮像装置。

10

**【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。

20

**【請求項 3】**

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記受信部は、前記 2 回の送信の前記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、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 4】**

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 5】**

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。

30

**【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 7】**

請求項 6 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。

40

**【請求項 8】**

請求項 5 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。

**【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、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成であり、

50

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。

【請求項10】

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。

10

【請求項11】

請求項4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12】

請求項4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。

20

【請求項13】

請求項4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、

30

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、前記送信部から振幅の異なる前記超音波ビームを2回以上送信させ、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2回以上の送信には、前記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、前記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ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項15】

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、

40

前記撮像対象からの前記超音波ビームのエコーを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、前記送信部から前記超音波ビームを3回以上送信させ、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3回以上の送信のうち、1回の送信は前記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前記送信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

50

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、前記所定の面積となる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ることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項16】

請求項15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。

【請求項17】

請求項15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。

10

【請求項18】

請求項15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。

【請求項19】

請求項15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、

20

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20】

請求項15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、

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21】

請求項19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。

30

【請求項22】

請求項20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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【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。

【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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

【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、足し合わせるにより打ち消される。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。

30

【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。

40

【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

50

【特許文献3】米国特許第5577505号

【発明の概要】

【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。

【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。

【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。

【発明の効果】

【0015】

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。

10

20

30

40

50

【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 C M U T 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 T H I 法として用いられる P I 法を示す説明図。

【図 19】従来の T H I 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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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造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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

**【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。

20

**【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。

30

**【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。

40

**【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

50

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。

#### 【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とを含む。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。

10

#### 【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。

20

#### 【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。

30

#### 【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。

40

#### 【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

50

1 1 1 1 a と生体伝搬中に生成された非線形成分 1 1 1 1 b が混ざった状態で受信される。一方、第 2 送信の送信信号 1 1 0 2 の波形は、第 1 送信の送信信号 1 1 0 1 の波形に対して 1 8 0 度位相が反転しており、得られるエコー信号 1 1 1 2 に含まれる線形成分 1 1 1 2 a も 1 1 1 1 a 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 1 1 1 2 に含まれる非線形成分 1 1 1 2 b 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 1 1 2 0 となり、演算後エコー信号 1 1 2 0 の線形成分 1 1 2 0 a の成分は 0 となるため、非線形成分 1 1 2 0 b のみ得ることができる。

【 0 0 4 8 】

また振幅変調法では、図 1 9 に示すように、第 2 送信の送信信号 1 2 0 2 の波形の振幅は、第 1 送信の送信信号 1 2 0 1 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 1 2 1 2 は、第 1 送信のエコー信号 1 2 1 1 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 1 2 1 2 を  $n$  倍して第 1 送信のエコー信号 1 2 1 1 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 1 2 2 0 となり、基本波成分 1 2 2 0 a は 0 となるため、非線形成分 1 2 2 0 b のみが残る。

【 0 0 4 9 】

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 1 8 0 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 1 2 0 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。

【 0 0 5 0 】

本実施形態は、超音波探触子 1 0 0 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。

【 0 0 5 1 】

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。

【 0 0 5 2 】

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、1 2 個のチャンネルからなるチャンネル 3 1 が送信口径（長径）方向に一直列に配列されている。送信時開口部の

10

20

30

40

50

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。

#### 【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。

10

#### 【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。

20

#### 【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。

30

#### 【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。

40

#### 【0058】

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

50

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。

【 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・重み付け等を予め決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。

【 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。

【 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 31 a 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 31 b 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。

【 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 31 a 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。

【 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

10

20

30

40

50

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同じとした場合に等しくなるためである。

【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、 $P + P^2$  ( $\alpha$  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、 $(2/3)P + (4/9)P^2$ 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、 $(1/3)P^2$ 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。

【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。

【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できるため望ましい。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。

【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

10

20

30

40

50

マ 1 0 4 と前記信号処理部とを制御する制御部 1 0 6 とを有する超音波撮像装置である。制御部 1 0 6 は、撮像対象 1 2 0 の同位置に対して、送信ビームフォーマ 1 0 4 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 1 0 7 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。

10

## 【 0 0 7 3 】

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。

## 【 0 0 7 4 】

< 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。

20

## 【 0 0 7 5 】

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 回送信し、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 T H I 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。

## 【 0 0 7 6 】

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。

30

## 【 0 0 7 7 】

隣り合うチャンネルの間隔（ピッチ）を  $d$ 、超音波の波長を  $\lambda$  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、 $\theta$  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  $\lambda$  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。

40

## 【 0 0 7 8 】

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 1 0 0 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 T H I を行っている。通常の超音波探触子 1 0 0 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。

50

## 【 0 0 7 9 】

以下これを具体的に説明する。図 5 ( A ) は、超音波探触子 1 0 0 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 2 0 mm 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 1 5 0 0 m / s 、減衰係数を 0 . 5 d B / c m / M H z と仮定した。超音波探触子 1 0 0 の超音波送受面は、チャンネルのピッチ  $d$  が 0 . 2 mm で全 4 2 チャンネルからなり、送信口径約 8 . 4 mm 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  $\sin = 0$  の方向となっている。

## 【 0 0 8 0 】

図 5 ( A ) のプロット 1 9 0 1 は、全チャンネルを駆動して、中心周波数 9 M H z 、比帯域幅 7 0 % 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。

10

## 【 0 0 8 1 】

プロット 1 9 0 2 は、図 3 ( B ) のように、駆動チャンネル 3 1 a と非駆動チャンネル 3 1 b 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 1 9 0 1 , 1 9 0 2 はともに、それぞれの最大音圧で規格化している。

## 【 0 0 8 2 】

プロット 1 9 0 1 とプロット 1 9 0 2 を比較すると、主軸 ( $\sin = 0$  の方向) 付近は両者でよく一致しているが、プロット 1 9 0 2 は、主軸からずれた方位角  $\sin = 0 . 5$  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 1 9 0 2 の場合、駆動チャンネル 3 1 a 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 3 1 a 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 3 1 a 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 4 6 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。

20

30

## 【 0 0 8 3 】

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 1 9 0 2 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 1 9 0 3 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 3 1 a が送信時開口部内の中心にまとまっており、隣り合う駆動チャンネル同士の間隔  $d$  は、駆動面積を低減しても広がらないため、プロット 1 9 0 3 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 1 9 0 3 はプロット 1 9 0 1 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 4 6 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 1 9 0 2 の場合よりも小さくなる。

40

## 【 0 0 8 4 】

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。

## 【 0 0 8 5 】

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 1 0 0 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 1 0 6 内のメ

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

50

## 【 0 0 9 2 】

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。

## 【 0 0 9 3 】

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。

10

## 【 0 0 9 4 】

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。

20

## 【 0 0 9 5 】

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。

30

## 【 0 0 9 6 】

< 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。

## 【 0 0 9 7 】

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。

40

## 【 0 0 9 8 】

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

50

間隔を一定になるようにすれば、駆動サブチャンネル 9 1 a のピッチは必ずチャンネル 3 1 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 3 1 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 9 1 b を設けることにより、実質的なチャンネル 3 1 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。

#### 【 0 0 9 9 】

図 1 0 は、超音波探触子 1 0 0 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 2 0 m m 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 1 5 0 0 m / s 、減衰係数を 0 . 5 d B / c m / M H z と仮定した。超音波探触子 1 0 0 の超音波送受面は、チャンネルのピッチ d が 0 . 2 m m で全 4 2 チャンネルからなり、送信口径約 8 . 4 m m であるとした。送信パルスの中心周波数 9 M H z 、比帯域 7 0 % である。図 1 0 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  $\sin = 0$  の方向となっている。

10

#### 【 0 1 0 0 】

図 1 0 において、プロット 2 5 0 1 は、全チャンネル 3 1 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 2 5 0 2 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 9 1 の一方のサブチャンネル 9 1 a 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 2 5 0 1 , 2 5 0 2 はともに、それぞれの最大音圧で規格化している。

20

#### 【 0 1 0 1 】

図 1 0 から明らかなように、プロット 2 5 0 2 の送信ビームの音圧分布は、プロット 2 5 0 1 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 3 1 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 9 1 a と非駆動サブチャンネル 9 1 b 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。

#### 【 0 1 0 2 】

なお、チャンネル 3 1 にサブチャンネルの単位で駆動サブチャンネル 9 1 a と非駆動サブチャンネル 9 1 b を設定するためには、例えば、図 1 1 ( A ) のように、送受切替部 1 0 1 内にスイッチ 2 4 0 2 をチャンネル 3 1 ごとに設置し、スイッチ 2 4 0 2 が送信ビームフォーマ 1 0 4 からの送信信号を駆動サブチャンネル 9 1 a に受け渡すように切り替える構成とする。スイッチ 2 4 0 2 の切り替えは、制御部 1 0 6 の制御下で送受切替部 1 0 1 が行う。

30

#### 【 0 1 0 3 】

また、超音波探触子 1 0 0 の電気音響変換素子として C M U T 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 D C バイアスおよび A C ( 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。C M U T 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 A C 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 1 0 0 には、各電気音響変換素子 ( C M U T ) の一方の電極に D C バイアスを供給する電源 9 2 が接続され、D C バイアス電源 9 2 には、図 1 2 のように、D C バイアス電圧を制御する制御部 9 3 が接続されている。送信ビームフォーマ 1 0 4 は、送信信号として A C 電圧をチャンネルごとに供給する。

40

#### 【 0 1 0 4 】

そこで、C M U T を用いる超音波探触子 1 0 0 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 1 1 ( A ) のように、A C 電圧をスイッチ 2 4 0 2 により、駆動するサブチャンネル 9 1 a の C M U T にのみ受け渡す構成にすることが可能であるし、図 1 1 ( B ) のように、駆動するサブチャンネル 9 1 a の C M U T のみに D C バイアスを供給し、非駆動サブチャンネル 9 1 b には D C バイアスを供給しない構成とすることも可能である。図 1 1 ( B ) の構成の場合、D C バイアスは駆動されるチャンネルで一定電圧 (

50

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。

【0105】

なお、図11(A)、(B)では、一つのチャンネルに二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。

【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。

【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。

【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)の駆動チャンネルパターンは、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31a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31a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】

10

20

30

40

50

同様に、図13(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31a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31a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。

【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13(B)、(C)のようにチャンネル31aを駆動するためには、送信ビームフォーマ104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101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13(B)、図13(C)のようなパターンで、駆動チャンネル31aを駆動することができる。

10

【0113】

上記図13(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100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13(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31a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13(B)の駆動チャンネルパターンまたは図13(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13(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13(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13(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13(B)の駆動チャンネルパターンと図13(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13(B)および図13(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13(B)や図13(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。

20

30

【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。

40

【0115】

<第5の実施形態>

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

50

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  $\lambda$  としたとき、 $0 < (\lambda/d) < 1$  のときである。 $c$  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  $0.4\text{ mm}$  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  $3.9\text{ MHz}$  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  $0.2\text{ mm}$  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  $0.4\text{ mm}$  となるため、中心周波数  $9\text{ MHz}$  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  $3.9\text{ MHz}$  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、 $3.9\text{ MHz}$  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THI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。

【0124】

本実施形態では、第1送信時には、超音波探触子100の送信時開口部内の全チャネル

10

20

30

40

50

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。

【0125】

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。グレーティンググローブも線形成分であるので、完全に除去される。

10

【0126】

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。

20

【0127】

具体的な撮像時の動作として、図15に示すように、第1の実施形態の図4のステップ41、42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42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。

【0128】

制御部106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42において撮像パラメータが設定されたならば、制御部106は、ステップ153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110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109を介してパターンを選択したならば制御部106はこれを受け付け、ステップ44に進む。ステップ44では、第1の実施形態と同様に、送信ビームフォーマ104に撮像チャンネルパターンと撮像パラメータを制御部106出力する。

30

【0129】

ステップ155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31a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107がフィルタ処理等してメモリ134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。

40

【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、 $P_1 - (P_2 + P_3 + \dots + P_k)$ 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グローブをほぼ完全に打ち消した $S/N$ の

50

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チャンネルを駆動チャンネル31aとするパターンである。

10

【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。

20

【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( $P_2 + P_3 + \dots + P_k$ )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。

30

【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 $P^2$ 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 $(1/16)P^2$ となる。よって、ステップ156で、線形成分を打ち消す演算( $P_1 - (P_2 + P_3 + \dots + P_k)$ )を行うと、 $P^2 - 4 \times (1/16)P^2 = (3/4)P^2$ の非線形成分が得られる。

40

【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、 $(1/(N-1))P + (1/(N-1)^2)P^2$ 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、 $P + (1/(N-1))P^2$ と表される。1回目のエコー信号( $P + P^2$ )からこれを差し引くと、得られる非線形成分は、 $P^2(1 - 1/(N-1))$ 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

50

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】

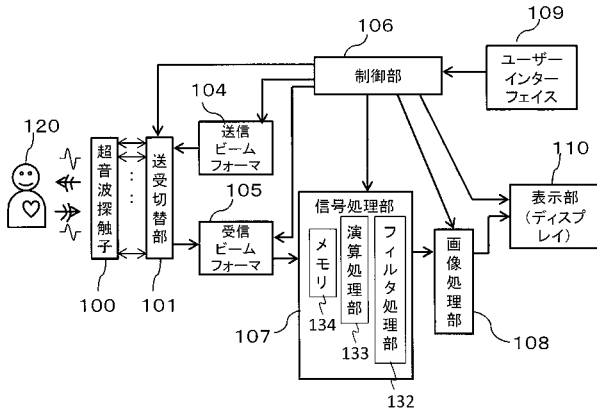
【0144】

- 100 超音波探触子
  - 101 送受切替部
  - 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
  - 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
  - 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】

10

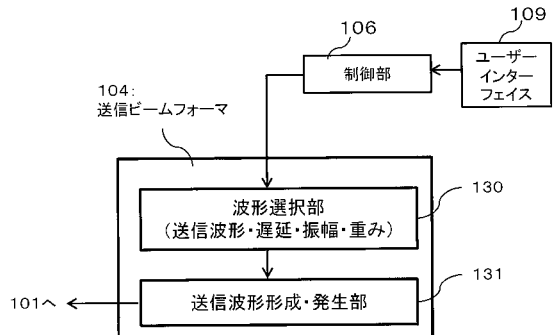
20

図1

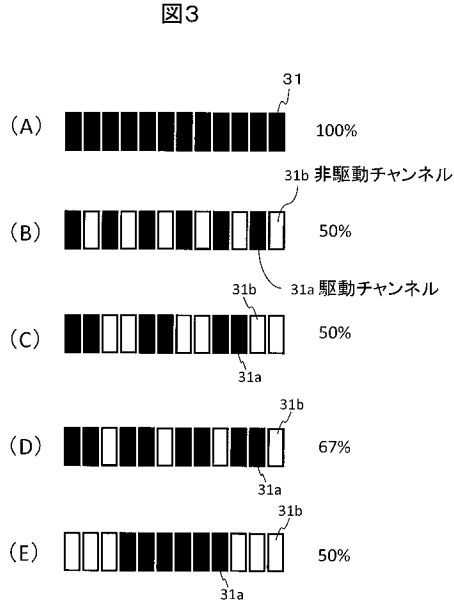


【図2】

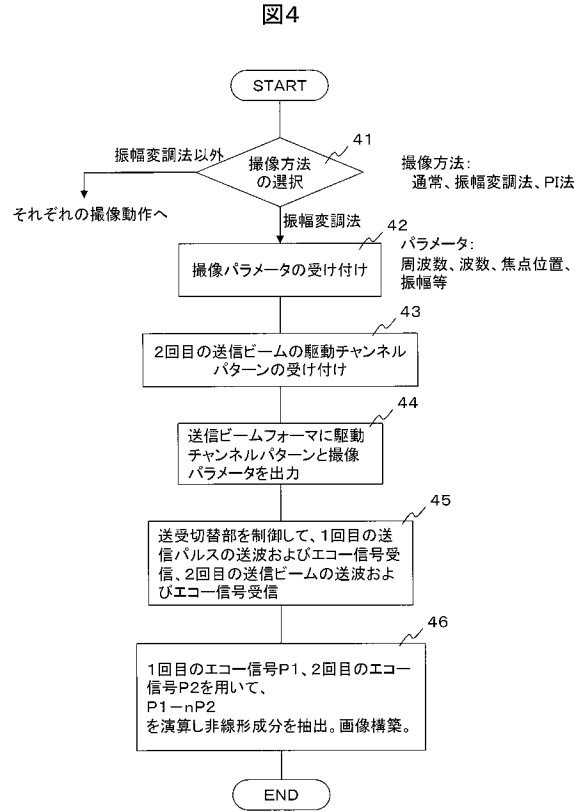
図2



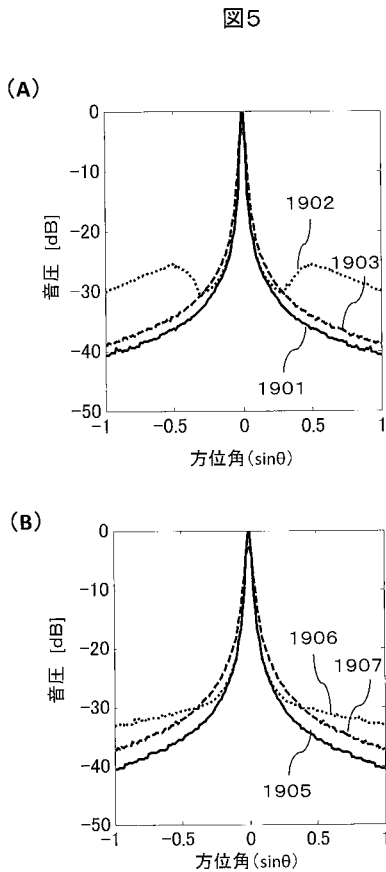
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

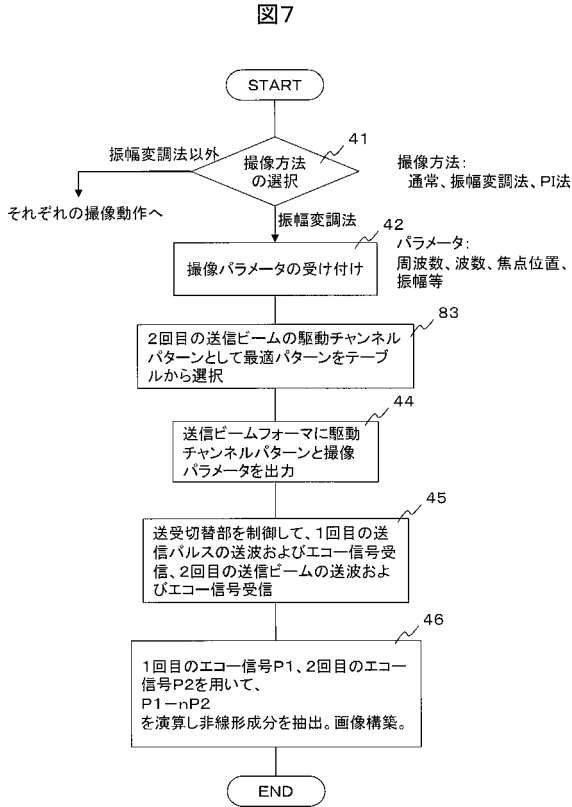
図6

波数 (比帯域幅)	1				2			
	0.5	1.0	1.5	2.0	0.5	1.0	1.5	2.0
フォーカス深度 [mm]								
5	A	A	A	N	N	N	N	N
10	A	A	A	A	A	A	B	N
20	A	A	A	B	A	A	B	B
30	A	A	A	B	A	A	B	B

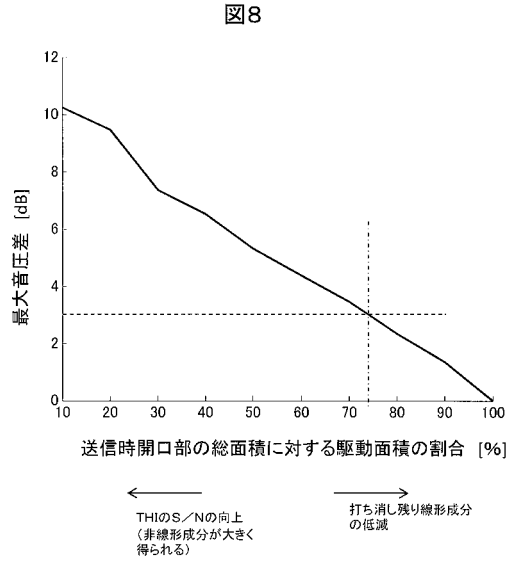
λ: 波長 (= 音速 / 周波数)  
d: 駆動素子間隔 (ピッチ)

N: アレイパターン1  
A: アレイパターン2  
B: アレイパターン3

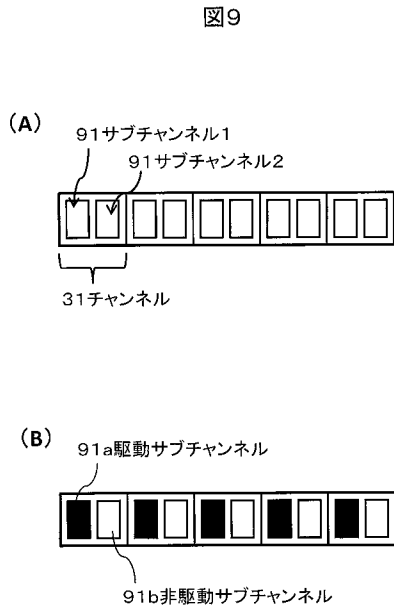
【 図 7 】



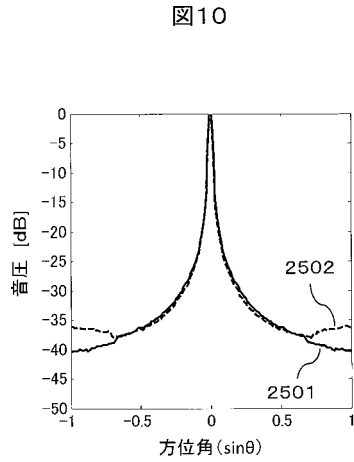
【 図 8 】



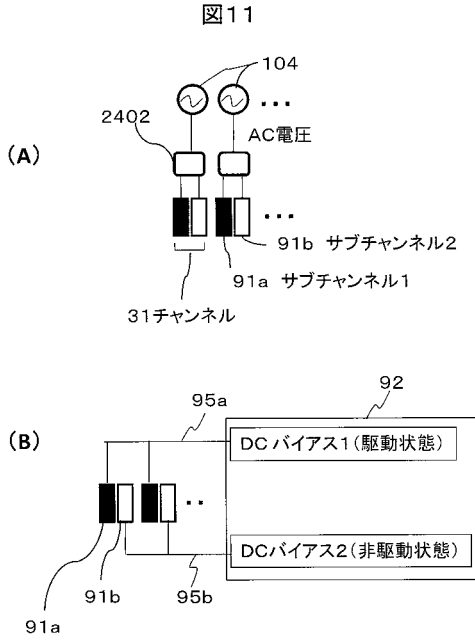
【 図 9 】



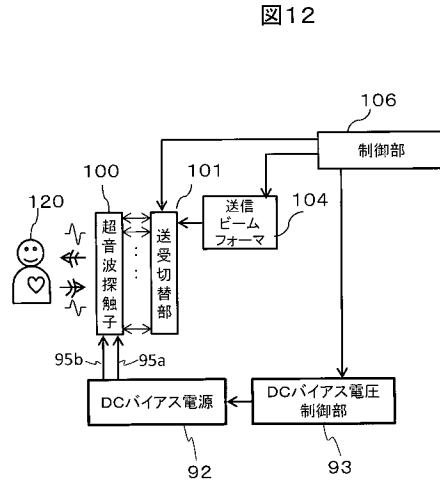
【 図 10 】



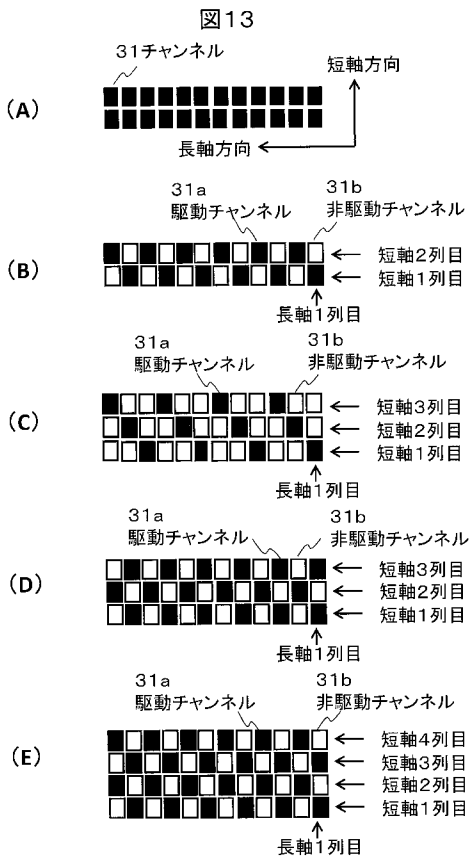
【 図 1 1 】



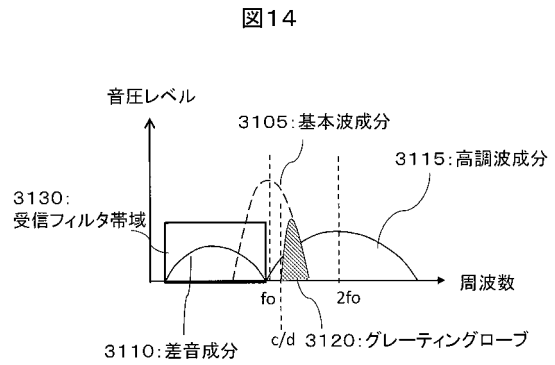
【 図 1 2 】



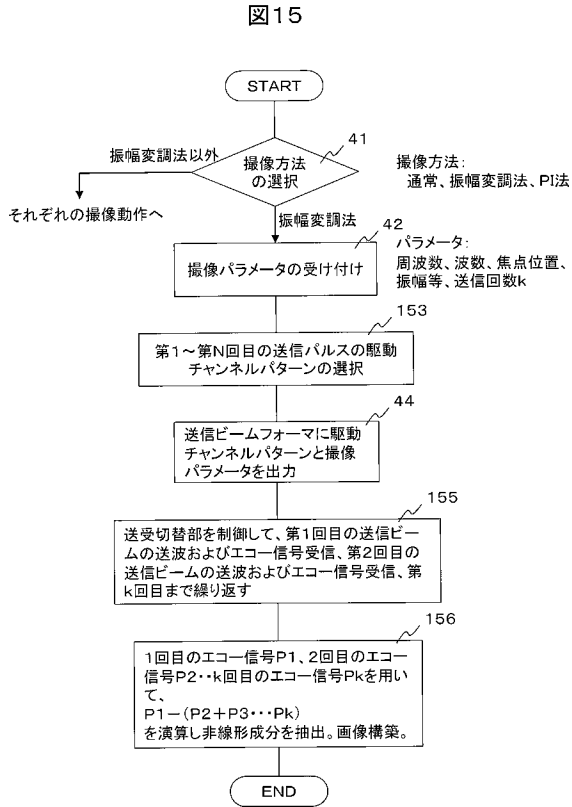
【 図 1 3 】



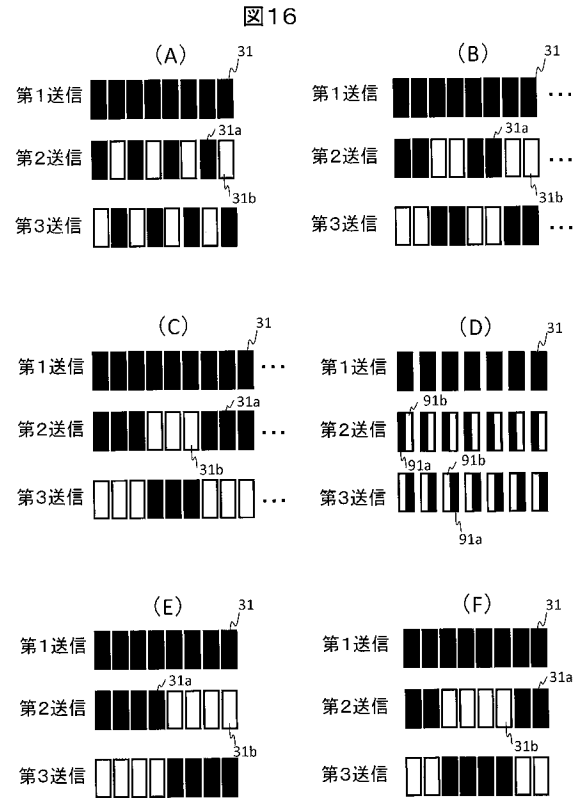
【 図 1 4 】



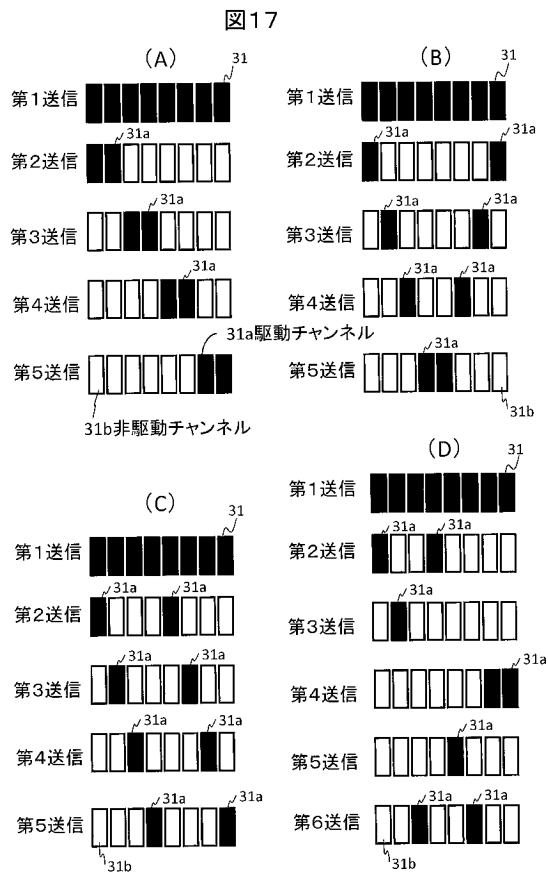
【 図 1 5 】



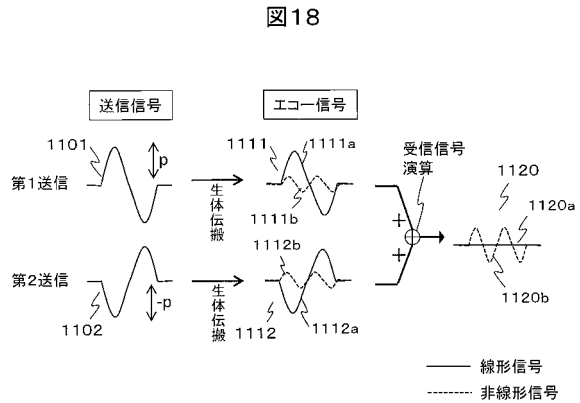
【 図 1 6 】



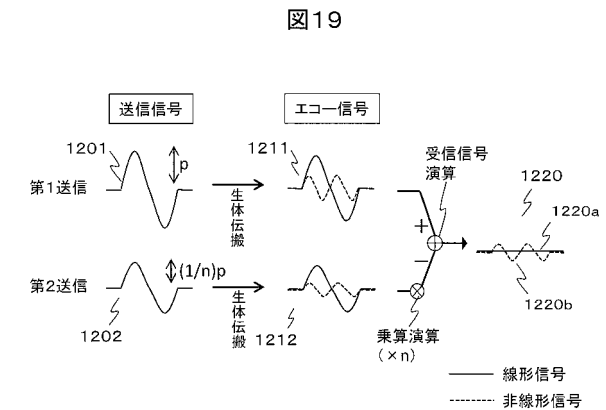
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. PCT/JP2012/051259
<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 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012		
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.
X	JP 2009-18161 A (General Electric Co.), 29 January 2009 (29.01.2009), paragraphs [0028] to [0040]; fig. 9 to 12 & US 2009/0024036 A1 & CN 101347345 A	1-4, 11, 14-19
<input 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 10 April, 2012 (10.04.12)		Date of mailing of the international search report 24 April, 2012 (24.04.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/051259

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The invention of claim 1 cannot be considered to be novel in the light of the invention disclosed in the document 1, and does not have a special technical feature. Accordingly, six inventions (invention groups) each having a special technical feature indicated below are involved in claims. Meanwhile, the inventions of claims 1-4, 11 and 14-19 having no special technical feature are classified into invention 1.

(continued to extra sheet)

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:  
1-4, 11 and 14-19

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2012/051259

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

- (Invention 1) the inventions of claims 1-4, 11 and 14-19
- (Invention 2) the inventions of claims 5-8
- (Invention 3) the inventions of claims 9 and 20
- (Invention 4) the invention of claim 10
- (Invention 5) the invention of claim 12
- (Invention 6) the inventions of claims 13, 21 and 22

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 1 2 5 9									
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>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012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	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X	JP 2009-18161 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 2009.01.29, 段落【0028】-【0040】、第9-12図 & US 2009/0024036 A1 & CN 101347345 A	1-4, 11, 14-19									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 10.04.2012		国際調査報告の発送日 24.04.2012									
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) 松谷 洋平	2Q 3410								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 5 1 2 5 9

## 第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1.  請求項 \_\_\_\_\_ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2.  請求項 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3.  請求項 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求項1に係る発明は、文献1に記載された発明に対して新規性が認められず、特別な技術的特徴を有しない。よって、請求の範囲には、以下の特別な技術的特徴を有する6の発明(群)が含まれる。なお、特別な技術的特徴を有しない請求項1-4, 11, 14-19に係る発明は、発明1に区分する。

- (発明1) 請求項1-4, 11, 14-19に係る発明
- (発明2) 請求項5-8に係る発明
- (発明3) 請求項9, 20に係る発明
- (発明4) 請求項10に係る発明
- (発明5) 請求項12に係る発明
- (発明6) 請求項13, 21, 22に係る発明

1.  出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2.  追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3.  出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4.  出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

1-4, 11, 14-19

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

## 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, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, 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, VN

(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

Fターム(参考) 4C601 DE09 DE15 EE03 HH04 HH21 JB31 JB45

(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)	超声成像设备		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2012144243A1</a>	公开(公告)日	2014-07-28
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		
[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	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/48 A61B8/5207 A61B8/54 G01S7/52038 G01S7/52047 G01S15/8927		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE09 4C601/DE15 4C601/EE03 4C601/HH04 4C601/HH21 4C601/JB31 4C601/JB45		
优先权	2011094418 2011-04-20 JP		
其他公开文献	JP5829680B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

即使当使用具有高非线性度的电声转换元件时，也通过提取更多的非线性成分来执行非线性成像。超声波束从发送器两次发送到成像目标上的相同位置，并且信号处理器对在两次执行的每次发送中获得的接收信号进行计算，从而提取接收信号中包含的非线性成分。在执行两次的传输中的一个传输中，发射机将传输信号传输到所有多个电声转换元件，以驱动电声转换元件，而在另一传输中，传输信号仅选择性地传输到多个电声的一部分 用于驱动电声转换元件的转换元件。

図2

