

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-287
(P2006-287A)

(43) 公開日 平成18年1月5日(2006.1.5)

| | | |
|--------------------------------|---------------------|-------------|
| (51) Int. Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 8/00 (2006.01) | A 6 1 B 8/00 | 2 G 0 4 7 |
| G 0 1 N 29/44 (2006.01) | G 0 1 N 29/22 5 0 1 | 4 C 6 0 1 |

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 8 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2004-178327 (P2004-178327) | (71) 出願人 | 000005201 富士写真フイルム株式会社 神奈川県南足柄市中沼2 1 0 番地 |
| (22) 出願日 | 平成16年6月16日 (2004. 6. 16) | (74) 代理人 | 100100413 弁理士 渡部 温 |
| | | (74) 代理人 | 100110777 弁理士 宇都宮 正明 |
| | | (72) 発明者 | 佐藤 智夫 神奈川県足柄上郡開成町宮台7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内 |
| | | Fターム(参考) | 2G047 AA01 AA05 AA12 AC13 BA03 BC03 CA01 CB01 DA02 DB02 EA16 GB02 GG09 GG16 4C601 EE14 EE15 JB14 JB20 |

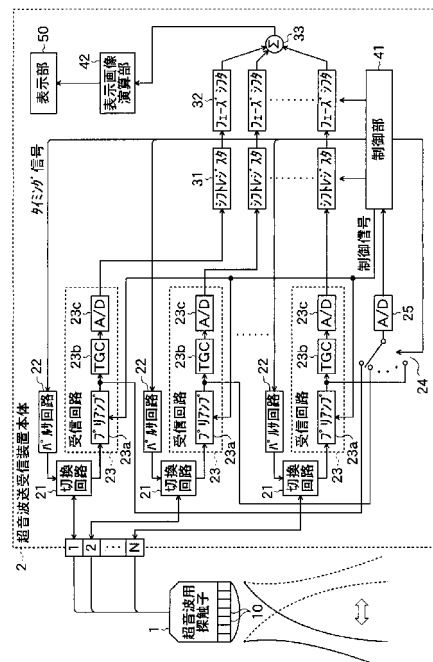
(54) 【発明の名称】 超音波送受信装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波エコーを受信して得られる複数の受信信号をA/D変換するための複数のA/D変換器のコストを低減すると共に、低消費電力化を実現した超音波送受信装置を提供する。

【解決手段】 この超音波送受信装置は、複数の超音波トランスデューサ10から出力される受信信号を増幅する複数の増幅手段23a、23bと、増幅された受信信号をデジタル信号に変換する複数のA/D変換器23cと、増幅された受信信号の内の1つを選択する選択手段24と、選択された受信信号をデジタル信号に変換するA/D変換器25と、超音波用探触子から超音波ビームが所望の方向に送信されるように制御すると共に、選択手段を制御することにより、A/D変換器25から出力されるデジタル信号に基づいて、複数の増幅手段における増幅率を設定するための制御信号を生成する制御手段41とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の駆動信号に従って超音波を被検体に送信し、前記被検体から反射された超音波エコーを受信して複数の受信信号をそれぞれ出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波用探触子と、

前記複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給するための複数の駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、

前記複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号を、制御信号によって設定された増幅率でそれぞれ増幅する複数の増幅手段と、

前記複数の増幅手段によって増幅された複数の受信信号を複数のデジタル信号にそれぞれ変換する複数の第 1 の A / D 変換器と、 10

前記複数の増幅手段によって増幅された複数の受信信号の内の 1 つを選択する選択手段と、

前記選択手段によって選択された受信信号をデジタル信号に変換する第 2 の A / D 変換器と、

前記超音波用探触子から超音波ビームが所望の方向に送信されるように前記駆動信号発生手段を制御すると共に、前記選択手段を制御することにより、前記第 2 の A / D 変換器から出力されるデジタル信号に基づいて、前記複数の増幅手段における増幅率を設定するための制御信号を生成する制御手段と、

前記複数の第 1 の A / D 変換器から出力されるデジタル信号に対して、少なくとも 1 20
つの受信焦点を形成するように位相整合を行う受信ビームフォーミング手段と、
を具備する超音波送受信装置。

【請求項 2】

前記複数の増幅手段の各々が、

それぞれの超音波トランスデューサから出力される受信信号を、制御信号によって設定された増幅率で増幅して前記選択手段に供給する第 1 の増幅器と、

前記第 1 の増幅器から出力される受信信号に対して、被検体内において超音波が到達した距離による減衰の補正を施してそれぞれの第 1 の A / D 変換器に供給する第 2 の増幅器と、

を含む、請求項 1 記載の超音波送受信装置。 30

【請求項 3】

前記複数の第 1 の A / D 変換器の分解能が、前記第 2 の A / D 変換器の分解能よりも低い、請求項 1 又は 2 記載の超音波送受信装置。

【請求項 4】

前記制御手段が、前記複数の超音波トランスデューサの中で超音波エコーが最も早く到達する超音波トランスデューサに対応する受信信号を選択するように、前記選択手段を制御する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波送受信装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信して生体内臓器の診断や非破壊検査を行うための超音波送受信装置に関する。 40

【背景技術】

【0002】

一般的に、超音波診断装置や工業用の探傷装置等として用いられる超音波送受信装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサを含む超音波用探触子（プローブ）が用いられる。このような超音波用探触子を用いて、複数の超音波を合波することにより形成される超音波ビームによって被検体を走査し、被検体内部において反射された超音波エコーを受信することにより、複数の超音波トランスデューサから複数の受信信号（「検出信号」ともいう）がそれぞれ出力される。これらの受信信号を増幅等 50

した後、A/D変換することにより、デジタル信号としての検出データが得られる。さらに、検出データに対して様々な信号処理を施すことにより、被検体に関する画像情報が得られ、これに基づいて、被検体に関する2次元又は3次元画像が再現される。

【0003】

関連する技術として、下記の特許文献1には、変調信号についてダイナミックフォーカスを行う受信信号形成方法が開示されている。この受信信号形成方法によれば、複数の超音波トランスデューサが受信した複数の信号をそれぞれ変調し、予め定めた遅延を付与して加算し、それをフィルタリングして受信信号を形成するに当たり、遅延時間の付与が、変調した信号列に引き延ばし信号を付与することにより行われる。変調器は、一般のA/D変換器よりも構成が簡単でありコストも安価であるが、超音波送受信装置においては使用するチャンネル数が多いので、さらにコストを低減させることが望まれる。

10

【0004】

また、下記の特許文献2には、簡易な方法で求めたビットストリーム信号を用いる受信信号形成方法が開示されている。この受信信号形成方法によれば、複数の超音波トランスデューサが受信した複数の信号をそれぞれ変調以外の量子化方法でビットストリーム信号に変換し、予め定めた遅延を付与して加算し、それをフィルタリングして受信信号を形成する。特許文献2は、特許文献1において用いられている変調器を、それ以外のビットストリーム変換回路に変えることにより、さらに、コストダウンを図るものである。しかしながら、高い分解能でA/D変換を行う場合には、あまりコストを低減させることができない。

20

【特許文献1】特開2000-254121号公報(第1頁、図7)

【特許文献2】特開2000-254122号公報(第1、5頁、図8)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波エコーを受信して得られる複数の受信信号をA/D変換するための複数のA/D変換器のコストを低減すると共に、低消費電力化を実現した超音波送受信装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

30

【0006】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波送受信装置は、複数の駆動信号に従って超音波を被検体に送信し、被検体から反射された超音波エコーを受信して複数の受信信号をそれぞれ出力する複数の超音波トランスデューサを含む超音波用探触子と、複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給するための複数の駆動信号を発生する駆動信号発生手段と、複数の超音波トランスデューサから出力される複数の受信信号を、制御信号によって設定された増幅率でそれぞれ増幅する複数の増幅手段と、複数の増幅手段によって増幅された複数の受信信号を複数のデジタル信号にそれぞれ変換する複数の第1のA/D変換器と、複数の増幅手段によって増幅された複数の受信信号の内の1つを選択する選択手段と、選択手段によって選択された受信信号をデジタル信号に変換する第2のA/D変換器と、超音波用探触子から超音波ビームが所望の方向に送信されるように駆動信号発生手段を制御すると共に、選択手段を制御することにより、第2のA/D変換器から出力されるデジタル信号に基づいて、複数の増幅手段における増幅率を設定するための制御信号を生成する制御手段と、複数の第1のA/D変換器から出力されるデジタル信号に対して、少なくとも1つの受信焦点を形成するように位相整合を行う受信ビームフォーミング手段とを具備する。

40

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、第2のA/D変換器から出力されるデジタル信号に基づいて複数の増幅手段における増幅率を設定することにより、超音波エコーを受信して得られる複数の

50

受信信号を A / D 変換するための複数の第 1 の A / D 変換器のコストを低減すると共に、低消費電力化を実現することができる。

【 0 0 0 8 】

なお、本願においては、トランスデューサアレイを構成する 1 エlement 分のトランスデューサを、「超音波トランスデューサ」という。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 9 】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示すブロック図である。本実施形態に係る超音波送受信装置は、被検体に向けて超音波を送信し、被検体から反射される超音波エコーを受信して、受信した超音波エコーに基づいて超音波画像を表示する機能を備えている。

10

【 0 0 1 0 】

図 1 に示すように、この超音波送受信装置は、被検体に当接させて用いられる超音波用探触子（プローブ）1 と、超音波用探触子 1 に接続された超音波送受信装置本体 2 とによって構成される。

【 0 0 1 1 】

超音波用探触子 1 は、1 次元又は 2 次元状等に配列された N 個の超音波トランスデューサ 1 0 を含むトランスデューサアレイ（「アレイトランスデューサ」ともいう）を内蔵している。これらの超音波トランスデューサ 1 0 は、信号線を介して、超音波送受信装置本体 2 に接続される。

20

【 0 0 1 2 】

超音波トランスデューサ 1 0 は、例えば、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、P V D F（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電材料）の両端に電極を形成した振動子によって構成される。また、近年において、超音波トランスデューサの感度及び帯域向上に寄与するとして期待が寄せられている P Z N T（鉛、亜鉛、ニオブ、チタンを含む酸化物）単結晶を含む圧電材料を用いても良い。

【 0 0 1 3 】

このような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電材料が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、これらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号としての受信信号を発生する。これらの受信信号は、超音波の検出信号として利用される。

30

【 0 0 1 4 】

超音波送受信装置本体 2 は、複数の切換回路 2 1 と、送信系の複数のパルサ回路 2 2 と、受信系のアナログ・フロントエンドを構成する複数の受信回路 2 3 と、選択回路 2 4 と、高分解能の A / D 変換器 2 5 とを含んでいる。また、超音波送受信装置本体 2 は、複数のシフトレジスタ 3 1 と、複数のフェーズシフタ 3 2 と、加算器 3 3 とを含んでおり、これらは、受信系のデジタル・ビームフォーマを構成する。さらに、超音波送受信装置本体 2 は、制御部 4 1 と、表示画像演算部 4 2 と、表示部 5 0 とを含んでいる。

40

【 0 0 1 5 】

複数の切換回路 2 1 は、超音波の送信時において、超音波用探触子 1 に内蔵されている複数の超音波トランスデューサ 1 0 を複数のパルサ回路 2 2 にそれぞれ接続し、超音波の受信時において、超音波用探触子 1 に内蔵されている複数の超音波トランスデューサ 1 0 を複数の受信回路 2 3 にそれぞれ接続する。

【 0 0 1 6 】

複数のパルサ回路 2 2 は、制御部 4 1 から供給される複数のタイミング信号に同期して、パルス状の複数の駆動信号をそれぞれ発生し、複数の超音波トランスデューサ 1 0 にそ

50

れぞれ供給する。これにより、送信フォーカス処理が行われて、少なくとも1つの超音波ビームが、超音波用探触子1から所望の方向に送信される。

【0017】

各々の受信回路23は、制御信号により利得が制御されるプリアンプ23aと、TGC (time gain compensation: タイム・ゲイン・コンペンセーション) 増幅器23bと、低分解能のA/D (アナログ/デジタル) 変換器23cとを含んでいる。各々の超音波トランスデューサ10から出力される受信信号は、プリアンプ23aによって、制御信号により設定された増幅率で増幅され、TGC増幅器23bによって、被検体内において超音波が到達した距離による減衰の補正が施される。TGC増幅器23bから出力された受信信号は、A/D変換器23cによってデジタル信号(検出データ)に変換される。

10

【0018】

本実施形態においては、A/D変換器23cのダイナミックレンジを有効に活用するように、A/D変換器23cに入力される受信信号のレベルが制御されるので、A/D変換器23cとして、8ビット程度の低分解能のA/Dコンバータを使用することができる。従って、A/D変換器23cにおけるコストを低減すると共に、低消費電力化を実現することができる。

【0019】

選択回路24は、複数のプリアンプ23aによって増幅された複数の受信信号の中の1つを選択する。A/D変換器25は、12~14ビット程度の高分解能を有し、選択回路24によって選択された受信信号をデジタル信号に変換する。なお、A/D変換器23c及び25のサンプリング周波数としては、少なくとも超音波の周波数の10倍程度の周波数が必要であり、超音波の周波数の16倍以上の周波数が望ましい。

20

【0020】

制御部41は、超音波用探触子から少なくとも1つの超音波ビームが所望の方向に送信されるように、複数のパルス回路22に複数のタイミング信号をそれぞれ供給する。ここで、制御部41は、超音波ビームの送信方向を順次設定し、これらの超音波ビームの送信方向を予め定められた走査方法に従って変化させる。また、制御部41は、受信時において、超音波エコーの受信方向を順次設定する。

【0021】

図2~図4に、超音波ビームの送信方向と超音波エコーの受信波形との関係を示す。各図において、(a)は、超音波ビームの送信方向に存在する反射源から複数の超音波トランスデューサ11~18に向かう超音波エコーの波面を示しており、(b)は、それらの超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の受信信号の波形を示している。

30

【0022】

図2は、複数の超音波トランスデューサ11~18の中心線の正面から超音波エコーを受信する場合を示しており、超音波エコーは、中央の超音波トランスデューサ14及び15に最も早く到達するので、超音波トランスデューサ14及び15から出力される受信信号の波形が最も進んでいる。

【0023】

図3は、複数の超音波トランスデューサ11~18の中心線よりも図中やや斜め上から超音波エコーを受信する場合を示しており、超音波エコーは、中央よりもやや上側の超音波トランスデューサ13に最も早く到達するので、超音波トランスデューサ13から出力される受信信号の波形が最も進んでいる。

40

【0024】

図4は、複数の超音波トランスデューサ11~18よりも図中斜め下から超音波エコーを受信する場合を示しており、超音波エコーは、下側の超音波トランスデューサ18に最も早く到達するので、超音波トランスデューサ18から出力される受信信号の波形が最も進んでいる。

【0025】

このような原理に基づき、制御部41は、複数の超音波トランスデューサの中で超音波

50

エコーが最も早く到達する超音波トランスデューサに対応する受信信号を選択するように、選択回路24を制御する。選択回路24から出力される受信信号は、A/D変換器25において検出データに変換される。制御部41は、A/D変換器25から出力される検出データに基づいて、複数の受信回路23のA/D変換器23cにおいて実質的なダイナミックレンジが確保されるように、複数のプリアンプ23aにおける増幅率を設定するための制御信号を生成する。

【0026】

ここで、プリアンプ23aの増幅率の具体的な設定方法について説明する。図5は、超音波トランスデューサから超音波用ファントムに超音波ビームを送信している状態を示す図である。図5に示す超音波用ファントム60は、超音波送受信装置の性能をチェックするために用いられる擬似的な被検体である。超音波トランスデューサ10から超音波用ファントム60に超音波ビームを送信し、超音波ビームが反射されて生じた超音波エコーを超音波トランスデューサ10において受信すると、図6に示すような受信信号の波形が得られる。

10

【0027】

図6に示すように、超音波エコーには、明確な構造物からのエコーで、波形の時間軸を拡大すると送信波形と良い相関が取れるコヒーレントエコーと、送信波長以下のサイズを有する微小散乱体からのエコーで、送信波形と相関がないインコヒーレントエコーとが含まれている。従って、超音波エコーが最も早く到達する超音波トランスデューサに対応する受信信号に基づいて、A/D変換器23cに入力される受信信号に含まれているコヒーレントエコー成分がA/D変換器23cのフルスケールの0.5~0.8倍となり、インコヒーレントエコー成分がA/D変換器23cのフルスケールの0.1倍程度となるように、制御部41がプリアンプ23aの増幅率を調整する。送信ビームフォーミングを行うことにより送信焦点を形成して超音波ビームを送信する場合には、コヒーレントエコーは、被検体の深部において、浅部よりも2桁小さくなる程までは減衰しない。

20

【0028】

再び図1を参照すると、シフトレジスタ31は、A/D変換器23cから出力される検出データを、供給されるクロック信号に同期してシフトさせる。その際、シフトレジスタ31にクロック信号を供給するか否かによって、遅延量を大幅に調節することができる。さらに、フェーズシフタ32は、シフトレジスタ31から出力される検出データに対して、遅延量の微調整を施す。

30

【0029】

複数のシフトレジスタ31及びフェーズシフタ32によって、複数のA/D変換器23cから出力される検出データに所望の遅延量を与えることにより、少なくとも1つの受信焦点を形成するように位相整合が行われる。加算器33は、複数のフェーズシフタ32から出力される検出データの値を加算する。これにより、受信フォーカス処理が行われ、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線データが形成される。

【0030】

表示画像演算部42は、加算器33から出力される音線データに基づいて、画像データを生成する。例えば、表示画像演算部42は、セクタスキャンによって得られた音線データに基づいて、2次元画面上に超音波画像を表示するためのBモード画像データを生成したり、ドプラ法によって得られた音線データに基づいて、血流等の移動する対象物を表示するためのドプラ画像データを生成したり、カラーフローマッピング(CFM)によって得られた音線データに基づいて、安定したドプラ画像を表示するためのCFM画像データを生成する。ここで、CFMとは、各距離において、ある程度安定したドプラ周波数が得られるまで超音波ビームを固定して送信を繰り返しながら、超音波ビームを方位方向に走査する動作を所定の走査範囲内で繰り返す2次元ドプラ断層法のことをいう。

40

【0031】

さらに、表示画像演算部42は、画像データの走査フォーマットを変換することにより、音線データ空間の画像データを物理空間の画像データに変換する。表示部50は、例え

50

ば、CRTやLCD等のディスプレイ装置を含んでおり、表示画像演算部42によって生成された画像データに基づいて、超音波画像を表示する。

【0032】

なお、制御部41と表示画像演算部42は、中央演算装置(CPU)とソフトウェアで構成しても良いし、デジタル回路やアナログ回路で構成しても良い。また、プリアンプ23aにおいて、受信信号を軽く対数変換しておき、利得の変化はオフセット電圧を変えることにより行っても良い。

【産業上の利用可能性】

【0033】

本発明は、超音波を送信して生体内の臓器等を観察するために用いられる超音波送受信装置において利用することが可能である。 10

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波送受信装置の構成を示すブロック図である。

【図2】超音波トランスデューサのやや斜め上から超音波エコーを受信する場合における超音波ビームの送信方向と超音波エコーの受信波形との関係を示す図である。

【図3】超音波トランスデューサの斜め下から超音波エコーを受信する場合における超音波ビームの送信方向と超音波エコーの受信波形との関係を示す図である。

【図4】超音波トランスデューサの正面から超音波エコーを受信する場合における超音波ビームの送信方向と超音波エコーの受信波形との関係を示す図である。 20

【図5】超音波トランスデューサから超音波用ファントムに超音波ビームを送信している状態を示す図である。

【図6】図5の状態において得られる受信信号の波形を示す図である。

【符号の説明】

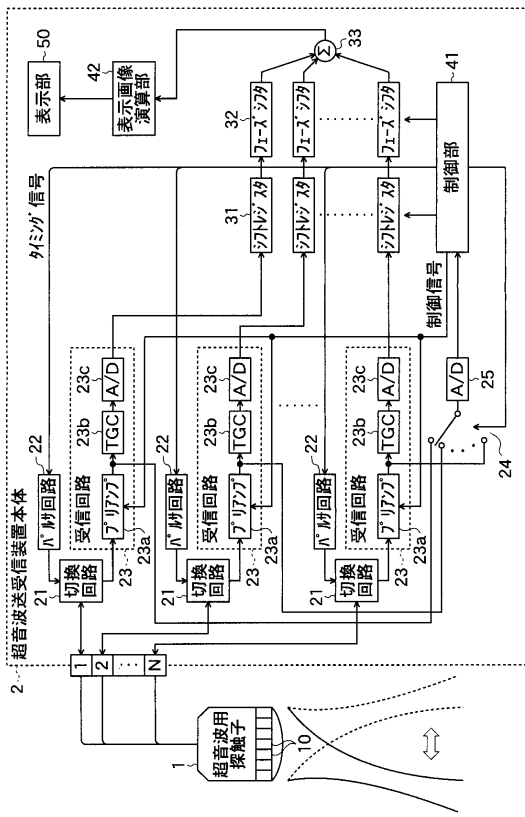
【0035】

- 1 超音波用探触子
- 2 超音波送受信装置本体
- 10、11～18 超音波トランスデューサ
- 21 切換回路
- 22 パルサ回路
- 23 受信回路
- 23a プリアンプ
- 23b TGC
- 23c 低分解能のA/D変換器
- 24 選択回路
- 25 高分解能のA/D変換器
- 31 シフトレジスタ
- 32 フェーズシフタ
- 33 加算器
- 41 制御部
- 42 表示画像演算部
- 50 表示部
- 60 超音波用ファントム

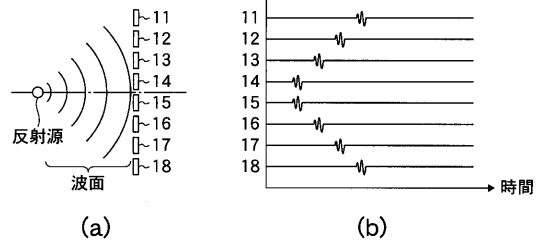
30

40

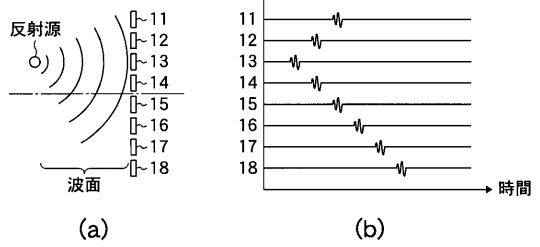
【 図 1 】



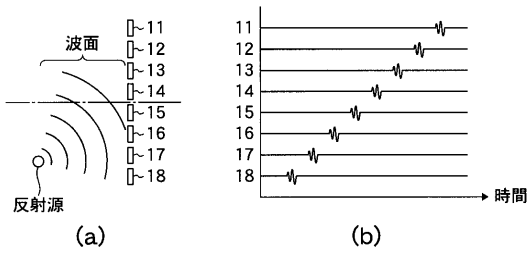
【 図 2 】



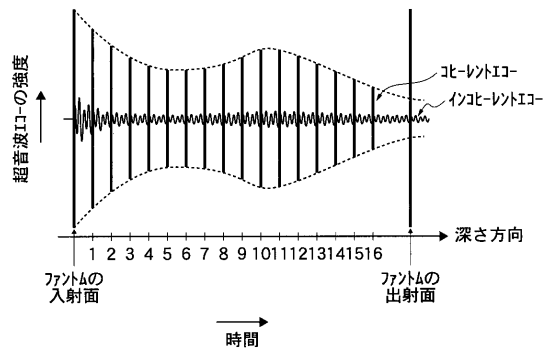
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 5 】

