

(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2009-240667

(P2009-240667A)

(43) 公開日 平成21年10月22日(2009.10.22)

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

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2008-93211 (P2008-93211)
(22) 出願日 平成20年3月31日 (2008.3.31)(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100110777
弁理士 宇都宮 正明
(74) 代理人 100100413
弁理士 渡部 温
(72) 発明者 近藤 祐司
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB02 BB06 EE01 EE04 EE07
EE08 GB04 HH22 HH25 HH28
HH31 HH38 JB24

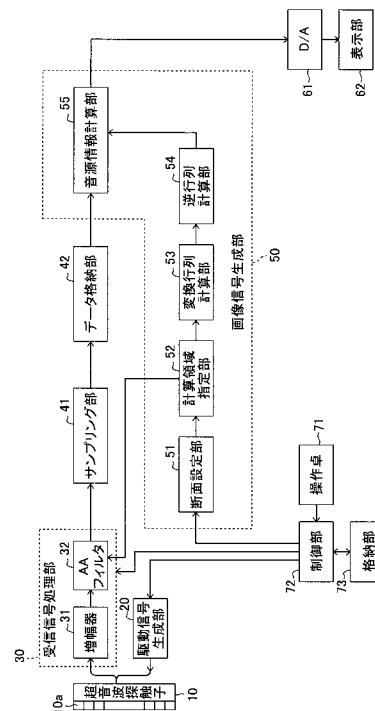
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置及び超音波撮像方法

(57) 【要約】

【課題】超音波ビームの方向を順次切り換えながら超音波の送受信を何度も繰り返すことなく超音波断層画像を得ることができる超音波撮像装置を提供する。

【解決手段】この超音波撮像装置は、複数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を処理する送受信部と、被検体の断面における複数のサンプリング点からの超音波エコーを表す受信信号行列を生成するサンプリング部と、被検体の断面における複数の位置からの超音波エコーが合成されときの重み付け情報を表す変換行列を計算する変換行列計算手段と、変換行列計算手段によって計算された変換行列の逆行列を計算する逆行列計算手段と、逆行列と受信信号行列との積を計算することによって、被検体内の反射音源に関する情報を表す音源信号行列を求め、被検体内の超音波画像を表す画像信号を生成する音源情報計算手段とを具備する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも 1 つの超音波トランスデューサに駆動信号を供給して被検体に超音波を送信すると共に、被検体から超音波エコーを受信した複数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を処理する送受信部と、

前記送受信部によって処理された複数の受信信号をサンプリングすることにより、被検体の断面における複数のサンプリング点からの超音波エコーを表す受信信号行列を生成するサンプリング部と、

被検体の断面における複数の位置からの超音波エコーが合成されるときに重み付け情報を表す変換行列を計算する変換行列計算手段と、

前記変換行列計算手段によって計算された変換行列の逆行列を計算する逆行列計算手段と、

前記逆行列計算手段によって計算された逆行列と前記サンプリング部によって生成された受信信号行列との積を計算することによって、被検体内の反射音源に関する情報を表す音源信号行列を求め、該音源信号行列に基づいて、被検体内の超音波画像を表す画像信号を生成する音源情報計算手段と、

を具備する超音波撮像装置。

【請求項 2】

前記送受信部が、複数の受信信号に対して、サンプリングにおけるエイリアシングを防止するためのフィルタ処理をそれぞれ施す複数のアンチ・エイリアシング・フィルタを含む、請求項 1 記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記サンプリング部が、前記複数の超音波トランスデューサによって複数の時点で受信された超音波エコーに基づく複数の受信信号をサンプリングする、請求項 1 又は 2 記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記変換行列計算手段が、被検体の断面において 2 次元的に配置された複数の位置からの超音波エコーが合成されるときに重み付け情報を表す変換行列を計算する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

音場推定に基づいて、前記変換行列計算手段によって計算された変換行列に含まれている各要素に重み付けを与える重み付け処理部をさらに具備し、前記逆行列計算手段が、前記重み付け処理部によって重み付け処理された変換行列の逆行列を計算する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記送受信部が、複数の受信信号に対して直交検波処理を施すことにより、それぞれの受信信号の実部及び虚部を求める複数の直交検波器を含み、

前記サンプリング部が、受信信号の実部をサンプリングすることにより、被検体の断面における複数のサンプリング点からの超音波エコーの実部を表す第 1 の受信信号行列を生成する第 1 のサンプリング部と、受信信号の虚部をサンプリングすることにより、被検体の断面における複数のサンプリング点からの超音波エコーの虚部を表す第 2 の受信信号行列を生成する第 2 のサンプリング部とを含み、

前記音源情報計算手段が、前記逆行列計算手段によって計算された逆行列と前記第 1 のサンプリング部によって生成された第 1 の受信信号行列との積を計算することによって、被検体内の反射音源に関する情報を表す第 1 の音源信号行列を求める第 1 の音源情報計算手段と、前記逆行列計算手段によって計算された逆行列と前記第 2 のサンプリング部によって生成された第 2 の受信信号行列との積を計算することによって、被検体内の反射音源に関する情報を表す第 2 の音源信号行列を求める第 2 の音源情報計算手段とを含み、

第 1 の音源信号行列及び第 2 の音源信号行列に含まれている音源信号の実部及び虚部に基づいて音源信号の振幅を求め、音源信号の振幅に基づいて、被検体内の超音波画像を表

10

20

30

40

50

す画像信号を生成する振幅演算手段をさらに具備する、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

前記音源情報計算手段が、被検体の断面を複数の領域に分けたときの各領域について、前記逆行列計算手段によって計算された逆行列と前記サンプリング部によって生成された受信信号行列との積を計算する、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記送受信部が、被検体内において順次選択された断面領域に送信フォーカスを形成するように、複数の超音波トランスデューサに複数の駆動信号をそれぞれ供給し、

前記音源情報計算手段が、順次選択された断面領域について、前記逆行列計算手段によって計算された逆行列と前記サンプリング部によって生成された受信信号行列との積を計算する、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 9】

前記変換行列計算手段が、ある深さからの受信信号に対して、その $1/3$ の深さにある音源情報が加算されているとして変換行列を計算する、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 10】

前記サンプリング部が、前記送受信部によって処理された複数の受信信号のサンプリング周波数を高めることにより、前記音源情報計算手段が、拡大された超音波画像を表す画像信号を生成する、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 11】

前記音源情報計算手段が、選択された断面領域について、前記逆行列計算手段によって計算された逆行列と前記サンプリング部によって生成された受信信号行列との積を繰返し計算することにより、選択された断面領域における画像情報の時間的变化を表す画像信号を生成する、請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

前記変換行列計算手段が、ある深さからの受信信号に対して、各超音波トランスデューサの幅に対応する時間差を伴って受信される受信信号が加算されているとして変換行列を計算する、請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 13】

前記送受信部が、複数の超音波トランスデューサに共通の駆動信号を供給する送信回路を含む、請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 14】

前記送受信部が、複数の超音波トランスデューサに固有の遅延時間をそれぞれ与える複数の遅延回路と、前記複数の超音波トランスデューサに前記複数の遅延回路を介して駆動信号を供給する送信回路とを含む、請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

【請求項 15】

被検体の断面における複数の位置からの超音波エコーが合成されるときに重み付け情報を表す変換行列を計算するステップ (a) と、

ステップ (a) において計算された変換行列の逆行列を計算するステップ (b) と、

少なくとも 1 つの超音波トランスデューサに駆動信号を供給して被検体に超音波を送信すると共に、被検体から超音波エコーを受信した複数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を処理するステップ (c) と、

ステップ (c) において処理された複数の受信信号をサンプリングすることにより、被検体の断面における複数のサンプリング点からの超音波エコーを表す受信信号行列を生成するステップ (d) と、

ステップ (b) において計算された逆行列とステップ (d) において生成された受信信号行列との積を計算することによって、被検体内の反射音源に関する情報を表す音源信号行列を求め、該音源信号行列に基づいて、被検体内の超音波画像を表す画像信号を生成す

10

20

30

40

50

るステップ (e) と、
を具備する超音波撮像方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

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撮像装置及び超音波撮像方法に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

一般に、超音波撮像装置においては、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探触子（プローブ）が用いられる。このような超音波探触子から、複数の超音波の合波によって形成される超音波ビームを被検体に向けて送信すると、超音波ビームは、被検体内部における音響インピーダンスが異なる領域、即ち、組織の境界において反射される。そのようにして生じた超音波エコー信号を受信し、超音波エコー信号の強度に基づいて画像を構成することにより、被検体内部の様子を表示画面に再現することができる。

【 0 0 0 3 】

従来の超音波撮像装置においては、被検体内に形成された超音波ビームが反射して得られる超音波エコーから超音波ビーム上の反射信号情報を推定し、超音波ビームの方向を順次切り換えることによって、関心領域全体の情報を得る方法が用いられている。これを通常のモニターに表示するためには、いわゆる走査変換が行われる。

【 0 0 0 4 】

図 20 は、送信ビームフォーミングを説明するための図である。電子走査と呼ばれる方法では、配列された振動子群が用いられる。振動子群に含まれている個々の振動子に高周波の電圧（駆動信号）を与えることによって、超音波が被検体内に導入される。このとき、図 20 に示すように、個々の振動子を駆動する時刻を変化させることで、被検体に導入される音にずれが生じる。各振動子が十分に小さければ、個々の振動子が発生する超音波は球面状に生体内を伝搬して行くが、このずれによって、超音波の位相が揃って超音波が強め合う領域が形成される。

【 0 0 0 5 】

図 20 に示すように、ある位置に焦点を形成する場合には、その点から同心円上に各振動子からの波面が位置するように送信時刻を調整すれば良い。焦点位置においては、全ての振動子から送信された超音波の位相が揃うので、超音波が最も強め合うことになる。同様に、別の位置においても、一部の振動子からの超音波は強め合い、また別の位置においては、位相の反転によって超音波が弱め合う領域も形成される。その結果、いわゆるサイドローブが形成されることになる。このように、ビーム状の超音波音場のみが存在する訳ではなく、全領域に何らかの音場が形成される。

【 0 0 0 6 】

図 21 は、受信ビームフォーミングを説明するための図である。受信ビームフォーミングの仕組みも、送信ビームフォーミングと全く同様である。超音波エコーの受信時には、反射体から超音波エコーが球面状に広がって反射して来るものと想定される。従って、受信時には、複数の振動子から出力される受信信号に送信時と同様の遅延を与えた後にそれらの受信信号を加算すれば、反射体からの受信信号が最も強め合うことになる。

【 0 0 0 7 】

ここで、反射体からの超音波エコーが各振動子に到達するのと同じ時刻に別の音源からの超音波エコーも振動子に到達すれば、別の音源からの超音波エコーも強め合う。即ち、加算された受信信号に含まれるのは、必ずしも関心ある反射体からの超音波エコーだけではない。これがノイズとなるが、送信超音波ビームが振動子と反射体とを結ぶ直線上のみ存在する場合には、このノイズも存在しない。しかしながら、前述のように、従来の送

10

20

30

40

50

信方式では、このような送信超音波ビームを形成することは不可能であるから、音場に起因したノイズの混入も不可避であると言える。

【 0 0 0 8 】

図 2 0 及び図 2 1 においては、振動子面に直交する方向の超音波ビームを示しているが、前述のように振動子が十分に小さい場合には、送信される超音波が点音源として四方に広がり、また受信時においても四方からの超音波エコーを受信することができる。図 2 2 に示すように、遅延量を増大させて左右（図中の上下）で非対称にすれば、超音波ビームを傾けることができる。図 2 2 は受信時を示しているが、送信時も全く同様である。一般に、セクター走査と呼ばれる方法においては、振動子幅をかなり小さくして、このような送受信方法が用いられている。

10

【 0 0 0 9 】

前述のように音場は全領域に形成されているが、送受信される超音波ビームは細いので、主として得られる受信信号も、超音波ビーム上の限られた領域からの情報を表している。従って、断層像を得るためには関心領域全体に超音波ビームの焦点を順次合わせなければならぬので、超音波ビームを移動させる方法が取られている。

【 0 0 1 0 】

図 2 3 は、リニア走査の場合における超音波ビームの移動を示す図である。図 2 3 に示すように、送受信に寄与する振動子群を切り換えることによって、超音波ビームが移動する。しかしながら、この方法によれば、超音波ビームの間隔が振動子の間隔と等しくなり、断層画像の分解能がこのビーム間隔に依存してしまうので、十分な画像分解能が得られない。そこで、より多くの超音波ビームを得るために様々な方法が考案されている。図 2 4 は、その一例を示しており、微小角法と呼ばれるものである。微小角法によれば、同じ振動子群を用いながら、遅延量の左右対称性をなくして、僅かに方向の異なるビームを得ることができる。また、セクター走査の場合には、図 2 2 における遅延量を変えることによってビームの向きを切り換えて行く方法が取られている。

20

【 0 0 1 1 】

こうして得られた超音波ビーム上の情報は、初期の超音波撮像装置においては、X - Y モニター上に直接描画されていた。しかしながら、データの記録等の観点から、現在では、走査変換という手法で一般のモニター上に描画される。

【 0 0 1 2 】

図 2 5 は、リニア走査の場合の走査変換の例を示す図である。リニア走査の場合の走査変換においては、超音波ビーム座標における菱形印で示す点上のデータを、モニターの X - Y 座標における丸印で示す点 (X , Y) 上のデータに変換する処理が行われる。図 2 6 は、セクター走査の場合の走査変換の例を示す図である。セクター走査の場合の走査変換においては、超音波ビーム座標における菱形印で示す点上のデータを、極座標における丸印で示す点 (r ,)、即ち、モニターの X - Y 座標における丸印で示す点 (X , Y) 上のデータに変換する処理が行われる。

30

【 0 0 1 3 】

微小な領域を見たときに、超音波ビームのデータ数が X - Y 座標のデータ数よりも多い場合には、データの間引きが必要になり、逆に、超音波ビームのデータ数が X - Y 座標のデータ数よりも少ない場合には、不足分のデータの追加が必要になる。ここで、不用意な間引きは、エイリアシングを引き起こす。また、データの追加においては、周囲の超音波ビームのデータから補間処理によって不足分のデータを作成する方法が主に取られているが、補間処理は画像処理の 1 つであり、周辺の情報に基づいて未知の情報を推定しているに他ならない。

40

【 0 0 1 4 】

このように、従来の超音波撮像装置においては、断層画像を得るために、ビームの方向を変えて超音波の送受信を何度も繰り返す必要があった。また、走査変換処理は、必ずしも生体の反射音源情報を忠実に再現するものではなく、ある種の人為的処理によって良好な画質を得る手段であるとも言える。さらに、超音波ビームの構成は、幾何学的な関係に

50

依存するので、設定する生体内音速によって、得られる画像が異なるという欠点も有する。

【 0 0 1 5 】

関連する従来技術として、特許文献 1 には、幅が広いビームを用いて、1 回の超音波送信によって画像を得るシステム及び方法が開示されている。しかしながら、特許文献 1 には、断層画像を推定する具体的な方法は、必ずしも開示されていない。

【 0 0 1 6 】

また、特許文献 2 には、S N 比を向上させて高画質化を図ることを目的とする超音波撮像装置が開示されている。この超音波撮像装置においては、受信信号が直交検波器によって複素信号に変換され、実数部及び虚数部のそれぞれについてフィルタリングが行われ、実数部及び虚数部に基づいて振幅が計算されて、その振幅に基づいて画像が表示される。しかしながら、受信信号を得るためには、1 つの方向について複数回の超音波の送受信が実行される。

10

【特許文献 1】米国特許第 6 6 8 5 6 4 5 号明細書（第 1 頁、図 5）

【特許文献 2】特開平 1 1 - 8 9 8 4 6 号公報（第 1 頁、図 1）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 7 】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波ビームの方向を順次切り換えながら超音波の送受信を何度も繰り返すことなく超音波断層画像を得ることができる超音波撮像装置及び超音波撮像方法を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 8 】

上記課題を解決するため、本発明の 1 つの観点に係る超音波撮像装置は、少なくとも 1 つの超音波トランスデューサに駆動信号を供給して被検体に超音波を送信すると共に、被検体から超音波エコーを受信した複数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を処理する送受信部と、送受信部によって処理された複数の受信信号をサンプリングすることにより、被検体の断面における複数のサンプリング点からの超音波エコーを表す受信信号行列を生成するサンプリング部と、被検体の断面における複数の位置からの超音波エコーが合成されるときに重み付け情報を表す変換行列を計算する変換行列計算手段と、変換行列計算手段によって計算された変換行列の逆行列を計算する逆行列計算手段と、逆行列計算手段によって計算された逆行列とサンプリング部によって生成された受信信号行列との積を計算することによって、被検体内の反射音源に関する情報を表す音源信号行列を求め、該音源信号行列に基づいて、被検体内の超音波画像を表す画像信号を生成する音源情報計算手段とを具備する。

30

【 0 0 1 9 】

また、本発明の 1 つの観点に係る超音波撮像方法は、被検体の断面における複数の位置からの超音波エコーが合成されるときに重み付け情報を表す変換行列を計算するステップ（a）と、ステップ（a）において計算された変換行列の逆行列を計算するステップ（b）と、少なくとも 1 つの超音波トランスデューサに駆動信号を供給して被検体に超音波を送信すると共に、被検体から超音波エコーを受信した複数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を処理するステップ（c）と、ステップ（c）において処理された複数の受信信号をサンプリングすることにより、被検体の断面における複数のサンプリング点からの超音波エコーを表す受信信号行列を生成するステップ（d）と、ステップ（b）において計算された逆行列とステップ（d）において生成された受信信号行列との積を計算することによって、被検体内の反射音源に関する情報を表す音源信号行列を求め、該音源信号行列に基づいて、被検体内の超音波画像を表す画像信号を生成するステップ（e）とを具備する。

40

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

50

本発明によれば、被検体の断面における複数の位置からの超音波エコーが合成されるとき、重み付け情報を変換行列の逆行列と、被検体の断面における複数のサンプリング点からの超音波エコーを表す受信信号行列との積を計算することによって、被検体内の反射音源に関する情報を変換行列を求め、それに基づいて被検体内の超音波画像を表す画像信号を生成するので、超音波ビームの方向を順次切り換えながら超音波の送受信を何度も繰り返すことなく超音波断層画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、本発明の実施形態について、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。

10

図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。この超音波撮像装置は、超音波探触子10と、駆動信号生成部20と、受信信号処理部30と、サンプリング部41と、データ格納部42と、画像信号生成部50と、D/A変換器61と、表示部62と、操作部71と、制御部72と、格納部73とを有している。ここで、駆動信号生成部20及び受信信号処理部30は、送受信部を構成する。

【0022】

超音波探触子10は、1次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ10aを備えている。各々の超音波トランスデューサ10aは、印加される駆動信号に基づいて超音波を送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して受信信号を出力する。

20

【0023】

各々の超音波トランスデューサは、例えば、PZT（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、PVDf（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（圧電体）の両端に電極を形成した振動子によって構成される。そ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印加すると、圧電体が伸縮する。また、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、電気信号を発生する。その電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0024】

駆動信号生成部14は、例えば、複数の超音波トランスデューサ10aに対応する複数のパルスによって構成されている。駆動信号生成部20は、1つ又は複数の超音波トランスデューサを駆動するための駆動信号を超音波探触子10に供給するか、あるいは、制御部72によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ10aから送信される超音波が所定の波面又はビームを形成するように複数の駆動信号の遅延量を調節して超音波探触子10に供給する。

30

【0025】

受信信号処理部30は、複数の超音波トランスデューサ10aに対応して、複数の増幅器（プリアンプ）31と、複数のAA（アンチ・エイリアシング）フィルタ32とを含んでいる。超音波トランスデューサ10aから出力される受信信号は、増幅器31において増幅され、増幅器31から出力される受信信号は、AAフィルタ41によって、サンプリングにおけるエイリアシングを防止するためのフィルタ処理が施される。また、図には示されていないが、受信信号は、検波処理によって、その包絡線情報に変換されている。

40

【0026】

サンプリング部41は、受信信号処理部30から出力される複数の受信信号をサンプリングしてA/D変換することにより、被検体の断面における $m \times n$ 個のサンプリング点からの超音波エコーを表す受信信号行列（受信データ）を生成する。例えば、サンプリング部41は、被検体の断面における深さ方向を第1の座標軸とし、複数の超音波トランスデューサ10aの配列方向を第2の座標軸として、受信信号処理部30によって処理された複数の受信信号を2次元的にサンプリングする。

【0027】

50

このときのサンプリング周波数は、サンプリング定理で通常規定される周波数よりも低い。そのため、先に説明したように、エイリアシングを防止するためのAAフィルタ32が必要となる。AAフィルタ32におけるフィルタ設定は、サンプリング周波数に連動し、演算すべき断面における計算領域($m \times n$ 個のサンプリング点)の指定に依存する。サンプリング部41によってサンプリングされた受信データは、ハードディスク又はメモリ等によって構成されるデータ格納部42に一旦格納される。

【0028】

画像信号生成部50は、断面設定部51と、計算領域指定部52と、変換行列計算部53と、逆行列計算部54と、音源情報計算部55とを含んでいる。断面設定部51は、制御部72の制御の下で、超音波画像を表示すべき被検体の断面を設定する。計算領域指定部52は、断面設定部51によって設定された断面において、計算領域($m \times n$ 個のサンプリング点)を指定する。

10

【0029】

計算領域が指定されると、変換行列計算部53は、被検体の断面における複数の位置からの超音波エコーが合成されるときに重み付け情報を表す変換行列を計算する。例えば、変換行列計算部53は、被検体の断面における深さ方向を第1の座標軸とし、被検体の断面内で第1の座標軸に直交する方向を第2の座標軸として、被検体の断面において2次元的に配置された複数の位置からの超音波エコーが合成されるときに重み付け情報を表す変換行列を計算する。逆行列計算部54は、変換行列計算部53によって計算された変換行列の逆行列を計算する。

20

【0030】

音源情報計算部55は、逆行列計算部54によって計算された変換行列の逆行列と、サンプリング部41によって生成されてデータ格納部42に格納されている受信信号行列との積を計算することによって、被検体内の反射音源に関する情報を表す音源信号行列を求め、該音源信号行列に基づいて、被検体内の超音波画像を表す画像信号を生成する。

【0031】

D/A変換器61は、画像信号生成部50から出力されるデジタルの画像信号を、アナログの画像信号に変換する。表示部62は、例えば、CRTやLCD等のディスプレイ装置を含んでおり、アナログの画像信号に基づいて診断画像を表示する。

【0032】

操作卓71を用いたオペレータの操作に従って、制御部72が、駆動信号生成部20、受信信号処理部30、画像信号生成部50等を制御する。画像信号生成部50及び制御部72は、CPUとソフトウェア(プログラム)によって実現することができる。ソフトウェア(プログラム)は、格納部73に格納される。格納部73における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることができる。なお、画像信号生成部50を、デジタル回路によって構成しても良い。

30

【0033】

次に、図1に示す超音波撮像装置の動作原理について詳しく説明する。

本発明は、従来技術におけるように受信信号を走査変換することなく、全く異なる演算方法によって断層情報を推定するものである。被検体に送信された超音波は、被検体内において、固有音響インピーダンスが異なるいわゆる音響境界面によって反射される。音響理論によれば、反射源が鏡面境界である場合には、音が入射角度と同じ反射角度をもって反射される。即ち、音が送信方向に反射されるためには、超音波ビームと垂直に反射面が存在しなければならない。

40

【0034】

しかしながら、例えば、生体における反射源は超音波の波長よりも十分に小さいので、音は散乱を起こして全方位的に反射される。従来技術におけるように、細い超音波ビームを送信しながらも、そのビーム方向からの超音波エコーが受信波として得られて断層像を構築できるという事実は、このことの紛れも無い証拠である。そうだとすると、反射源が

50

らの反射信号は、配列された振動子のいずれにも略同等に帰って来るはずである。本発明は、1つの振動子が受ける受信信号は、被検体の断面内の全ての場所からの反射信号の総和であるという考えに基づくものである。

【0035】

即ち、本発明は、受信信号が送信超音波ビーム上にあることを想定せず、超音波音場にに関わりなく断層情報を得るものである。被検体内の反射源からの超音波エコーは、点音源からの超音波として振動子に戻って来るものと想定する。1つの振動子が受信する超音波エコーは、求める断面内の全領域から反射したものであり、振動子から同一距離にある反射源が、特定時刻における受信信号に寄与していると考え。そうすると、複数の振動子から得られる受信信号に基づいて、断面内の反射音源情報を変数とした連立1次方程式を立てることができ、この方程式を解くことによって断層画像が得られる。この方法によれば、十分に広い音場を与えることにより、1回の送受信で断層像を得ることが可能となる。また、生体内音速は均一であるという仮定は残るものの、音源情報の推定に音速の設定は不要である。

【0036】

図2は、配列された振動子群と被検体内における超音波反射源との位置関係を示す図である。ここでは、配列された振動子群に含まれている個々の振動子に対応して、被検体内に有限個の超音波反射源が存在すると考える。図2に示すように、j番目の振動子（以下、「振動子j」ともいう）におけるi番目の深さ（以下、「深さi」ともいう）の超音波反射源からの超音波エコーに基づく受信信号を r_{ij} とする。

【0037】

配列された振動子の一部あるいは全部を用いて、パルス状の超音波が被検体内に送信されるものとする。パルス状の超音波が送信されてから次のパルス状の超音波が送信されるまでの間において超音波エコーが受信されることは、従来法と同じである。ある時刻において、この送信音場は、断層面内で波面を形成する。断層面内にある超音波反射源にこの波面が到達すると、それが音源となって振動子に向かう反射波が発生する。この断層面を xy 平面で表すことにすると、断層面内のある位置における音源信号を s_{yx} とすることができる。

【0038】

図3は、断層面の座標系と受信信号の座標系とを同じ座標系で示す図である。 x, y は離散的な値をとるものとして、図3においては、行列表現に合わせて直感的に理解しやすいように、深さ y が行に相当し、横方向の距離 x が列に相当するようにした。

【0039】

音源信号 s_{yx} は、点音源性を有し、全方位に反射音が広がるものと考えれば、j番目の振動子には、断面上の全ての音源信号が到達するものと考えられる。受信信号 r_{ij} は、特定の時刻における受信信号であり、音場の音速 c が一定であれば、時刻 $2i/c$ に振動子jに到達したものになる。これは、特定の深さからの反射信号であり、この時刻に振動子jに到達する信号は、音速に関わらず、振動子jから深さ i と等距離にある音源が寄与していることになる。そのため、音源信号 s_{yx} には、それぞれ a_{yx} の重み付けがされるものとし、振動子jからの距離が受信信号 r_{ij} と同一でない音源については $a_{yx} = 0$ とすれば良い。ただし、 a_{yx} は i, j に依存する重み付け情報であるから、これを改めて a_{ij-yx} と記載する。

【0040】

ここで、音源信号として、 m 行 n 列のマトリックスを考える。これは、求める断面の空間解像度を、深さ方向 m 、横方向 n と設定することと等価である。図3においては、断層面の座標と振動子による受信信号の座標とを同じにしている。受信信号 r_{ij} は、次式(1)で表されるように、図3に示す円弧上にある s_{yx} の和となる。

【数 1】

$$r_{ij} = \sum_{x=1}^n \sum_{y=1}^m (a_{ij-yx} \cdot s_{yx}) \quad \cdots (1)$$

ただし、ある時刻における受信信号には、等距離に位置する音源のみが寄与するから以下の条件が得られる。

$$\begin{aligned} (j-x)^2 + y^2 &= i^2 \text{ のときに、 } a_{ij-yx} = 1 \\ (j-x)^2 + y^2 &\neq i^2 \text{ のときに、 } a_{ij-yx} = 0 \\ &\cdots (2) \end{aligned}$$

10

【0041】

式(1)を展開して行列で表現すると、次式(3)となる。

【数 2】

$$r_{ij} = (a_{ij-11} \ a_{ij-12} \ \cdots \ a_{ij-1n} \ a_{ij-21} \ a_{ij-22} \ \cdots \ a_{ij-2n} \ \cdots \ a_{ij-m1} \ a_{ij-m2} \ \cdots \ a_{ij-mn}) \begin{pmatrix} s_{11} \\ s_{12} \\ \vdots \\ s_{1n} \\ s_{21} \\ s_{22} \\ \vdots \\ s_{2n} \\ \vdots \\ s_{mn} \end{pmatrix} \quad \cdots (3)$$

20

振動子及び受信信号の位置を音源の位置と一致させると、 $i_{max} = m$ 、 $j_{max} = n$ であるから、式(3)から全ての受信信号についての行列を求めると、次式(4)となる。

【数 3】

$$\begin{pmatrix} r_{11} \\ r_{21} \\ \vdots \\ r_{m1} \\ r_{12} \\ r_{22} \\ \vdots \\ r_{m2} \\ \vdots \\ r_{1n} \\ r_{2n} \\ \vdots \\ r_{mn} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11-11} & a_{11-12} & \cdots & a_{11-1n} & a_{11-21} & a_{11-22} & \cdots & a_{11-2n} & \cdots & a_{11-m1} & a_{11-m2} & \cdots & a_{11-mn} \\ a_{21-11} & a_{21-12} & \cdots & a_{21-1n} & a_{21-21} & a_{21-22} & \cdots & a_{21-2n} & \cdots & a_{21-m1} & a_{21-m2} & \cdots & a_{21-mn} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{m1-11} & a_{m1-12} & \cdots & a_{m1-1n} & a_{m1-21} & a_{m1-22} & \cdots & a_{m1-2n} & \cdots & a_{m1-m1} & a_{m1-m2} & \cdots & a_{m1-mn} \\ a_{12-11} & a_{12-12} & \cdots & a_{12-1n} & a_{12-21} & a_{12-22} & \cdots & a_{12-2n} & \cdots & a_{12-m1} & a_{12-m2} & \cdots & a_{12-mn} \\ a_{22-11} & a_{22-12} & \cdots & a_{22-1n} & a_{22-21} & a_{22-22} & \cdots & a_{22-2n} & \cdots & a_{22-m1} & a_{22-m2} & \cdots & a_{22-mn} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{m2-11} & a_{m2-12} & \cdots & a_{m2-1n} & a_{m2-21} & a_{m2-22} & \cdots & a_{m2-2n} & \cdots & a_{m2-m1} & a_{m2-m2} & \cdots & a_{m2-mn} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{1n-11} & a_{1n-12} & \cdots & a_{1n-1n} & a_{1n-21} & a_{1n-22} & \cdots & a_{1n-2n} & \cdots & a_{1n-m1} & a_{1n-m2} & \cdots & a_{1n-mn} \\ a_{2n-11} & a_{2n-12} & \cdots & a_{2n-1n} & a_{2n-21} & a_{2n-22} & \cdots & a_{2n-2n} & \cdots & a_{2n-m1} & a_{2n-m2} & \cdots & a_{2n-mn} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{mn-11} & a_{mn-12} & \cdots & a_{mn-1n} & a_{mn-21} & a_{mn-22} & \cdots & a_{mn-2n} & \cdots & a_{mn-m1} & a_{mn-m2} & \cdots & a_{mn-mn} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} s_{11} \\ s_{12} \\ \vdots \\ s_{1n} \\ s_{21} \\ s_{22} \\ \vdots \\ s_{2n} \\ \vdots \\ s_{m1} \\ s_{m2} \\ \vdots \\ s_{mn} \end{pmatrix} \quad \cdots (4)$$

30

40

【0042】

それぞれの行列を、R, A, Sで書くことにすれば、次式(5)となる。

$$AS = R \quad \cdots (5)$$

即ち、音源信号行列Sは、式(4)の連立1次方程式を解くことによって与えられる。連立1次方程式は、掃き出し法あるいはガウスの消去法と呼ばれる方法で解くことができる

50

。また、変換行列 A は、サイズが $m \times n$ であるから正方行列となり、逆行列 A^{-1} を求めることができる。音源信号行列 S は、次式 (6) で示すように、変換行列の逆行列 A^{-1} と受信信号行列 R との積で与えられる。

$$S = A^{-1} R \quad \cdots (6)$$

【0043】

変換行列 A は、式 (2) で示されるように、幾何学的な位置関係のみで与えられるので、信号を受信する前に事前に算出しておくことができる。従って、逆行列 A^{-1} も事前に演算しておくことができるから、実際に受信期間中に行わなければならない処理は、式 (6) の行列の掛け算だけである。しかも、音源信号行列 S の内で求めたい要素のみを演算することが可能である。

【0044】

図4は、断層面の座標系と受信信号の座標系とを別の座標系で示す図である。図3においては、求める断層面の座標系と受信信号の座標系とを同一にしたが、これは必ずしも必要ではない。 $m \times n$ 個の変数を有する音源信号行列 S に対して、 $m \times n$ 個の連立方程式が立てられれば良いのであって、例えば、図4に示すような座標設定であってもかまわない。この場合には、変換行列 A の条件として、次式 (7) を用いれば良い。

$$\begin{aligned} (x_0 + d_j - x)^2 + (y - y_0)^2 &= (t_i)^2 \text{ のときに、} a_{ij} - y_x = 1 \\ (x_0 + d_j - x)^2 + (y - y_0)^2 &= (t_i)^2 \text{ のときに、} a_{ij} - y_x = 0 \\ &\cdots (7) \end{aligned}$$

【0045】

即ち、求める断面座標における配列振動子の一端の位置 (x_0, y_0) と、振動子の間隔 d とが与えられれば、変換行列 A を算出することができる。式 (7) において、 t はサンプリング間隔によって決まる生体内距離を意味するが、これは、 x, y を生体内距離に換算するために必要なだけであって、行列の算出においては $t = 1$ としても差し支えない。

【0046】

図5は、コンベックス探触子を用いる場合の変換行列の算出方法を説明するための図である。コンベックス探触子のように、複数の振動子が凸型に配置されているような場合には、断面座標の y 軸に直交する振動子の初期座標 (x_0, y_0) が与えられ、振動子配列の仮想中心距離 D が与えられれば、次式 (8) に従って変換行列 A を求めることができる。

$$\begin{aligned} (x_0 - D \sin \quad - x)^2 + (y - y_0 + D - D \cos \quad)^2 &= (t_i)^2 \text{ のとき} \\ a_{ij} - y_x &= 1 \\ (x_0 - D \sin \quad - x)^2 + (y - y_0 + D - D \cos \quad)^2 &= (t_i)^2 \text{ のとき} \\ a_{ij} - y_x &= 0 \\ &\cdots (8) \end{aligned}$$

ここで、振動子間隔 d について、次式 (9) が成立する。

$$= i \cdot \sin^{-1} (d / D) \quad \cdots (9)$$

ただし、このときの j は、 (x_0, y_0) に位置する振動子からの配置順である。

【0047】

以上に示したように、本発明によれば、全ての振動子による1回の送受信によって得られる受信信号に基づいて、断面内の全ての音源情報を得ることが可能である。即ち、送信される超音波音場が連続した波面を形成し、その波面が被検体内の関心領域の全てに行き届けば、1回の送受信で断層像を得ることができる。

【0048】

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。第2の実施形態においては、音場を考慮したマトリックス演算の重み付けが行われる。

一般に、均質な媒質に球面波音場が形成されていない限り、音場強度は空間内で一定に

10

20

30

40

50

はならない。また、音の伝搬に従って音響強度は低下するので、反射位置が深いほど反射音源強度も弱くなる。これらを考慮して、反射音源が送信音場の強度 w によって重み付けされるものと考え、 a_{ij-yx} の代わりに w_{ij-yx} を用いることができる。従って、式 (2) は、次式 (10) で置き換えることができる。

$$\begin{aligned} (j-x)^2 + y^2 = i^2 \text{ のときに、} & a_{ij-yx} = w_{ij-yx} \\ (j-x)^2 + y^2 \neq i^2 \text{ のときに、} & a_{ij-yx} = 0 \\ & \dots (10) \end{aligned}$$

【0049】

図6は、本発明の第2の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。第2の実施形態においては、図1に示す第1の実施形態に対して、画像信号生成部50 aにおいて、音場推定部56及び重み付け処理部57が追加されている。音場推定部56は、制御部72によって設定された条件に基づいて、音場を推定する。また、重み付け処理部57は、音場推定部56によって行われた音場推定に基づいて、変換行列計算部53によって計算された変換行列に含まれている各要素に重み付けを与える。逆行列計算部54は、重み付け処理部57によって重み付け処理された変換行列の逆行列を計算する。

【0050】

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。第3の実施形態においては、複素領域におけるマトリックス演算が行われる。

図7は、本発明の第3の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。図7に示すように、受信信号処理部30 aにおいて、複数の超音波トランスデューサ10 aに対応して、複数の増幅器(プリアンプ)31と、それぞれの受信信号をベースバンド周波数の信号に変換すると共に、実部と虚部とを検出する直交検波器33と、それぞれの受信信号に対応して実部用のAAフィルタ32 a及び虚部用のAAフィルタ32 bとが設けられている。

【0051】

図8は、直交検波器の構成例を示す図である。この直交検波器は、掛算器34 a及び34 bと、低域通過フィルタ35 a及び35 bと、互いに位相が直交する第1の信号($\cos t$)及び第2の信号($\sin t$)を生成する局部発振器36とを含んでいる。掛算器34 aは、受信信号と第1の信号($\cos t$)とを掛け合わせることによって受信信号の実部(I軸成分)を求め、また、受信信号と第2の信号($\sin t$)とを掛け合わせるによって受信信号の虚部(Q軸成分)を求める。その後の受信信号の処理は、実部と虚部とについて同様に行われる。低域通過フィルタ35 a及び35 bは、受信信号の実部及び虚部から、不要な広域成分をそれぞれ除去する。

【0052】

再び図7を参照すると、この超音波撮像装置においては、受信信号処理部30 aから出力される複数の受信信号の実部をサンプリングして実部の受信データを生成するサンプリング部41 aと、受信信号処理部30 aから出力される複数の受信信号の虚部をサンプリングして虚部の受信データを生成するサンプリング部41 bと、実部の受信データを格納するデータ格納部42 aと、虚部の受信データを格納するデータ格納部42 bとが設けられている。

【0053】

また、画像信号生成部50 bにおいて、実部の受信データに基づいて音源信号の実部を計算する音源情報計算部55 aと、虚部の受信データに基づいて音源信号の虚部を計算する音源情報計算部55 bと、音源信号の実部及び虚部に基づいて音源信号の振幅を求める振幅演算部58とが設けられている。

【0054】

音源情報計算部55 aは、逆行列計算部43によって計算された逆行列と、サンプリング部41 aによって生成されてデータ格納部42 aに格納されている受信信号行列との積を計算することによって、被検体内の反射音源に関する情報を表す音源信号行列(実部)を求める。また、音源情報計算部55 bは、逆行列計算部43によって計算された逆行列

10

20

30

40

50

と、サンプリング部 4 1 b によって生成されてデータ格納部 4 2 b に格納されている受信信号行列との積を計算することによって、被検体内の反射音源に関する情報を表す音源信号行列（虚部）を求める。

【 0 0 5 5 】

振幅演算部 5 8 は、音源信号行列（実部）に含まれている音源信号の実部の自乗と、音源信号行列（虚部）に含まれている音源信号の虚部の自乗とを加算して、その平方根を計算することにより音源信号の振幅を求め、該振幅に基づいて、被検体内の超音波画像を表す画像信号を生成する。

【 0 0 5 6 】

第 3 の実施形態によれば、受信信号を直交検波することによって受信信号の位相情報を保持し、受信信号を複素情報として演算を行うことによって、S/N 比を向上させて高画質化を図ることができる。なお、図 7 においては、図 6 に示す第 2 の実施形態と同様に、音場推定部 5 6 及び重み付け処理部 5 7 が設けられているが、図 1 に示す第 1 の実施形態と同様に、それらを設けなくても良い。

【 0 0 5 7 】

次に、本発明の第 4 の実施形態について説明する。第 4 の実施形態においては、素子数よりも多い超音波分解能を得る方法が用いられる。超音波撮像装置の基本的な構成は、第 1 ～ 第 3 の実施形態のいずれかと同様である。

【 0 0 5 8 】

音源情報の算出に必要なことは、必要数の連立 1 次方程式を立てることに帰結する。即ち、求める断面座標データ数（ $m \times n$ 個）と同数の受信信号が得られれば良く、変換行列 A の算出条件は、受信信号の座標系、即ち、探触子の形状と位置とによって定まる。この考え方によれば、振動子数が断層面の方位分解能（x 方向）に満たないような場合であっても、受信信号のサンプル間隔を短くすることによって $m \times n$ 個のサンプルデータを確保すれば良い。

【 0 0 5 9 】

図 9 は、本発明の第 4 の実施形態における配列された振動子群と受信信号のサンプル間隔との関係を示す図である。図 9 に示すのは、振動子数が方位分解能の半分の場合であり、距離分解能（y 方向）の倍の受信サンプルデータを得れば良い。ただし、標本化定理によれば、受信信号の最大周波数に対して 2 倍以上の周波数でサンプリングしても、実効的に独立な情報は得られない。従って、逆行列 A^{-1} は存在しなくなる。即ち、標本化定理に従うサンプルデータ数の上限が求める断層像の分解能の上限になる。

【 0 0 6 0 】

次に、本発明の第 5 の実施形態について説明する。第 5 の実施形態においては、部分送信の重ね合わせによる断層像構築が行われる。超音波撮像装置の基本的な構成は、第 1 ～ 第 3 の実施形態のいずれかと同様である。

【 0 0 6 1 】

例えば、図 1 に示す音源情報計算部 5 5 が、被検体の断面を複数の領域に分けたときの各領域について、逆行列計算部 5 4 によって計算された逆行列と、サンプリング部 4 1 によって生成された受信信号行列との積を計算する。

【 0 0 6 2 】

図 10 は、被検体の断面を小さい領域に分けて断層像を作成する例を示す図である。本発明による音源情報の計算は、連立 1 次方程式を解くことに帰結するが、断面座標データが多いほど計算は複雑になる。 $m \times n$ 個の方程式が成立することになる訳であるから、この数が減るほど演算は簡単になる。即ち、被検体の断面全体を一度に演算するよりも、複数の比較的小さい領域に分けて演算する方が、計算時間が軽減される。このとき、分けられた領域の幾何学的条件を一定に保てば、連立方程式における変換行列 A は同じであるから、計算の事前準備が節約されるだけでなく、演算アルゴリズムも簡略化することができる。

【 0 0 6 3 】

次に、本発明の第 6 の実施形態について説明する。第 6 の実施形態においては、送信フォーカスを形成して関心領域のみの演算を行うことにより、部分送信の重ね合わせによる断層像構築が行われ、高速な撮像と S N 比の向上が図られる。超音波撮像装置の基本的な構成は、第 1 ~ 第 3 の実施形態のいずれかと同様である。

【 0 0 6 4 】

例えば、図 1 に示す駆動信号生成部 2 0 が、被検体内において順次選択された断面領域に送信フォーカスを形成するように、複数の超音波トランスデューサ 1 0 a に複数の駆動信号をそれぞれ供給し、音源情報計算部 5 5 が、順次選択された断面領域について、逆行列計算部 5 4 によって計算された逆行列とサンプリング部 4 1 によって生成された受信信号行列との積を計算する。

10

【 0 0 6 5 】

本発明によれば 1 回の送受信で断層像を取得することが可能であるが、セクター走査のように狭い超音波開口から扇状に広がる全空間に対して 1 回の送信で十分な音圧を発生することは困難である。従って、セクター用探触子においては、従来技術と同様の位相制御によって超音波ビーム方向を制御することで、生体内の音圧を部分的に高める必要がある。この場合においても、全空間で定義された逆行列 A^{-1} から断層像を求めることは可能であるが、音圧が低い領域では S N 比が低下して良好な画像は得られない。

【 0 0 6 6 】

そこで、図 1 1 に示すように、位相制御されて十分な S N 比が得られる領域のみの音源情報 S を算出する方が、計算時間も短く効率的である。そのために、送信方向を順次切り換えながら、被検体内において順次選択された断面領域に送信フォーカスを形成し、算出する音源情報の領域も送信方向に合わせて変更する。これを繰り返すことによって、関心領域全体の音源情報を得ることが可能である。本実施形態においては、超音波の送信については従来と同様な方法をとるのではあるが、画像構築において超音波ビームの太さや焦点などの影響によって分解能が左右される訳ではなく、良好な S N 比を得るために十分な被検体内の音圧を得ることが目的である。

20

【 0 0 6 7 】

次に、本発明の第 7 の実施形態について説明する。第 7 の実施形態においては、多重反射を考慮して変換行列及び逆行列を作成することにより、点音源に関する条件が拡張される。超音波撮像装置の基本的な構成は、第 1 ~ 第 3 の実施形態のいずれかと同様である。

30

【 0 0 6 8 】

振動子の表面においては、受信した超音波が大きく反射する。そのため、振動子から近距離に位置する強い音源から振動子に到達した超音波は、振動子の表面で反射して再び被検体内に導かれる。振動子の表面において反射した超音波が強い音源から発した超音波であるとすれば、そこには強い反射源があることが予想される。そのため、この超音波は、再びその反射源で反射し、振動子に向かうことが予想される。

【 0 0 6 9 】

図 1 2 は、多重反射した超音波が振動子に到達する状態を示す図である。強い反射源によって多重反射した超音波は、図 1 2 に示されるように、元の受信信号の伝播距離の 3 倍の距離を伝播して受信されることになる。これは、即ち、深さ i における受信信号には深さ $i / 3$ にある音源情報が加算されている可能性を示すものである。

40

【 0 0 7 0 】

そこで、変換行列 A における値として、式 (1 1) に示すように $i / 3$ の深さからの受信信号を音源情報として加えることが有効である。例えば、図 1 に示す変換行列計算部 5 3 が、ある深さ i からの受信信号に対して、その $1 / 3$ の深さ ($i / 3$) にある音源情報が加算されているとして変換行列を計算する。この音源情報がどの程度寄与するかは一概に定めることはできないが、 $i / 3$ の深さからの受信信号の強度 $r_{(i/3)j}$ に適当な係数 b を掛けることが妥当である。

$$\begin{aligned} (j-x)^2 + y^2 = i^2 \text{ のときに、 } a_{ij-x} \cdot y_x &= w_{ij-y} \cdot y_x \\ (j-x)^2 + y^2 = (i/3)^2 \text{ のときに、 } a_{ij-x} \cdot y_x &= b \cdot r_{(i/3)j} \end{aligned}$$

50

y x

・・・(11)

【0071】

次に、本発明の第8の実施形態について説明する。第8の実施形態においては、拡大率に応じてサンプル周期を変え、限定された部分のみを演算することによって拡大表示が行われる。超音波撮像装置の基本的な構成は、第1～第3の実施形態のいずれかと同様である。

【0072】

例えば、図1に示すサンプリング部41が、受信信号処理部30によって処理された複数の受信信号のサンプリング周波数を高めることにより、音源情報計算部55が、拡大された超音波画像を表す画像信号を生成する。

10

【0073】

本発明において、連立1次方程式の数は、 $m \times n$ で与えられる。即ち、モニター上の画像表示解像度が一定であれば、断層面の被検体距離には依存しない。これは、拡大縮小表示をしても演算難易度が変わらないことを意味する。必要なことは、拡大縮小を行っても $m \times n$ の数を保つことである。

【0074】

図13は、拡大表示の例を示す図である。一般に、図13(a)に示す領域の一部を、図13(b)に示すように拡大表示を行う場合には、受信に關与する振動子の数は減少し、対象となる受信信号の時間範囲も減少する。即ち、そのままではデータ数が減少するが、サンプリング周波数を高めることで同じデータ数を確保することが可能である。

20

【0075】

サンプリング周波数をどの程度高めればデータ数を確保できるかは、拡大の仕方にも依存するので、一概に決めることはできない。求める音源領域に寄与する受信信号の範囲において、 $m \times n$ 個のデータ数を確保するにはサンプリング周波数を何倍にする必要があるかという観点で決定される。ただし、サンプリング定理によって定まる最大サンプリング周波数、即ち、ナイキスト周波数以上にするとは意味がない。ナイキスト周波数以上でサンプルしても、独立した方程式が得られないので、結局、連立方程式の解を得ることができないからである。逆に言えば、ナイキスト周波数でサンプルしたときに $m \times n$ 個のデータ確保が可能な範囲が、最大拡大率である。

30

【0076】

次に、本発明の第9の実施形態について説明する。第9の実施形態においては、任意の選択位置のみを演算することによって、任意方向の画像情報の時間的变化が観測される。超音波撮像装置の基本的な構成は、第1～第3の実施形態のいずれかと同様である。

【0077】

例えば、図1に示す音源情報計算部55が、選択された断面領域について、逆行列計算部53によって計算された逆行列とサンプリング部41によって生成された受信信号行列との積を繰返し計算することにより、選択された断面領域における画像情報の時間的变化を表す画像信号を生成する。

【0078】

図14は、断面における任意方向の画像情報を選択する例を示す図である。行列による連立方程式の解法では、未知数 S をすべて同時に求める必要はない。所望する S_{yx} のみを計算することができる。例えば、断面における任意方向の画像情報の時間的变化を求めることは、臨床上有効である。これは、任意方向Mモードと呼ばれるが、このとき、図14に示す点のみを選択的に計算すれば良く、演算数が少なくなる。また、任意の音源情報を選択的に計算することが可能であるから、求める場所は任意であり、直線上の場所である必要もない。たとえば、図14に示されるような心臓の場合に、心筋に沿った範囲を計算対象として心筋の変化を追従することも可能になる。

40

【0079】

次に、本発明の第10の実施形態について説明する。第10の実施形態においては、振

50

動子の大きさを考慮して逆行列を算出することにより、点音源に拡がりを持たせた重み付けが行われる。超音波撮像装置の基本的な構成は、第 1 ~ 第 3 の実施形態のいずれかと同様である。

【 0 0 8 0 】

例えば、図 1 に示す変換行列計算部 5 3 が、ある深さからの受信信号に対して、各超音波トランスデューサ（振動子）1 0 a の幅に対応する時間差を伴って受信される受信信号が加算されているとして変換行列を計算する。

【 0 0 8 1 】

図 1 5 は、複数の振動子から送信された超音波が被検体内において反射されて生じる反射波を示す図である。振動子はある程度の大きさを有するので、同じ時刻において 1 つの振動子によって受信される信号は、図 1 5 に示すように、振動子の大きさに相当する空間からの反射波の総和になる。深さ i に相当する時刻において、振動子の中心部分 C が受信する信号は、振動子中心から半径 i の同心円上の点からの反射波である。

【 0 0 8 2 】

振動子の端部 L 又は R においては、端部から半径 i の同心円上の点を考慮しなければならず、これは、左の端部 L と右の端部 R とにおいては、相当な角度に広がる。全体として、円弧 L_i 及び円弧 R_i 、そして、場所によっては円弧 C_i によって囲まれた領域からの反射波が同時刻に受信されることになる。変換行列 A の算出において、式 (1 2) に示すように、振動子幅を考慮することにより、さらに正確に音源情報を推定することができる。

$$(j + H - x)^2 + y^2 = i^2 \quad \sim \quad (j - H - x)^2 + y^2 = i^2 \quad \text{のときに、}$$

$$a_{ij} - yx = w_{ij} - yx \quad \cdots (12)$$

ここで、 H は、振動子の幅を表している。

【 0 0 8 3 】

次に、本発明の第 1 1 の実施形態について説明する。第 1 1 の実施形態においては、複数の振動子に単一の駆動信号を供給することによって、送信回路（パルサ等）の規模が低減される。その他の構成は、第 1 ~ 第 3 の実施形態のいずれかと同様である。

【 0 0 8 4 】

図 1 6 は、本発明の第 1 1 の実施形態に係る超音波撮像装置の送受信部の一部を示す図である。本発明においては、送信される超音波ビームを位相制御することは、必ずしも必要ではない。従って、駆動信号は、複数の振動子について同位相及び同波形でもかまわない。ただし、受信においては、複数の振動子毎の受信信号を得る必要がある。

【 0 0 8 5 】

そこで、図 1 6 に示すように、駆動信号生成部において共通の送信回路（パルサ等）を用いて、複数の振動子に共通の駆動信号を供給し、受信回路（プリアンプ等）のみを複数の振動子毎に設けるようにしても良い。一般に、駆動信号は十分に大きな電圧であるのに対して、受信信号は極めて微弱な電圧である。従って、受信系回路において、複数の振動子と基準電位（本実施形態においては接地電位）とを、逆方向に並列接続されたダイオード $D11$ 及び $D12$ 等を介して接続することによって、大きな電圧はダイオード $D11$ 及び $D12$ 等を通過し、微弱な電圧の受信信号は受信回路に入力されるようにすることができる。本実施形態によれば、送信回路の数を減らすことが可能であり、送信位相制御回路も不要になるので、大幅な回路規模の縮小を図ることができる。

【 0 0 8 6 】

次に、本発明の第 1 2 の実施形態について説明する。第 1 2 の実施形態においては、複数の振動子から送信される超音波を合成することによって球面波が形成される。その他の構成は、第 1 ~ 第 3 の実施形態のいずれかと同様である。

【 0 0 8 7 】

図 1 7 は、複数の振動子から送信される超音波の合成を示す図である。本発明によれば、第 1 1 の実施形態において説明したように、複数の振動子について駆動信号を共通化することが可能である。駆動信号が共通化された送信においては、配列振動子であっても、

あたかも大きな平板振動子であるかのような挙動をし、図 17 に示すように、送信音場として平面波が形成される。リニア走査やコンベックス走査においてはこれで問題ないが、振動子直下の領域以外の領域が関心領域として設定されるセクター走査においては、波面波を形成することができないことは問題となる。

【0088】

そこで、図 18 に示すように、送信音場が点音源からの音場となるように、中央の振動子に対して両端の振動子については駆動信号に遅延が与えられる。このとき、振動子の開口が十分に狭いものとすれば、振動子下の波面は無視して両脇に広がる波面のみににおいて関心領域を考えれば、駆動信号に与えられる遅延量は、振動子の配列位置で決まる固定量として差し支えない。

10

【0089】

図 19 は、本発明の第 12 の実施形態に係る超音波撮像装置の送受信部の一部を示す図である。図 19 に示すように、複数の振動子と送信回路とが、それぞれの遅延回路を介して接続される。これにより、複数の振動子にそれぞれ供給される駆動信号に固定の遅延量が与えられ、複数の振動子から送信される超音波が球面波を形成する。その他の点に関しては、図 16 に示す第 11 の実施形態と同様である。

【0090】

以上説明した実施形態によれば、1 回の送受信でも断層像を得ることができる。また、画像の生成方法が音速情報に依存しないので、音速設定によって画像が変わることがない。走査変換においては、超音波探触子の形状毎に変換方法及び補間方法を設定しなければならないが、これらの実施形態によれば、あらかじめ逆行列を求めておくことにより、全く同じ計算で断層像が得られる。送信時に超音波をフォーカスさせる必要がないので、個々の振動子に個別の駆動信号を与えなくても良く、送信回路を簡略化することができる。また、原理的には、3D ボリューム情報も算出可能である。さらに、複素領域で演算を行う場合には、原理上 2 回の送受信でもドブラ断層像が得られる。

20

【産業上の利用可能性】

【0091】

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撮像装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

30

【0092】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】配列された振動子群と被検体内における超音波反射源との位置関係を示す図である。

【図 3】断層面の座標系と受信信号の座標系とを同じ座標系で示す図である。

【図 4】断層面の座標系と受信信号の座標系とを別の座標系で示す図である。

【図 5】コンベックス探触子を用いる場合の変換行列の算出方法を説明するための図である。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図 7】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

40

【図 8】直交検波器の構成例を示す図である。

【図 9】本発明の第 4 の実施形態における配列された振動子群と受信信号のサンプル間隔との関係を示す図である。

【図 10】被検体の断面を小さい領域に分けて断層像を作成する例を示す図である。

【図 11】順次選択された断面領域に送信フォーカスを形成して音源情報を計算する例を示す図である。

【図 12】多重反射した超音波が振動子に到達する状態を示す図である。

【図 13】拡大表示の例を示す図である。

【図 14】断面における任意方向の画像情報を選択する例を示す図である。

【図 15】複数の振動子から送信された超音波が被検体内において反射されて生じる反射

50

波を示す図である。

【図 1 6】本発明の第 1 1 の実施形態に係る超音波撮像装置の送受信部の一部を示す図である。

【図 1 7】複数の振動子から送信される超音波の合成を示す図である。

【図 1 8】両端の振動子について駆動信号に遅延を与える例を示す図である。

【図 1 9】本発明の第 1 2 の実施形態に係る超音波撮像装置の送受信部の一部を示す図である。

【図 2 0】送信ビームフォーミングを説明するための図である。

【図 2 1】受信ビームフォーミングを説明するための図である。

【図 2 2】超音波ビームを傾ける例を示す図である。

10

【図 2 3】リニア走査の場合における超音波ビームの移動を示す図である。

【図 2 4】微小角法を説明するための図である。

【図 2 5】リニア走査の場合の走査変換の例を示す図である。

【図 2 6】セクター走査の場合の走査変換の例を示す図である。

【符号の説明】

【0 0 9 3】

1 0 超音波探触子

1 0 a 超音波トランスデューサ

2 0 駆動信号生成部

3 0、3 0 a 受信信号処理部

20

3 1 増幅器

3 2、3 2 a、3 2 b A A フィルタ

3 3 直交検波器

4 1、4 1 a、4 1 b サンプリング部

4 2、4 2 a、4 2 b データ格納部

5 0、5 0 a、5 0 b 画像信号生成部

5 1 断面設定部

5 2 計算領域指定部

5 3 変換行列計算部

5 4 逆行列計算部

30

5 5、5 5 a、5 5 b 音源情報計算部

5 6 音場推定部

5 7 重み付け処理部

6 1 D / A 変換器

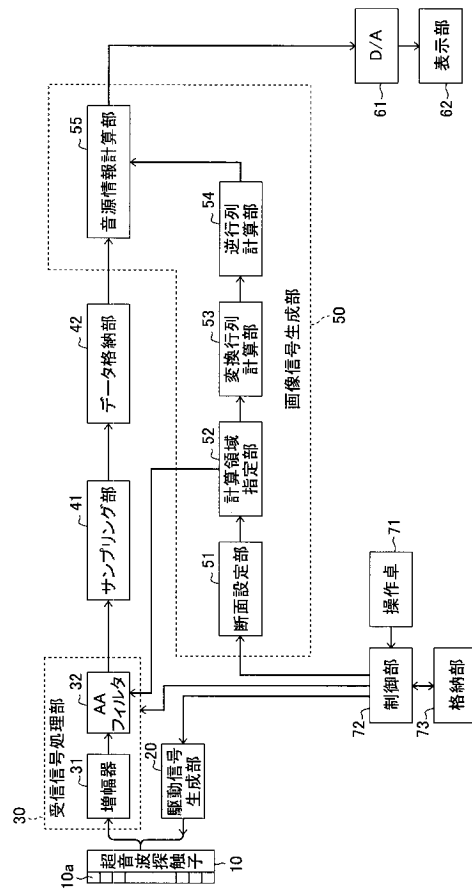
6 2 表示部

7 1 操作卓

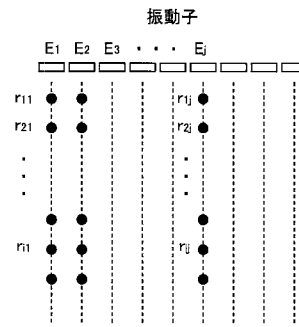
7 2 制御部

7 3 格納部

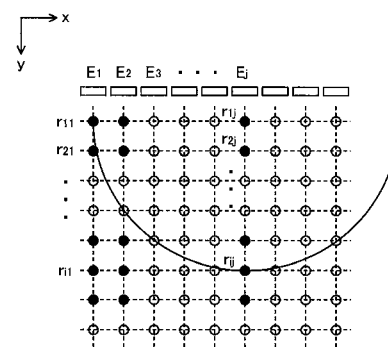
【図 1】



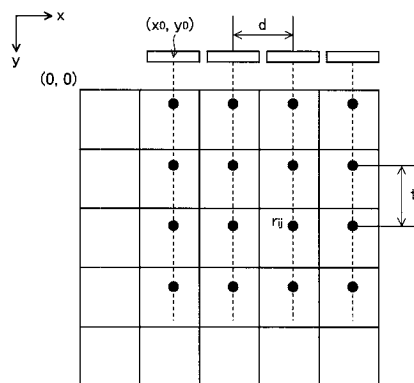
【図 2】



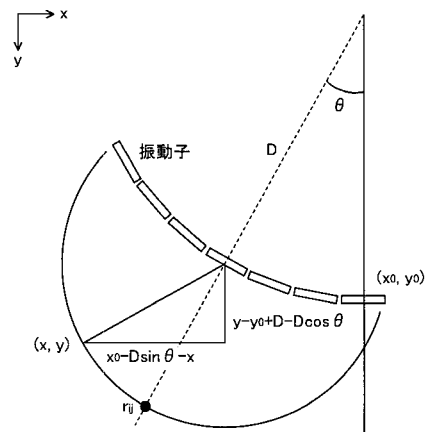
【図 3】



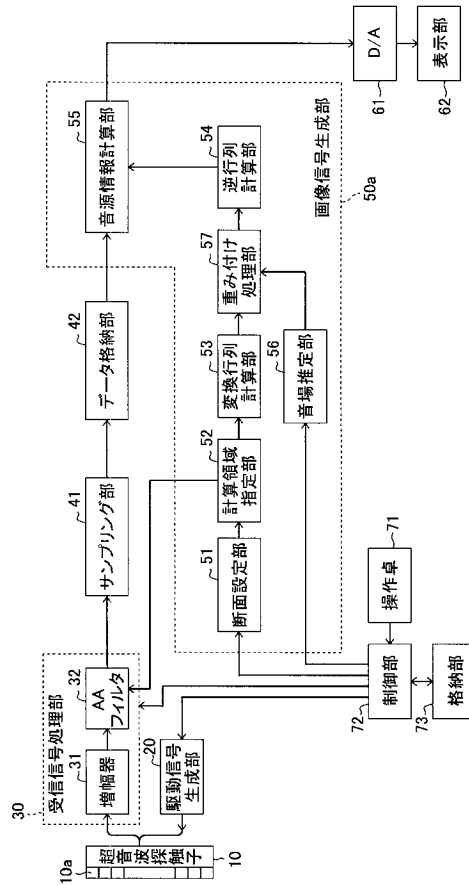
【図 4】



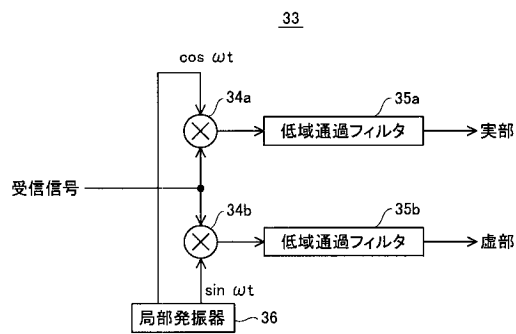
【図 5】



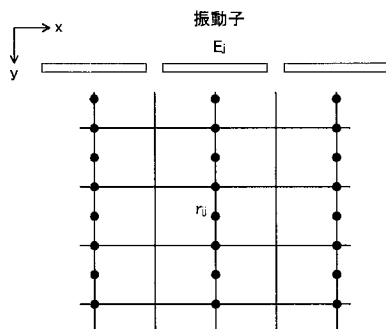
【図 6】



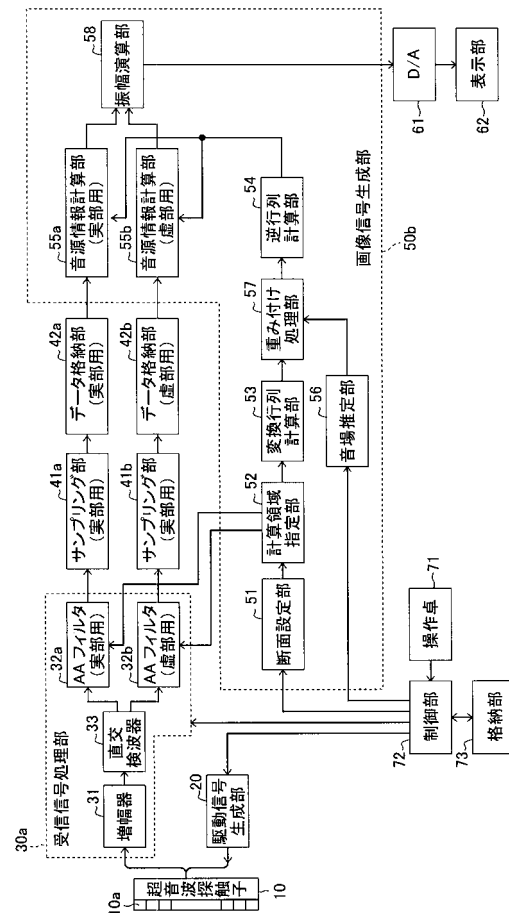
【図 8】



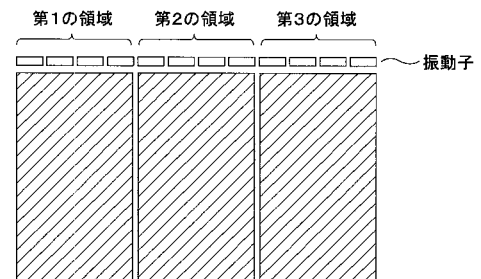
【図 9】



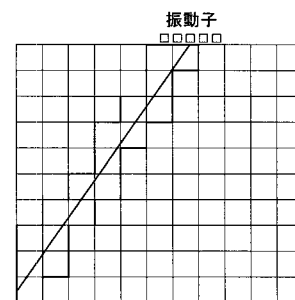
【図 7】



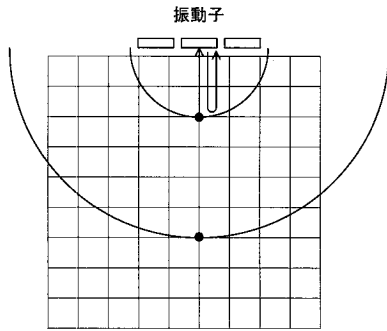
【図 10】



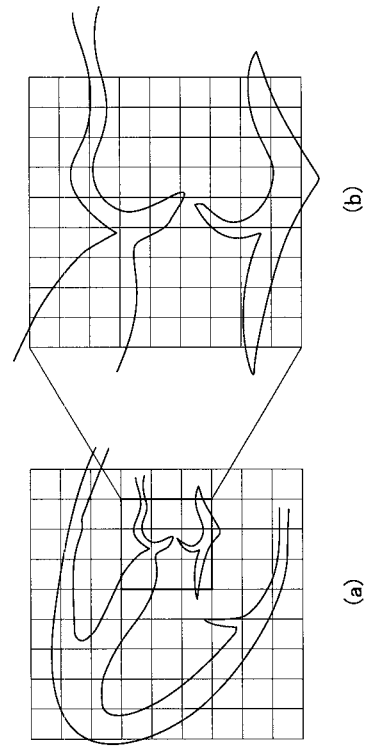
【図 11】



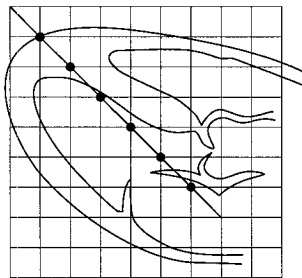
【図 1 2】



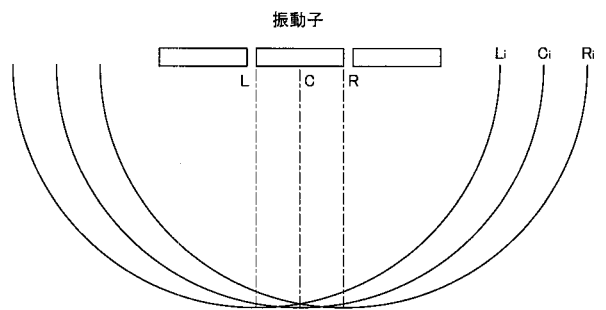
【図 1 3】



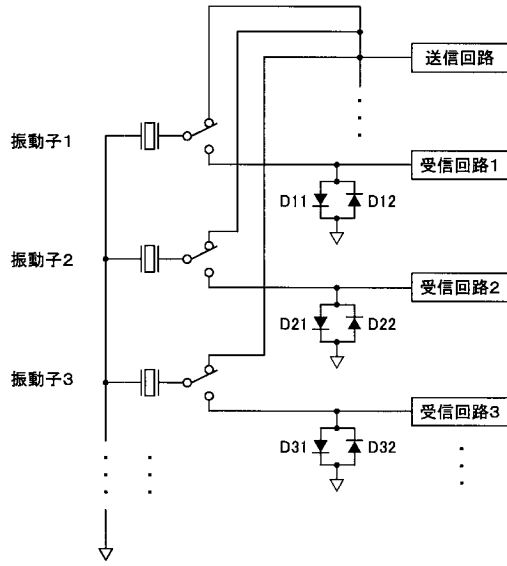
【図 1 4】



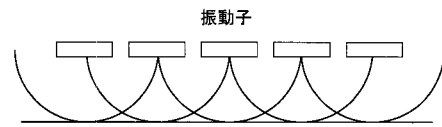
【図 1 5】



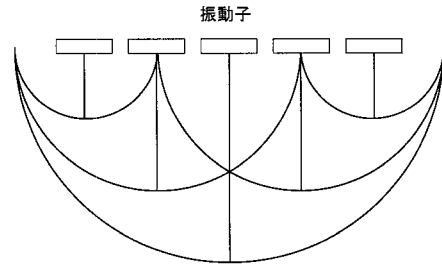
【図 16】



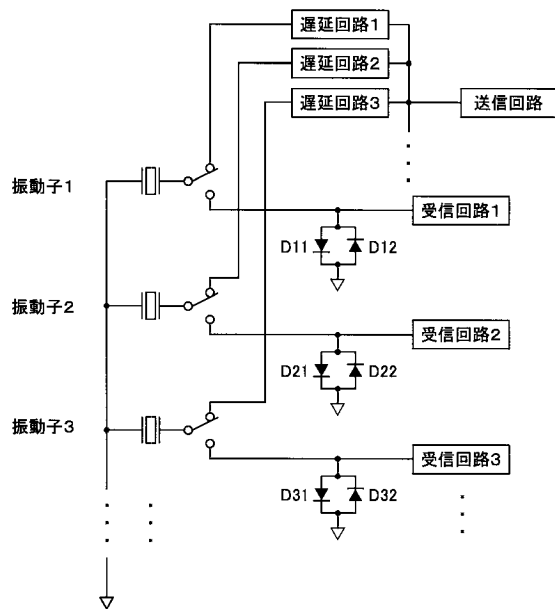
【図 17】



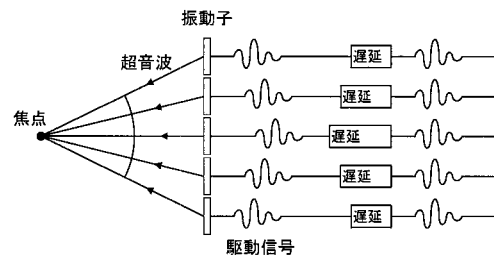
【図 18】



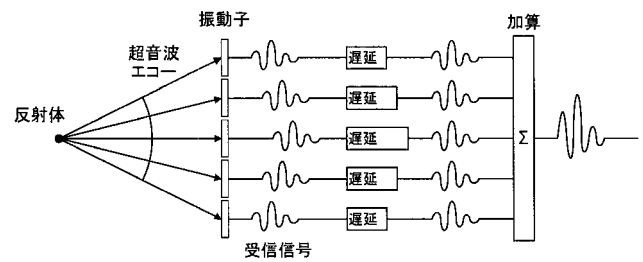
【図 19】



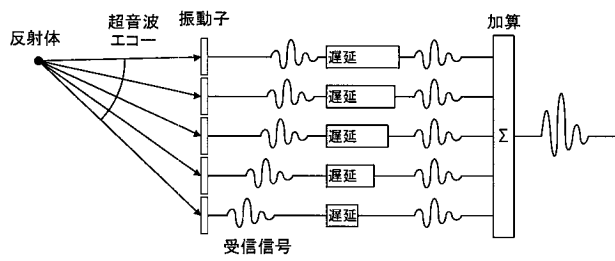
【図 20】



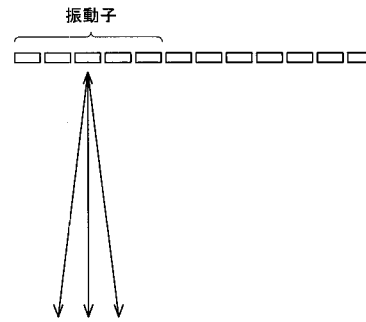
【図 21】



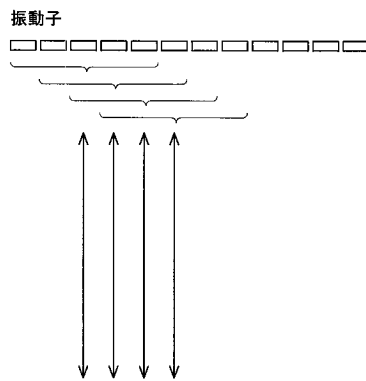
【図 2 2】



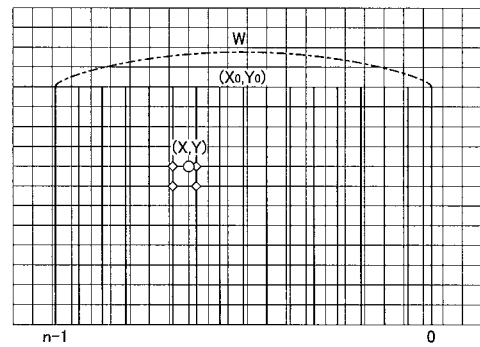
【図 2 4】



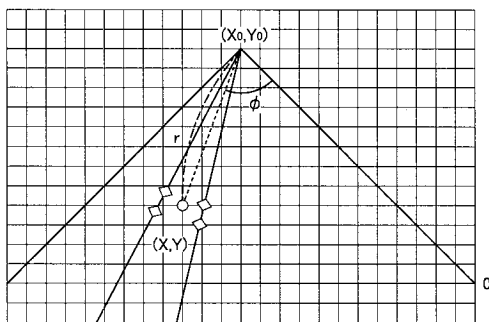
【図 2 3】



【図 2 5】



【図 2 6】



专利名称(译)	超音波撮像装置及び超音波撮像方法		
公开(公告)号	JP2009240667A	公开(公告)日	2009-10-22
申请号	JP2008093211	申请日	2008-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	近藤祐司		
发明人	近藤 祐司		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01N29/0672 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5215 G01N2291/044 G01N2291/106 G01S7/52025 G01S7/52046 G01S15/8915 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/GB04 4C601/HH22 4C601/HH25 4C601/HH28 4C601/HH31 4C601/HH38 4C601/JB24		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP5373308B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声成像设备，该超声成像设备能够获得超声断层图像，而无需依次重复改变超声束的方向而重复地重复进行超声波的发送和接收。超声成像设备包括：发送/接收单元，其处理从多个超声换能器输出的多个接收信号；以及接收信号，其表示来自被检体的横截面中的多个采样点的超声回波。生成矩阵的采样单元，计算矩阵的变换矩阵计算单元和变换矩阵计算单元，所述变换矩阵计算单元计算表示当组合来自被检体的横截面的多个位置的超声回波时的加权信息的变换矩阵。逆矩阵计算装置，用于计算变换矩阵的逆矩阵，并通过计算逆矩阵与接收信号矩阵的乘积，获得表示与被摄体中的反射声源有关的信息的声源信号矩阵，声源信息计算装置，用于生成表示声波图像的图像信号。[选型图]图1

