

(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2008-161208

(P2008-161208A)

(43) 公開日 平成20年7月17日(2008.7.17)

(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 有 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2005-177133 (P2005-177133)
(22) 出願日 平成17年6月17日 (2005.6.17)(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
(74) 代理人 100064414
弁理士 磯野 道造
(74) 代理人 100111545
弁理士 多田 悦夫
(72) 発明者 梅村 晋一郎
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内
(72) 発明者 橋場 邦夫
東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

最終頁に続く

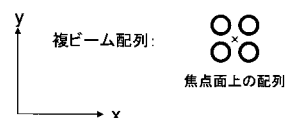
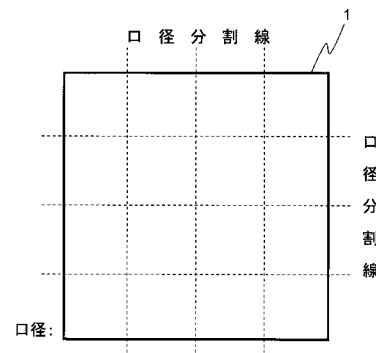
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【要約】

【課題】高速撮像に適する複数ビームの同時形成を可能とした超音波撮像装置を提供する。

【解決手段】異なる遅延時間によって駆動する複数のトランスデューサ素子が2次元的に配列された2次元超音波トランスデューサ1を用いて対象物に対してパルス状超音波を送信し、反射波を受信することによって前記対象物を撮像する超音波撮像装置であって、前記複数のトランスデューサ素子は、複数のブロックに分割され、前記各ブロック毎に前記各トランスデューサ素子を選択する選択手段を介して前記遅延時間で駆動される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数のトランスデューサ素子が 2 次元的に配列された 2 次元超音波トランスデューサを用いて対象物に対してパルス状超音波を送信し、前記各トランスデューサ素子が前記パルス状超音波の反射波を受信し、前記各トランスデューサ素子が送信した時刻から前記各トランスデューサ素子が受信した時刻までの経過時間に対応する各遅延時間を前記受信した受信信号に与えて前記対象物を撮像する超音波撮像装置であって、

前記複数のトランスデューサ素子は、複数のブロックに分割され、

前記各遅延時間は、前記各ブロック毎に前記各トランスデューサ素子を選択する選択手段を介した前記受信信号に与えられる

ことを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 2】

前記遅延時間は、前記反射波を焦点面上の異なる位置に配列する複数のビームに形成せしめる時間であり、

前記選択手段は、前記複数のビームの中心位置に焦点を形成する際の等位相領域の素子を互いに接続するマルチプレクサスイッチであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記各ブロックは、前記異なる位置の逆格子に対応した分割線を境界とすることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波撮像装置。

20

【請求項 4】

前記 2 次元超音波トランスデューサの口径は、矩形形状をなし、

前記各ブロックの境界は、前記矩形形状に対して平行、あるいは前記矩形形状の対角線に対して平行であることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記各ブロックの境界は、前記矩形形状に対して平行に 4 行 4 列に等分割し、

前記複数のビームは、4 本のビームに形成されることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記 2 次元超音波トランスデューサは、 n 、 M 、 N を自然数とするとき、 M_1 、 M_2 、 $\dots$ 、 M_n 個のトランスデューサ素子に分割されたものであり、

30

前記各トランスデューサ素子は、 M_n よりも少ない N_n 本の引き出し線を持つ n 個の前記ブロックに分割され、

前記選択手段は、 n 番目の前記ブロックの各トランスデューサ素子に接続される 1 入力 N_n 出力のマルチプレクサスイッチ M_n 個から構成されることを特徴とする請求項 1 ないし 4 の何れかに記載の超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波パルスの反射波を用いて対象物を撮像する超音波撮像装置に関する。

40

【背景技術】**【0002】**

生体に対してパルス状超音波を送信し、その反射波を受信して、その生体内部を撮像するパルスエコー法による超音波診断装置は、X 線・MRI とともに医療診断に広く用いられている。

2 次元アレイ型超音波トランスデューサを用いて医療診断用の 3 次元撮像を実現するためには、トランスデューサから引き出す信号線数が問題となる。すなわち、2 次元アレイ全体で 10^3 個から 10^4 個程度の素子が必要となり、信号線をすべて独立に超音波トランスデューサから引き出したのでは、信号線の本数が増加し、接続ケーブルが太く、扱い難くなる。

50

この課題を解決するため、２次元アレイ型超音波トランスデューサにスイッチ回路を搭載して、アレイを構成する素子同士をこのスイッチ回路により適宜接続してからケーブルに接続することにより、引き出すケーブル数を１桁から２桁少なくする方法が開示されている（特許文献１）。焦点位置から発せられた超音波が、平面状の受信面に到達するときの位相分布は同心円状をなしている。そのため、特許文献１では、同じ同心円状にある素子同士を接続して、同じケーブルに接続し、信号を引き出すことが行われている。さらに、素子同士を接続するパターンはビーム形成方向によって変化するので、スイッチ回路によって接続パターンを変更している。

【特許文献１】特開２００１－２８６４６７号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００３】

２次元アレイ型超音波トランスデューサを用いて３次元撮像を実現するための、他の課題は、複数ビームの同時形成である。超音波撮像の特徴である高い時間分解能を生かしながら、３次元画像を形成するために必要な大きな画像情報量を取得するには、高い情報取得スループットが必要であり、このために同時送受信ビームのマルチビーム化は必須である。ところが、特許文献１の素子接続パターンをそのまま用いたのでは、一つのパターンに対応して一つの送受信ビームを形成することしかできず、高速撮像に適さない。

そこで、本発明は、高速撮像に適する複数ビームの同時形成を可能とした超音波撮像装置を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【０００４】

前記課題を解決するために、本発明は、複数のトランスデューサ素子が２次元的に配列された２次元超音波トランスデューサを用いて対象物に対してパルス状超音波を送信し、前記各トランスデューサ素子が前記パルス状超音波の反射波を受信し、前記各トランスデューサ素子が送信した時刻から前記各トランスデューサ素子が受信した時刻までの経過時間に対応する各遅延時間を前記受信した受信信号に与えて前記対象物を撮像する超音波撮像装置であって、前記複数のトランスデューサ素子は、複数のブロックに分割され、前記各遅延時間は、前記各ブロック毎に前記各トランスデューサ素子を選択する選択手段を介した前記受信信号に与えられることを特徴とする。

【０００５】

２次元状に配列された複数のトランスデューサ素子を同心円状に分割し、分割された同心円状の素子に同一の遅延時間を与えることによって、焦点に収束する超音波が生成される。焦点に位置する対象物に照射された超音波の反射波を各トランスデューサ素子が受信する。そして、各トランスデューサ素子が送信した時刻から受信した時刻までの経過時間に対応する各遅延時間を受信信号に与えることにより対象物が撮像される。ここで、同心円状に分割された複数のトランスデューサ素子を複数のブロックに分割し、選択手段を用いて同心円状に接続して各ブロック毎の遅延時間を受信信号に与える。これにより、分割したブロックに対応して同時形成された複数の受信ビームを用いて対象物を撮像することができる。

【発明の効果】

【０００６】

本発明によれば、高速撮像に適する複数ビームの同時形成を可能とした超音波撮像装置を提供することができる。特に、複数のビームを形成する際の等位相領域の素子を互いに接続する構成によれば、トランスデューサ素子から引き出されるケーブルの本数が減少する。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００７】

（基本原理）

X線・MRIなど他の画像診断モダリティにない超音波診断装置の最大の特長は、リア

10

20

30

40

50

ルタイム画像表示を可能とする撮像速度の速さにある。すなわち、ヒト視覚の時間分解能である約 30 ms 毎に画像更新可能な撮像速度の速さである。さらに、低速再生により心臓の弁の動きを診断することを目的に、15 ms 毎に画像取得する時間分解能を実現することすら可能である。

【0008】

一方、パルスエコー法による空間分解能のうち、深さ方向 (z 方向) の距離分解能は、超音波パルスが反射物との間を往復するのに要する時間の分解能により得られる。生体中の超音波の伝播速度は、水中とほぼ等しく 1500 m/s であるので、超音波周波数が数 MHz 以上であれば、1 μ s 程度の時間分解能により 1 mm 程度の距離分解能を容易に得ることができる。

10

【0009】

これに直交する方向 (x, y 方向) の空間分解能、すなわち方位分解能は、送信波又は受信波をフォーカスすることにより高められる。超音波波長の数倍以下の方位分解能を得るには、口径と焦点距離の比である F ナンバーが 1 にせまるほどの強いフォーカスが必要である。カメラの場合の被写界深度にあたる焦域深度は、その結果、数波長と小さくなってしまふ。これは、超音波の往復伝播時間 1 μ s 程度に相当するが、近年の著しい高速電子回路技術の進歩によって、超音波がこの距離を伝播する間に受信焦点距離を変化させることが可能となった。このリアルタイム受信ダイナミックフォーカス技術により、受信については、常にフォーカスの合った撮像が実現できるようになった。

【0010】

20

生体は元来 3 次元空間を占める存在であり、それに生ずる疾患に対応する病態の画像による観察は、本来、可能であれば 3 次元観察すべきものである。超音波撮像の特長である高い時間分解能を生かしながら、また、前記のようにして最近実現されるようになった高い空間分解能を維持しながら 3 次元撮像するためには、現在広く普及している 1 次元アレイ型超音波トランスデューサ (1 次元探触子) を他の 1 次元について機械的に走査する方法は、3 次元計測のために凹凸のある被検体の体表で探触子を体表に接触させながら手動で又は機械的に移動することが難しく、2 次元アレイ型超音波トランスデューサを用いてすべての次元について電子的に走査する必要を生ずる。

【0011】

2 次元アレイ型超音波トランスデューサを用いて医療診断用の 3 次元撮像を実現するためには、大きな課題が少なくとも二つ存在する。一つは、アレイ型超音波トランスデューサから引き出す信号線数の問題である。

30

アレイ型トランスデューサによる送受信ビーム形成を自由に行うには、アレイを構成する素子の配列方向の寸法を半波長程度以下にする必要がある。この寸法は、超音波診断用として一般的な 2 MHz から 3 MHz の超音波周波数を用いるとき、0.25 mm から 0.37 mm 程度である。一方、肋間から心臓を撮像するために方位分解能を多少犠牲にした小型の送受信口径であっても、12 mm から 20 mm 程度の幅を持っている。

【0012】

従って、2 次元アレイ全体で 10^3 個から 10^4 個程度の素子が必要となり、これに接続される信号線をすべて独立に超音波トランスデューサから引き出したのでは、信号線の本数が増加し、ケーブルが太く、扱い難いものになる。これらの問題をケーブルによって解決するには、外径が小さいケーブルが必要であるが、このためには、現在でもすでに製造技術の限界に近いケーブル芯線をさらに細くする必要があり、実現困難である。また、多数の遅延回路を設ける必要が生じ、超音波トランスデューサ素子の電気容量がそれに接続されるケーブルの電気容量に比べて小さくなるため、受信信号電圧が低下してしまうという問題も発生する。

40

【0013】

次に、焦点位置にある点反射源から発せられた超音波が、概ね平面状のトランスデューサ受信面に到達するときの位相分布に着目する。その等位相領域は、図 1 に示すように、点反射源からトランスデューサ受信面へ下した垂線の足を中心とする同心円状のフレネル

50

分布をなしている。逆に、この同心円状の各領域の素子に同一の遅延時間を与えて送信すれば、焦点に収束する超音波が発生する。焦点がトランスデューサ受信面の正面にある場合には 1 a、斜め方向にある場合には 1 b や 1 c というように、素子同士を接続するパターンがビーム形成方向によって変化する。複数の受信ビームを形成するにあたり、複数の焦点それぞれについて、その位置にある点反射源から発せられた超音波がトランスデューサ受信面に到達するときの等位相領域に着目すると、それらは、複数焦点間の方位方向のシフト量に対応して、少しずつシフトしている。

【0014】

従って、これら複数の受信ビームを同時形成するためには、まず、トランスデューサ受信面をいくつかのブロックに分けてから、それぞれのブロック内において、これら複数焦点の平均的な等位相領域接続パターンを用いて信号線を引き出すのが有効である。

10

【0015】

図 2 に、複数ビームの焦点面上の配列と口径分割線の関係を示した。図 2 の上側にトランスデューサ受信面の口径を複数に分割する口径分割線を破線で記し、図 2 の下側に 4 本の受信ビームの焦点面上の配列とその中心位置 (×で示された位置) を記した。言い換えれば、複数のビームの中心位置に焦点が形成されるように等位相領域の素子の信号線が接続されている。ここで、4 本の受信ビームの配列間隔は、トランスデューサ受信面の大きさに比べて非常に短くなっている。

【0016】

この図 2 を用いて、4 本の受信ビームを同時形成する場合について、その焦点面上の配列と、それらを同時形成するのに最適な受信面分割パターンの関係について検討できる。焦点面上焦点付近の音場と送受信面上の音場とは、結晶中の原子配列と X 線回折パターンの関係と同様、互いに一方をフーリエ変換すると他方となる関係にあることは、良く知られている。従って、焦点面における複数受信ビームの配列の逆格子を考え、それを分割線として受信口径を分割するのが最適と考えられる。図 2 では、4 本の受信ビームが正方形の 4 頂点に位置しているが、これが、x 方向が y 方向よりも長い長方形である場合には、その逆格子を考えて、y 方向の分割線間隔を x 方向より長くすることにより、最適な口径分割パターンを得ることができる。

20

【0017】

図 3 から図 5 は、このようにして得られた、4 本の受信ビームを同時形成するためのアレイ素子の接続パターンを模式的に示したものである。この例では、受信口径全体を 4 × 4 のブロックに分けた上で、各ブロック内の素子を、4 本の受信ビームの中央 (図 2 中の×で示された位置) に焦点を形成フレネル分布の等位相領域接続パターンに従って接続した。言い換えれば、焦点面上の異なる位置に配列する複数のビームの中心位置に焦点を形成する際の等位相領域の素子を互いに接続した。図中では、隣り合うブロックが白黒反転するように各ブロックを白または黒に染めた。図 3 は、焦点がトランスデューサ受信面の正面にある図 1 中 1 a の場合のパターンであり、図 4 は、焦点がトランスデューサ受信面の斜め横方向にある図 1 中 1 b の場合であり、y 方向に平行なパターンが各ブロック毎に連続している。また、図 5 は、図 1 中 1 c の場合のパターンであり、x, y 軸に 45 度傾斜したパターンが各ブロック毎に連続している。

30

40

【0018】

(実施形態)

以下、本発明の一実施形態である超音波診断装置 (超音波撮像装置) について図を用いて説明する。

図 6 は、パルスエコー法を基本とする超音波診断装置の典型的な構成を示すブロック図である。送受信シーケンズ制御部 12 は、送波ビームフォーマ 13、受波ビームフォーマ 20、切り替え SW 群 11 及び束ね SW 制御部 10 を制御する。切り替え SW 群 11 及び束ね SW 制御部 10 は、超音波探触子を構成するアレイ型トランスデューサ素子群 1 をブロック毎に接続する束ね SW ブロック (スイッチ) 2 に対して、それらの接続パターンを制御する信号を与える。

50

【 0 0 1 9 】

超音波送波時は、複数ビームでなく単一の超音波ビームを形成する。そのために、選択手段である束ねSWブロック2は、所定の焦点距離の超音波ビームを形成するようにアレイ型トランスデューサ素子群1の各素子をフレネルリング状に束ねる。すなわち、同時に駆動するアレイ型トランスデューサ素子が選択される。送波ビームフォーマ13は、フレネル分布にしたがって遅延した波形を用いて、アレイ型トランスデューサ素子群1の各素子を駆動する。

【 0 0 2 0 】

一方、超音波受波時は、材料の音速と密度の積で表される音響インピーダンスの変化が大きなところで反射した反射波を受信する。このとき、複数ビームを用いて受信することにより、時間分解能が高められる。受波ビームフォーマ20では、束ねSWブロック2及び切り替えSW群11を介して受信したアレイ型トランスデューサ素子群1の各入力信号をプリアンプにより増幅の後、信号をサンプルし、A/D変換後、一旦、メモリに蓄える。

10

【 0 0 2 1 】

より詳細には、プリアンプの直後に、送信からの経過時間に従って増幅率が漸増するよう制御されたTGC (TIME GAIN CONTROL) アンプを通した後、A/D変換するのが一般的である。これは、生体中を伝播する超音波が、伝播距離にほぼ比例して減衰するのに対応して、受信信号の振幅が、送信からの経過時間にほぼ比例して減少するのを補償して、A/D変換器入り口における信号振幅の大きさを一定の範囲に保つための処理である。これによりA/D変換における振幅量子化による信号ダイナミックレンジの低下を防ぐことができる。これに加えて、A/D変換の前に帯域制限フィルタを通すことにより、A/D変換における時間軸量子化によるエイリアシングを防ぐことができるのは周知の通りである。

20

【 0 0 2 2 】

受波指向性を得るためには、一旦、メモリに蓄えられた各素子の受波信号に、各素子の位置に応じた一種の遅延を与えた後に互いに加算して収束効果を得る必要がある。各素子の信号に与えるべき遅延時間の最適値は、受波焦点距離により変化する。また、良好なパルスエコー像を得るための受波焦点距離の最適値は、送信からの経過時間と音速に比例して長くなる。従って、各素子の信号に与える遅延時間を送信からの経過時間に応じて変化させるダイナミックフォーカス受信方式を用いることが望ましい。この方式は、各素子の受波信号を一旦メモリに書き込んでから再び読み出して互いに加算する構成であれば、読み出し時あるいは書き込み時の制御により、比較的容易に実現することができる。

30

【 0 0 2 3 】

受波ビームフォーマ20の出力信号は、複数の受信ビーム毎に受波メモリ21に蓄えられる。本実施形態では4つの受信ビームを形成するので、受波メモリ21は4つ設けられている。これらのメモリに蓄えられた信号は、選択SW22により順次選択され、読み出される。さらに、読み出された信号は、フィルタ23を通過後、包絡線信号検出器24において、サンプル&ホールドされ包絡線信号が検出される。また、この包絡線信号を対数的に圧縮して表示信号とする。これをスキャンコンバータ25で2次元像あるいは3次元像に変換し、CRTあるいは液晶を基本要素とする表示部26に画像を表示する。

40

【 0 0 2 4 】

(シミュレーション例)

次に、本実施形態の超音波診断装置を用いて形成される受信音場の例を以下に示す。

図7から図10は、焦点を方位方向にシフトさせた第1から第4の受信ビームの焦点面上ビームパターンである。これらの図は、x, y方向(方位方向)の10mmまでについて、受信感度を規格化している。超音波周波数3MHz、64×64個の素子よりなる16mm×16mmの受信口径を4行×4列に等分割して、受信面から60mm離れた焦点面上4mm四方の正方形の各頂点に受信ビームを同時形成した。いずれの受信ビームについてもサイドローブが見られるものの、その主ビームに対する相対感度0.2程度は、実

50

用上問題のない範囲にある。

【0025】

これらの受信ビームの - 6 d B ビーム幅は、約 5 mm である。同時形成される受信ビームの隣接ビーム間の中心距離は、この例のように、- 3 ~ - 6 d B ビーム幅の程度に設定するのが妥当である。これよりも間隔が狭いと、エコー信号として各受信ビームより得られる情報の独立性が小さくなってしまい、並列受信する価値が低くなってしまふ。逆に、これよりも隣接受信ビーム間の間隔を狭く設定すると、隣接する受信ビームの中間に存在する反射源からのエコーを検出し落とす可能性が増えることになる。受信口径を 4 行 × 4 列に等分割すると、この例のように、- 3 ~ - 6 d B ビーム幅の程度に離れた複数の受信ビームを同時形成することができる。

10

【0026】

分割数がこれより少ないと、- 3 ~ - 6 d B ビーム幅の程度に離れた複数の受信ビームを同時形成するとき生ずるサイドローブの強度を許容範囲に抑えるのが困難となる。逆に、分割数をこれより増加すれば、サイドローブの強度を抑えながら、- 3 ~ - 6 d B ビーム幅の程度に離れた複数の受信ビームを同時形成することは容易になるが、引き出す必要のある信号線の本数が増えてしまふ。

【0027】

この 2 次元超音波トランスデューサを構成する 6 4 個 × 6 4 個のトランスデューサ素子は、1 6 個 × 1 6 個のトランスデューサ素子を有する 4 行 × 4 列の各ブロックに等分割され、各ブロックは、1 6 よりも少ない数 1 5 本の引き出しケーブルを持ち、各ブロックのトランスデューサ素子は、1 6 入力 1 5 出力のマルチプレクサスイッチ 1 6 個によって引き出しケーブルに接続されている。これを一般化すると、2 次元超音波トランスデューサは、 n , M , N を自然数とするとき、 M_1 , M_2 , ... , M_n 個のトランスデューサ素子に分割されたものであり、各トランスデューサ素子は、 M_n よりも少ない N_n 本の引き出し線を持つ n 個のブロックに分割され、 n 番目のブロックの素子に 1 入力 N_n 出力のマルチプレクサスイッチ M_n 個が接続されている、といえる。

20

【0028】

受信口径を複数のブロックに分割したのち、ブロック内で各素子を等位相領域に着目した接続パターンに従ってスイッチにより接続する方式を矩形受信口径に適用した場合の実用上の問題として、ブロックの一辺に比べて寸法の長い対角線方向の素子間隔が、辺方向の素子間隔より細かいため、受信口径対角線方向に受信ビームを偏向するに必要な引き出し線の数、受信口径辺方向に受信ビームを偏向するに必要な引き出し線数の 2 倍程度になってしまう点がある。

30

【0029】

この問題は、図 1 1 に示すように、トランスデューサ素子の分割線が、受信口径またはそれを分割したブロックの対角線に平行となるように、アレイ型トランスデューサを構成することにより解決する。図 1 2 及び図 1 3 は、このようなアレイ型トランスデューサを用いて、それぞれ口径分割方向と素子分割方向に受信ビームを 4 5 度偏向した場合の受信ビームパターンである。この例では、超音波周波数 2 M H z 、4 8 個 × 4 8 個の素子よりなる 5 mm × 5 mm の受信口径を 4 行 × 4 列に 1 6 分割して、焦点距離 5 7 . 3 mm の受信ビームを形成した。この距離においては、mm 単位の方位方向の距離と d e g 単位の角度の数値が一致する。素子分割方向に主ビームを偏向したとき、偏向方向と反対側 9 0 度方向にグレーティングローブが生じているが、実用上、視野外と考えられるので、実質的問題にはならない。

40

【0030】

以上説明したように、本実施形態によれば、引き出しケーブル線数を抑えながら複数の受信ビームを同時形成できるので、太すぎないケーブルで接続された超音波プローブを用いて、心臓の撮像などにも適する実時間 3 次元撮像を実現することができる。従って、医療ならびに工業における意義は大きいといえることができる。

【0031】

50

(変形例)

本発明は前記した実施形態に限定されるものではなく、例えば以下のような種々の変形が可能である。

(1) 前記実施形態は、送信時に単一のビームを形成して所定の焦点位置に収束させたが、複数ビームを形成して送信することもできる。

(2) 前記実施形態は、 4×4 の矩形形状に 16 分割したが、同心円の角度方向に等分割することもできる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 2 】

【図 1】トランスデューサ送受信面を基準とした焦点の位置と送受信面上の位相分布との関係を示す図である。 10

【図 2】複数ビームの焦点面状の配列と口径分割線の関係を示す図である。

【図 3】トランスデューサ受信面へ下した垂線上に複数ビームの焦点群を形成するためのアレイ素子接続パターンを示す図である。

【図 4】トランスデューサ受信面へ下した垂線に対して斜めな方向に複数ビームの焦点群を形成するためのアレイ素子接続パターンを示す図である。

【図 5】トランスデューサ受信面へ下した垂線に対して斜めな方向に複数ビームの焦点群を形成するためのアレイ素子接続パターンを示す図である。

【図 6】本実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 7】焦点を方位方向にシフトさせた第 1 の受信ビームの焦点面上ビームパターンである。 20

【図 8】焦点を方位方向にシフトさせた第 2 の受信ビームの焦点面上ビームパターンである。

【図 9】焦点を方位方向にシフトさせた第 3 の受信ビームの焦点面上ビームパターンである。

【図 10】焦点を方位方向にシフトさせた第 4 の受信ビームの焦点面上ビームパターンである。

【図 11】口径分割線と素子分割線が 0 度を超え 90 度未満の角度をなすように構成した 2 次元アレイの構成を示す図である。

【図 12】口径分割線に直交または平行する方位方向の受信ビームパターンである。 30

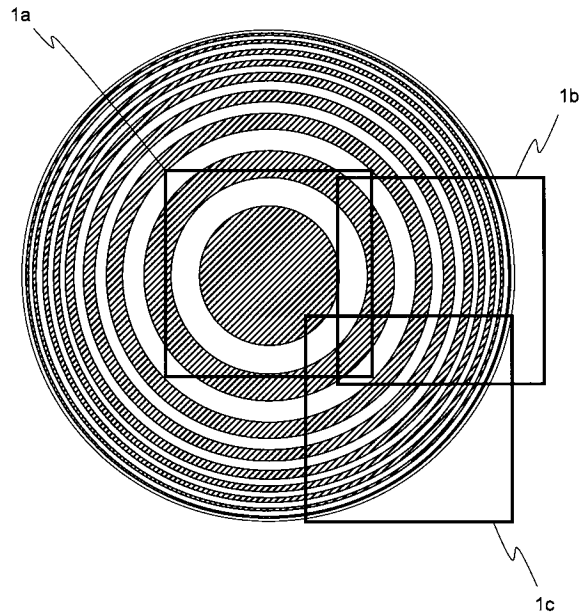
【図 13】素子分割線に直交または平行する方位方向の受信ビームパターンである。

【符号の説明】

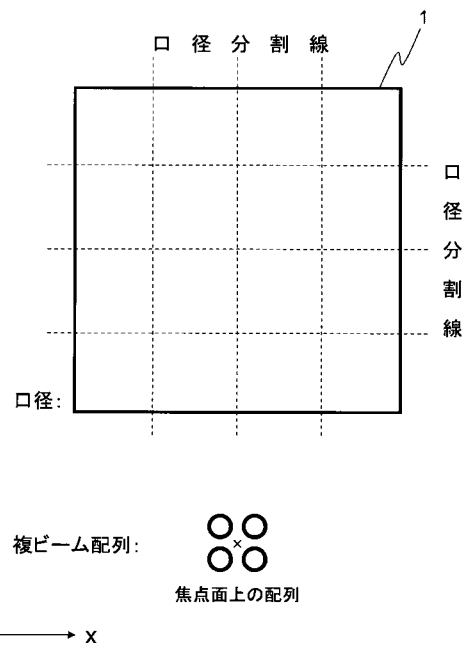
【 0 0 3 3 】

- 1 アレイ型トランスデューサ素子群
- 2 束ね SW ブロック (選択手段、マルチプレクサスイッチ)
- 10 束ね SW 制御部
- 11 切り替え SW 群
- 12 送受信シーケンス制御部
- 13 送波ビームフォーマ
- 20 受波ビームフォーマ 40
- 21 受波メモリ
- 22 選択 SW
- 23 フィルタ
- 24 包絡線信号検出器
- 25 スキャンコンバータ
- 26 表示部

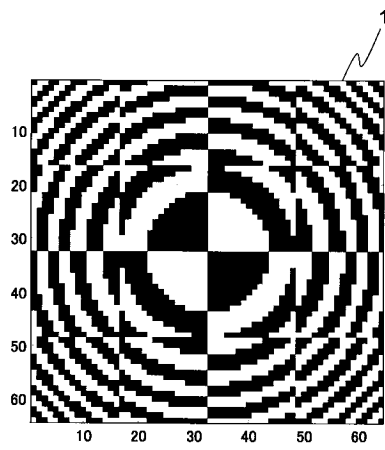
【図 1】



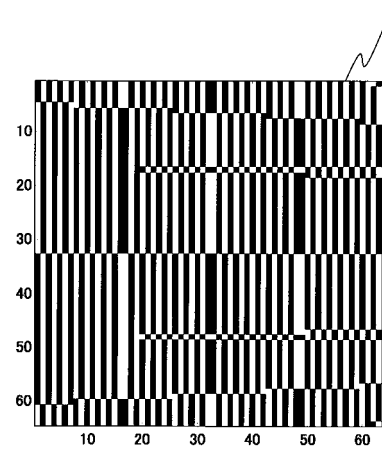
【図 2】



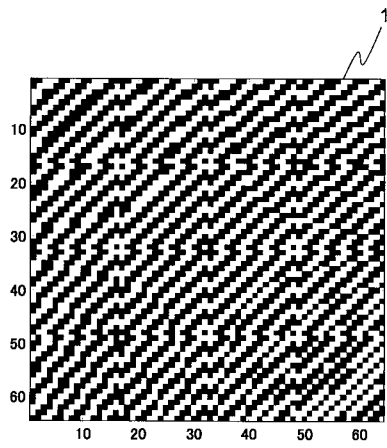
【図 3】



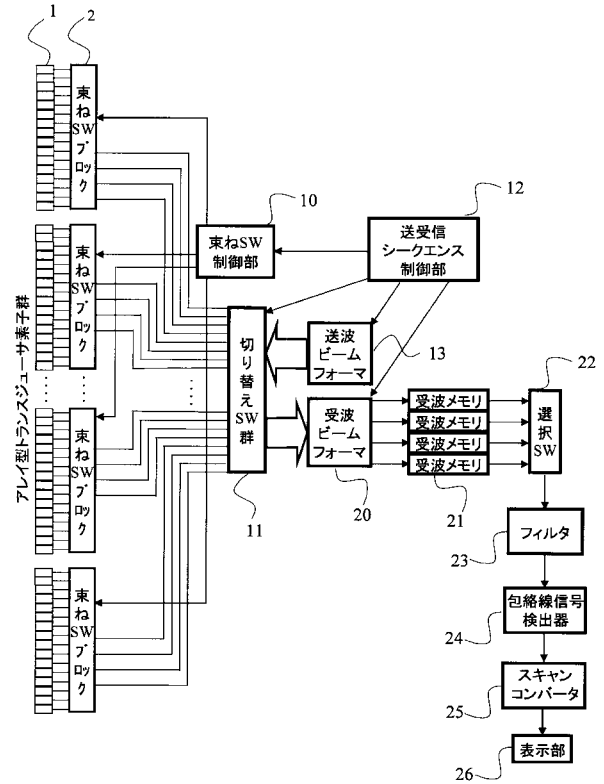
【図 4】



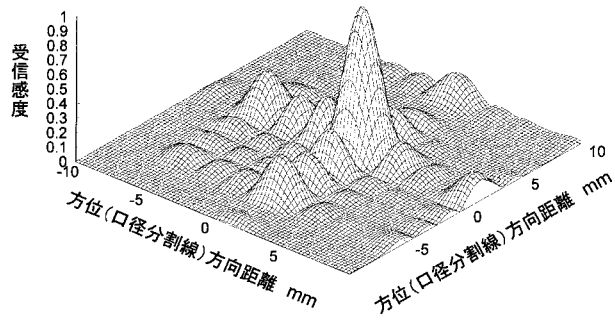
【図 5】



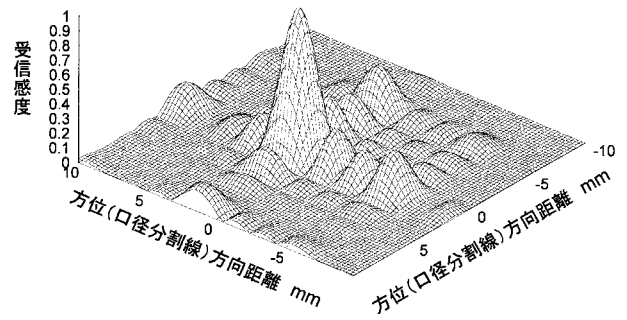
【図 6】



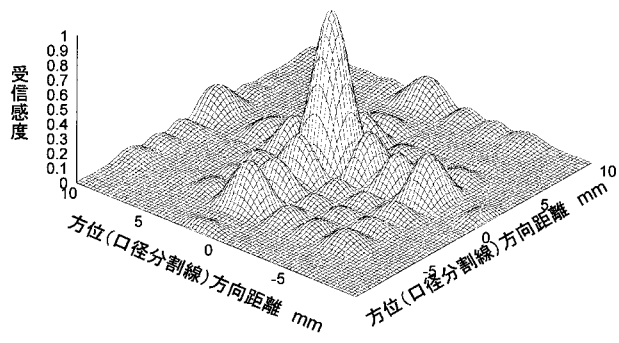
【図 7】



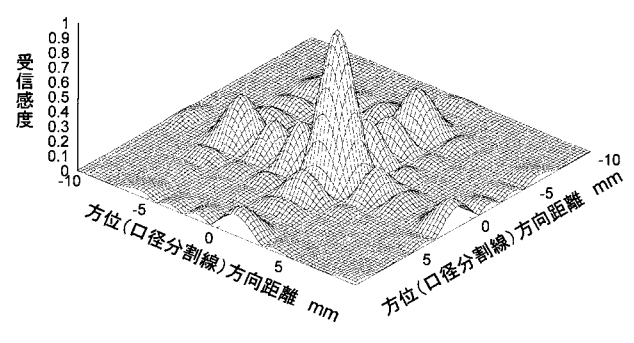
【図 8】



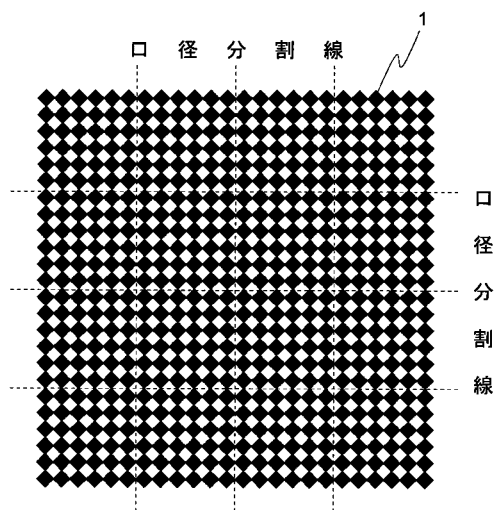
【図 9】



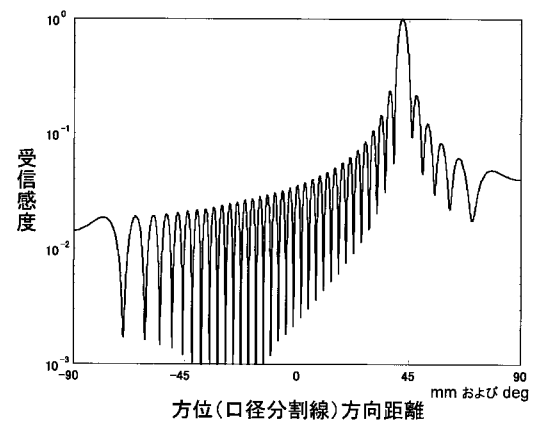
【図 10】



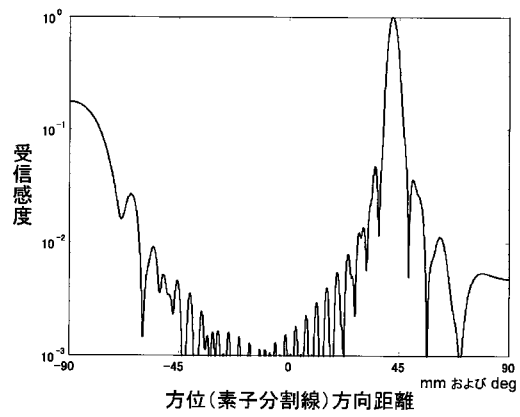
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 玉野 聡

東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 EE07 EE08 GB06 HH04 HH27 HH28 HH29 HH31

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP2008161208A	公开(公告)日	2008-07-17
申请号	JP2005177133	申请日	2005-06-17
[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	梅村晋一郎 橋場邦夫 玉野聡		
发明人	梅村 晋一郎 橋場 邦夫 玉野 聡		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE07 4C601/EE08 4C601/GB06 4C601/HH04 4C601/HH27 4C601/HH28 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/JB10		
代理人(译)	悦生田田		
其他公开文献	JP4673678B2		
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同时形成适于高速成像的多个束。 解决方案：使用二维超声换能器1将脉冲超声波发送到对象，并接收反射波，在该二维超声换能器中，二维布置了由不同延迟时间驱动的多個换能器元件。 2. 根据权利要求1所述的用于对物体进行成像的超声成像装置，其中，所述多个换能器元件被划分为多个块，并且所述延迟时间通过选择单元，所述选择单元为每个块选择所述换能器元件。 被驱动 [选择图]图2

