

(19)日本国特許庁( J P )

(12) 公 開 特 許 公 報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開2003 - 88521

(P2003 - 88521A)

(43)公開日 平成15年3月25日(2003.3.25)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード <sup>*</sup> ( 参考 )
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/26	501	G 0 1 N 29/26	4 C 3 0 1
			4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L ( 全 8 数 )

(21)出願番号 特願2001 - 284030(P2001 - 284030)

(22)出願日 平成13年9月18日(2001.9.18)

(71)出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 土田 和俊

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 ( 外 2 名 )

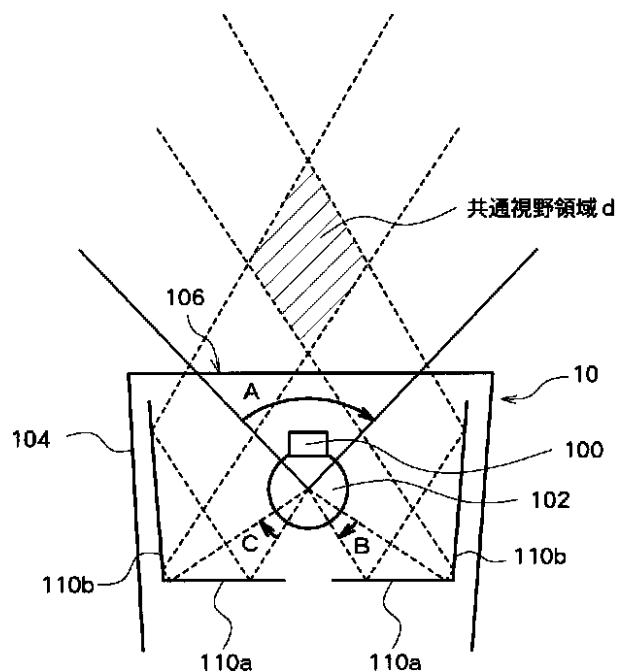
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置及び探触子

(57)【要約】

【課題】 超音波診断装置の画質向上を可能にする。

【解決手段】 振動子回転型の超音波探触子10において、ケース104内に音響ミラー110a及び110bを設ける。振動子100の方向が角度範囲Aにある時は、超音波ビームが直接開口膜106を通過して被検体内に送受される。振動子100の方向が角度範囲B及びCにある時は、それぞれ超音波ビームが音響ミラー110a及び110bで反射して開口膜106を通過し、被検体内に送受される。共通視野領域dは、3つの角度範囲A、B、Cの超音波ビームで走査される。これら各角度範囲の画像を、座標系を合わせて合成することにより、1つの角度範囲の画像に例えば多重反射アーチファクトがあっても、他の角度範囲の画像にそれがなければ、そのアーチファクトを除去又は低減できる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 ビーム送受方向を変えながら超音波ビームを送受する振動子部と、  
前記ビーム送受方向が所定の角度範囲にあるときに、前記振動子部が送受する超音波ビームを反射する音響ミラー部と、  
前記音響ミラー部で反射されない超音波ビームにより走査される視野領域と、前記音響ミラー部により反射される超音波ビームにより走査される視野領域との共通領域については、それら各視野領域の走査により得られた受信信号を組み合わせる用いることにより画像を生成する画像生成処理部と、  
を備える超音波診断装置。

【請求項 2】 前記画像生成処理部は、前記各視野領域を走査しているときの受信信号のエコー位置情報を共通の座標系でのエコー位置情報に座標変換する変換手段を備え、この変換手段により共通座標系上にマッピングされた前記各受信信号に基づき画像を生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】 前記振動子部は、振動子を回転又は揺動させて超音波ビームを走査する機械走査方式であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】 前記振動子部は送受信周波数の異なる複数の振動子を備え、前記画像生成処理部は、それら各振動子の受信信号を用いて画像を生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】 前記音響ミラー部が複数設けられ、それら各音響ミラー部により反射される超音波ビームで走査される各視野領域と、前記音響ミラー部により反射されない超音波ビームにより走査される視野領域とが共通領域を形成するようそれら各音響ミラー部が配設されることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】 前記音響ミラー部を可動式とすることで前記共通領域を可変としたことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】 前記共通領域内の点については、前記音響ミラー部で反射された超音波ビームによる受信信号から求めたその点のビーム方向速度成分と、前記音響ミラー部で反射されない超音波ビームによる受信信号から求めたその点のビーム方向速度成分とに基づき、その点の速度を求める手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】 回転又は揺動することで超音波ビームの送受方向を変変する振動子部と、  
この振動子部を収容し、前記振動子部が送受する超音波ビームを透過させる音響開口を有するケースと、  
前記ケース内において、前記振動子部の超音波ビーム送受方向が前記音響開口を見込む範囲を実質的に遮らない位置に設けられた音響ミラー部であって、前記振動子部の超音波ビーム送受方向が所定の角度範囲にあるとき

に、超音波ビームを反射することにより、前記振動子部が前記音響開口を通して外界と超音波ビームを送受できるようにする音響ミラー部と、  
を備える超音波探触子。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置に関し、特に被検体の断層画像を生成する装置における画質向上のための技術に関する。

## 【0002】

【従来の技術】超音波診断装置の画像を見つらくする要因の一つとして多重反射アーチファクトが知られている。例えば、血管の内壁と外壁の間で何度も反射した超音波が振動子により検出され、実際の血管壁よりも後ろの位置にも虚像が現れることがあるが、これが多重反射アーチファクトの一例である。

【0003】多重反射アーチファクトに対処するための技術としては、例えば特開平 6 - 125908 号公報や特開平 11 - 42224 号公報など様々なものが提案されている。前者は、電子走査アレイ振動子で、送信と受信とで場所の異なる振動素子群を用い、送信ビームと交差する方向に受信ビームを形成することで多重反射成分を受信しないようにしている。後者は、電子走査アレイ振動子を用い、一本の送信超音波ビーム内で複数本の受信走査線を形成し、それにより得られた複数枚の画像を重ね合わせることで多重反射成分を抑制している。

## 【0004】

【発明が解決しようとする課題】上記従来技術は、いずれも送信ビームと方向の異なる受信ビームを形成できるという電子走査アレイ振動子の特質を利用したものであり、機械走査式の超音波探触子には適用できなかった。

【0005】また多重反射アーチファクトの他にも、被検体内に強い反射体があると、これにより多くの超音波が反射されるため、その背後の部分の画像が抜けてしまうなどの問題があるが、これについては上記従来技術はならん配慮していない。

【0006】本発明は、このような状況に鑑みなされたものであり、機械走査式の超音波探触子でも多重反射アーチファクト等の問題を解消又は低減できるようにすることを目的とする。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明に係る超音波診断装置は、ビーム送受方向を変えながら超音波ビームを送受する振動子部と、前記振動子部が送受する超音波ビームを反射する音響ミラー部と、前記音響ミラー部で反射されない超音波ビームにより走査される視野領域と、前記音響ミラー部により反射される超音波ビームにより走査される視野領域との共通領域については、それら各視野領域の走査により得られた受信信号を組み合わせる用いることにより画像を生成

する画像生成処理部と、を備える。

【0008】この構成では、音響ミラー部で反射させずに振動子部から被検体に直接到達する超音波ビームと、音響ミラー部で反射して被検体に到達する超音波ビームとでは、被検体の同一位置に対する超音波ビームの入射方向が異なる。したがって、例えば音響ミラー部で反射されないビームによる視野領域のエコー情報に多重反射等による悪影響があったとしても、音響ミラー部で反射されたビームで得られる情報にはそのような悪影響がない可能性が高い。したがって、そのような異なった方向からのビームにより得たエコー情報を組み合わせることで、多重反射等による悪影響を除去又は低減することができる。

【0009】本発明の好適な態様では、前記画像生成処理部は、前記各視野領域を走査しているときの受信信号のエコー位置情報を共通の座標系でのエコー位置情報に座標変換する変換手段を備え、この変換手段により共通座標系上にマッピングされた前記各受信信号に基づき画像を生成する。

【0010】また、本発明の別の好適な態様では、前記振動子部は、振動子を回転又は揺動させて超音波ビームを走査する機械走査方式である。

【0011】また別の好適な態様では、前記振動子部は送受信周波数の異なる複数の振動子を備え、前記画像生成処理部は、それら各振動子の受信信号を用いて画像を生成する。

【0012】また別の好適な態様では、複数の音響ミラー部を設けることで、同一位置をより多様な方向から走査することができるので、多重反射等による悪影響をより低減することができる。

【0013】また別の好適な態様では、音響ミラー部を可動式とすることにより、各角度範囲の視野領域の共通領域を可変することができ、ユーザが注目する部分を共通領域に設定することが可能になる。

【0014】また別の好適な態様では、音響ミラー部で反射される超音波ビームの受信信号から得られるビーム方向速度成分と、音響ミラー部で反射されない超音波ビームの受信信号から得られるビーム方向速度成分とを組み合わせることで、同一位置について複数の方向のドプラ速度情報を得ることができ、それらからベクトル量である速度を求めることができる。

【0015】また本発明に係る超音波探触子は、回転又は揺動することで超音波ビームの送受方向を可変する振動子部と、この振動子部を収容し、前記振動子部が送受する超音波ビームを透過させる音響開口を有するケースと、前記ケース内において、前記振動子部の超音波ビーム送受方向が前記音響開口を見込む範囲を実質的に遮らない位置に設けられた音響ミラー部であって、前記振動子部の超音波ビーム送受方向が所定の角度範囲にあるときに、超音波ビームを反射することにより、前記振動子

部が前記音響開口を通して外界と超音波ビームを送受できるようにする音響ミラー部とを備える。

【0016】この探触子によれば、音響ミラー部で反射させずに振動子部から直接音響開口を介して被検体に到達する超音波ビームと、音響ミラー部で反射したのち音響開口を介して被検体に到達する超音波ビームという、方向の異なる2つのビームで被検体内を走査することができる。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態（以下実施形態という）について、図面に基づいて説明する。

【0018】図1は、本発明に係る超音波診断装置に用いる探触子10の構成を示す模式図である。

【0019】この探触子10は、機械走査式の一つである振動子回転型のセクタ走査探触子であり、超音波ビームを送受する振動子100は、ロータ102に取り付けられている。このロータ102は、図示しない駆動機構により図に示した矢印Xの方向に連続的に回転駆動され、これにより振動子100が送受する超音波ビームがその回転面（すなわち超音波ビームの走査面）内で方向を変えていく。図1は、ビーム走査面での断面を模式的に示したものとなっている。

【0020】振動子100及びその回転機構はケース104内に収容されており、ケース104内は超音波伝搬と音響整合のための液体（例えば水）で満たされている。ケース104の前面側には開口膜106が配設されている。振動子100から発せられた超音波ビームはこの開口膜106を介して被検体内に送出され、また被検体内で反射された超音波ビームはこの開口膜106を通して振動子100に到達する。以上に説明した構成は、従来の振動子回転型の構成と基本的に同じである。

【0021】本実施形態の探触子は以上の構成に加え、さらにケース104内に音響ミラー110を備えている。この例では、音響ミラー110は、開口膜106から見て振動子100及びロータ102の遠方に設けられた音響ミラー110aと、側方に設けられた音響ミラー110bとから構成され、この音響ミラー110a及び110bのペアがロータ102の左右にそれぞれ1組ずつ配設される。この例では、各音響ミラー110a、110bの反射面は平面である。

【0022】このような構成により、従来の探触子では、振動子100が開口膜106の方を向いている期間だけしか被検体内を走査できなかったのに対し、本実施形態では、振動子100が開口膜106側を向いていないときでも、音響ミラー110の反射により被検体内を走査できる期間ができる。例えば振動子100が開口膜106から見て図中右側の範囲にある場合、図2に示すように、ロータ102の回転角度範囲（すなわち超音波ビームの送受方向の角度範囲）が範囲Bにあれば、超音波ビームで被検体内を走査できる。超音波ビームの方向

がこの範囲B内であれば、振動子100から発せられた超音波ビームは、まず音響ミラー110aで反射され、更に音響ミラー110bで反射された後、開口膜106を通過して被検体内に進入し、被検体内で反射された超音波ビームはこの逆の経路で振動子100まで到達する。ビーム方向(すなわち振動子100の回転位置)が角度範囲Bにある間に、図2に示した視野領域bからのエコーを取得することができる。

【0023】また、図2の状態から更にロータ102が回転して振動子100の回転位置が図中左側に来た場合は、図2に示した右側の場合と対称の関係となる。すなわち、角度範囲Bと対称の角度範囲C(図3に示す)にビーム方向がある間、超音波ビームにより視野領域bと対称の視野領域を走査することが可能となる。

【0024】なお、音響ミラー110により反射せずに直接開口膜106を介して超音波ビームが送受される角度範囲は、図1に示す角度範囲Aであり、この場合の視野範囲は同じく図1に視野範囲aとして示す。

【0025】したがって、ロータ102が1回転する間には、図3に示すように、ビーム方向が各角度範囲A、B、Cにある間被検体内を超音波ビームで走査することができる。図中の略菱形形状の共通視野領域dは、3つの角度範囲に対応する視野領域が重複する領域である。図4に示すように、この共通視野領域d内の点Pは、音響ミラー110で反射されず直接開口膜106を透過する超音波ビームB1、左右の音響ミラー110でそれぞれ反射されたビームB2、B3という、方向の異なる3本のビームで走査される。したがって、ある方向のビームでの画像に多重反射等によるアーチファクト(ゴースト)が現れたり、そのビーム方向上に強い反射体があったりしても、別方向のビームにはそのような不具合がない場合も多いので、1つの点をそれら複数方向のビームの情報で画像化することで、画質を改善することができる。

【0026】なお、共通視野領域以外であっても、角度範囲A、B、Cのうち2つの角度範囲についての視野が重複する領域ならば、2方向のビームによるエコーから画像を形成できるので、画質向上が期待できる。

【0027】図5に、本実施形態の超音波診断装置の構成例を示す。この装置構成において、探触子10は、既に説明した音響ミラー110を内蔵した探触子である。送受信部12は、この探触子10内の振動子100を駆動して超音波を出力させるとともに、この振動子100に、被検体内で反射された超音波を電気信号として抽出させる。モータ14は、この探触子10内のロータ102を回転駆動する。制御部16は、送受信部12及びモータ14を制御することで、超音波ビームの走査を実現する。制御部16は、例えば、表示フレームレートに合わせて毎秒30回転などの回転数でロータ102を回転させるべくモータ14を制御するとともに、所定間隔ご

とに振動子100に超音波パルスを出力させ、そのエコーを受信させる。超音波ビームが被検体内に到達しうる区間、すなわち図3に示した角度範囲A、B、Cに振動子100が向いているときのみ、超音波ビームの送受を行わせるよう制御することも好適である。また制御部16は、この制御に伴い、受信エコーの反射点位置を示す情報を生成し、出力する。この情報は、反射点の方位角と振動子からの距離rである。前者は、ロータ102の回転角度位置に対応しており、モータ14への回転指令などから求めることができる。また、後者は、超音波パルスの発射時点からの経過時間から求めることができる。

【0028】また、角度範囲B及びCについては、音響ミラー110での反射によるビーム強度の低減を補うために、それら角度範囲については振動子100による送信ビーム強度を上げるなどの制御を行うことも好適である。

【0029】信号処理部18は、送受信部12により得られたエコー信号に対し、画像生成のための信号処理を施す。ここでの信号処理は、例えばBモード断層画像を生成するための処理などである。もちろん、ドプラ断層画像を生成するための信号処理でもよい。なお、以下では説明の複雑さを避けるため、まずBモード断層画像の処理を例にとって一連の説明を行う。

【0030】信号処理部18から出力される画像信号は、画像合成部20に入力される。画像合成部20は、入力される画像信号を合成する。この合成処理では、音響ミラー110での反射による各走査範囲の画像信号と、音響ミラー110で反射しない場合の走査範囲の画像信号とを、同一座標系に座標変換する。この座標変換では、好適には、表示装置22の表示座標系に合わせて変換する。図1に示した探触子10の場合の変換処理例は、次のようになる。

【0031】まず音響ミラー110で反射されないビームで走査を行う角度範囲Aの画像信号については、極座標系のエコー位置情報( $r$ ,  $\theta$ )を表示装置22の直交座標系(以下、表示座標系と呼ぶ)に変換する。これについては、通常のセクタ走査の場合の走査変換と同様の処理でよい。一方、音響ミラー110で反射されたビームによる走査範囲である角度範囲B、Cについては、振動子100の方位角(すなわちビームの出射方向)と反射点まで距離rを、音響ミラー110による反射を考慮して表示座標系に変換する。この座標変換のため、画像合成部20には、各角度範囲A、B、Cのエコー位置( $r$ ,  $\theta$ )を表示座標系での位置に変換するための関数又は換算表(ルックアップテーブル)等が実装される。関数や換算表等の実装は、基本的には、ハードウェア回路及びプログラムのいずれでもよい。

【0032】画像合成部20は、制御部16から提供されるエコー位置情報( $r$ ,  $\theta$ )を上述のように座標変換

し、信号処理部 18 からの画像信号を、画像メモリ（図示省略）の、表示座標系の位置に対応したアドレスに書き込んで合成していく。

【0033】ここで、本実施形態では、音響ミラー 110 で反射したビームによる視野領域と、そうでないビームの視野領域とが一部重複しているため、その重複部分については信号の合成を行う。例えば、図 3 に示した共通視野領域 d については、3 つの画像信号値を合成することになる。なお、この合成の前に、各視野領域（角度範囲）の画像について、走査線間の画素値の補間を行っておく。この補間については、従来のセクタ走査やコンベックス走査で行われている補間処理方式を利用すればよい。

【0034】ここで合成にはいくつかの方法がある。1 つは最小値選択合成である。この方法では、重複部分内の画素については、複数ある信号値の最小値を当該画素の最終的な信号値として画像メモリに格納する。この合成によれば、例えば角度範囲 A の画像に多重反射等によるアーチファクトがあったとしても、音響ミラーで反射したビームによる角度範囲 B 又は C の画像でアーチファクトがなければ、そのアーチファクトのない画像を得ることができる。

【0035】別の合成法としては、最大値選択合成がある。この合成では、重複部分内の画素については、複数ある信号値の最大値を当該画素の最終的な信号値として画像メモリに格納する。例えば角度範囲 A の画像において強い反射体の背後の画像が抜けている場合でも、音響ミラーで反射したビームによる角度範囲 B 又は C の画像でうまくその背後部分の画像が得られれば、この合成により良好な画像を得ることができる。

【0036】更に別の合成法として、重複部分内の画素についての複数の信号値を平均するという方法がある。例えば角度範囲 A、B、C の 1 つでアーチファクトや画像抜けなどの不具合があっても、各方向からの画像を平均することによりその不具合の度合いを低減できる。平均処理は、単純平均だけでなく、各角度範囲に対してそれぞれ重みを付けた加重平均も可能である。なお、画素値のダイナミックレンジが十分あるならば、平均の代わりに各信号値を加算するようにしてもよい。

【0037】以上、画像の合成の方法についていくつか例示したが、このほかの合成方式を利用することも可能である。また、診断装置に複数の画像合成方式を実装し、ユーザがそれら各方式を適宜選択して利用できるようにすることも好適である。

【0038】画像合成部 20 の構成としては、例えば、各角度範囲 A、B、C の画像信号を表示座標系に走査変換（及び画素補間）してそれぞれメモリに格納し、それら各メモリから同一画素のデータを読み出して合成するなどの構成が考えられる。なお、各角度範囲 A、B、C を特定する情報（何度から何度までか、など）は、制御

部 16 から画像合成部 20 に提供するようにすればよい。

【0039】このようにして画像合成部 20 で合成された画像は、表示装置 22 に表示される。ここで、すべての角度範囲 A、B、C の視野が重複する共通視野領域 d（図 3）のみを表示するモード、2 つ以上の角度範囲が重複する領域を表示するモード、全画面を表示するモードと、いくつかの表示モードを設けることも好適である。

【0040】以上説明したように、本実施形態の装置によれば、多重反射等によるアーチファクトや強い反射体の背後の画像抜けなどの画像上の不具合を除去又は低減することができる。

【0041】以上、B モードの場合を説明したが、ドブラ法を用いる場合には次のような利点がある。すなわち、ドブラ法では、原理的に超音波反射体の速度のビーム方向成分しか分からないが、本実施形態の探触子 10 によれば、視野領域の重複部分については同一点に対して超音波反射体の速度の多方向成分の情報が得られるので、その点の速度（＝速度ベクトル）を得ることができる。

【0042】このためには、画像合成部 20 にて、まず各角度範囲 A、B、C それぞれについて、各点でのドブラ情報（ビーム方向速度成分）を求める。各点のドブラ情報としては、大きさだけでなくその方向も求め、大きさと方向を対にして記憶する。この場合、音響ミラー 110 による反射を利用した走査範囲については、反射を考慮してドブラ情報の方向（ビーム射出方向を示す角度）を表示座標系での方向に変換する。そして、このようにして生成した各角度範囲の各点のドブラ情報（大きさ及び方向の情報を持つ）から、各点の 2 次元速度を求めることができる。得られた各点の速度は、例えば矢の方向が速度の方向を、矢の長さが速度の大きさを示す矢印などを用いて表示することができる。

【0043】また、音響ミラー 110 a、110 b を可動式とすることも好適である。音響ミラーの角度を変えたり、あるいは位置を平行移動させたりすることで、反射されたビームのカバーする視野領域を変えることができる。これにより、注目する領域が共通視野領域 d（図 3）に含まれるように調整でき、その注目領域の画像をクリアにすることが可能となる。なお、このためには、画像合成部 20 における座標系の変換のための関数又は換算表を、利用可能な音響ミラーの位置や角度ごとに用意しておき、適切なものを利用するように制御する。

【0044】また以上の例では、振動子 100 を 1 つしか用いなかったが、図 6 に示すようにロータ 102 に複数の振動子 100 a、b、c を設けることも好適である。複数の振動子を用いる際には、振動子間での混信（異なる振動子が発した超音波のエコーを受信すること）を考慮すべきであるが、これには各振動子 100

a、100b、100cの送受信周波数に十分な差を設けておけばよい。

【0045】この構成によれば、例えば各振動子のフォーカスを異ならせ、それら各振動子のフォーカス距離の近傍範囲の画像同士をつなぎ合わせることで、広い範囲にわたって精細な画像を得ることができる。この場合、各振動子ごとの画像は、上述の構成により多重反射等の悪影響が除去又は低減されているので、全体として非常に鮮明で精細な画像を得ることができる。

【0046】また、振動子が1つしかない場合、各角度範囲A、B、Cを走査するタイミングがその角度差に応じた分だけ異なるため、合成される各画像のタイミングも異なってくる。ロータ102は、秒速30回転などといった高速回転を行っているので、一般的な対象ではそのようなタイミングの差はあまり問題にならないが、非常に速く運動する対象の場合には問題になることも考えられる。これに対し、図6に示したように複数の振動子を用い、それら各振動子の画像を上述の方法で合成するようにすることで、そのようなタイミングの差を低減することができる。例えば、図6の例では、振動子100aが角度範囲A（図1参照）にあるとき、振動子100bは角度範囲B又はその近傍に、振動子100cは角度範囲C又はその近傍に位置するので、各角度範囲A、B、Cをほぼ同時に走査することができ、上述のタイミング差を大幅に低減できる。このように各角度範囲の走査タイミングの差を低減することは、上述のようにドブラ法で速度を求める場合の速度の正確さの向上といった観点からも有益である。

【0047】また、以上の例では、超音波ビームを音響ミラー110aと110bとのペアで2回反射（送受信で合計4回反射）させたが、このようなミラーの配置構成はあくまで一例である。この代わりに、例えば図7に示すように、単一の音響ミラー110で1回（送受信で\*

\*合計2回）だけ反射させるような構成もちろん可能である。

【0048】また、以上の例では振動子回転型を例にとったが、振動子が所定角度範囲を揺動するタイプの機械走査式探触子でも、上記と同様音響ミラーを設けることにより、同様の効果を得ることができる。

【0049】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、方向が異なる2つのビーム具体的には音響ミラー部により反射した超音波ビームと、反射させない通常の超音波ビームと、による画像を用いることで、多重反射等の影響を除去又は低減した画像を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 実施形態で用いる超音波探触子の構成の一例を模式的に示す図である。

【図2】 音響ミラーで反射したビームを用いた場合の視野領域を説明するための図である。

【図3】 音響ミラーで反射したビームによる視野領域と、反射させないビームによる視野領域との共通領域を説明するための図である。

【図4】 共通視野領域内の点が、多方向からのビームで走査されることを説明するための図である。

【図5】 実施形態の超音波診断装置の機能ブロック図である。

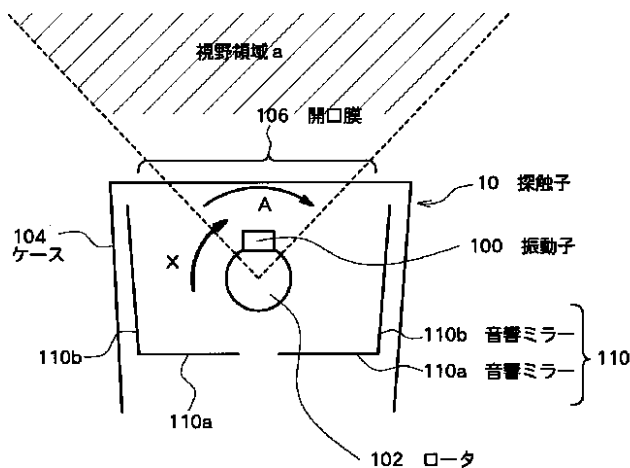
【図6】 複数の振動子を備えた探触子の一例を模式的に示す図である。

【図7】 探触子に内蔵する他の音響ミラーの別構成を説明するための図である。

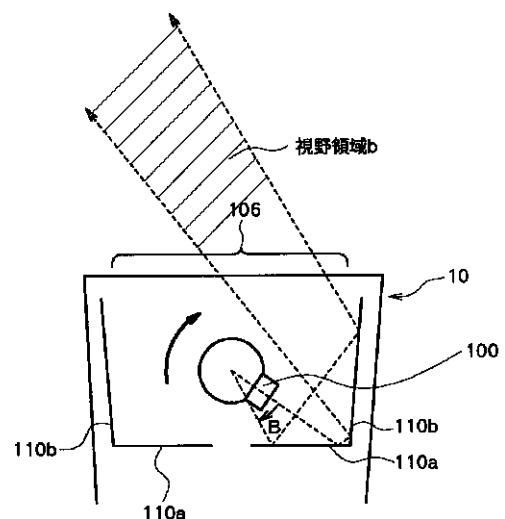
【符号の説明】

10 探触子、100 振動子、102 ロータ、104 ケース、106 開口膜、110a、110b 音響ミラー。

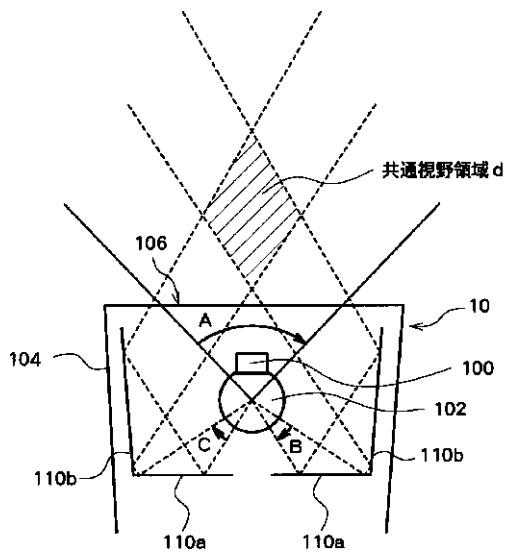
【図1】



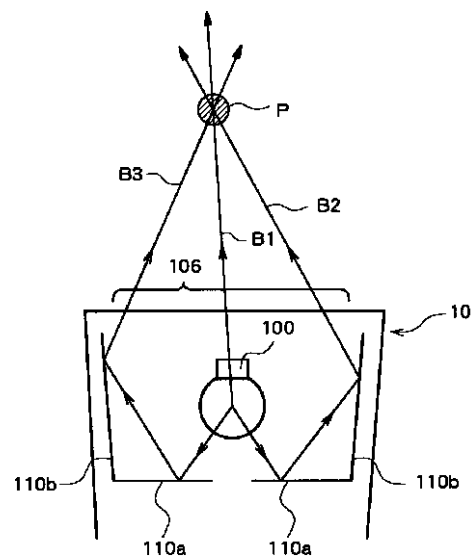
【図2】



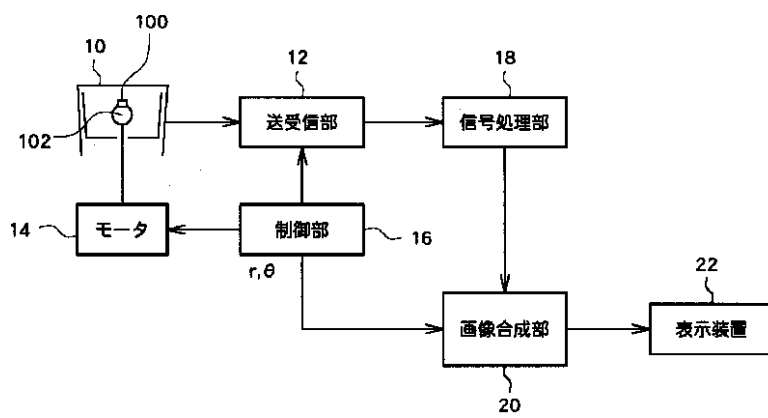
【図3】



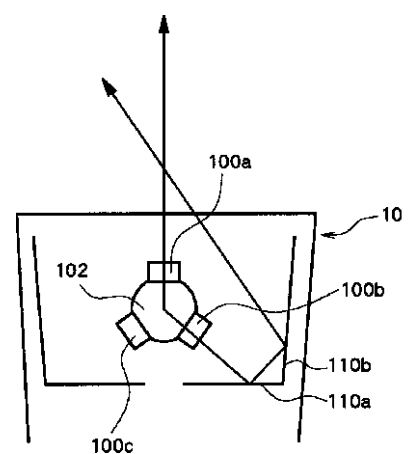
【図4】



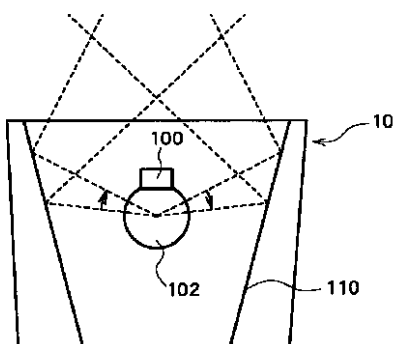
【図5】



【図6】



【図7】



## フロントページの続き

F ターム(参考) 2G047 AC13 BA03 BC13 CA01 DA02  
DB03 DB05 EA04 EA05 GA03  
GA14 GB26 GE03 GG35 GH07  
GH08  
4C301 AA02 BB26 BB32 BB35 CC02  
EE04 EE07 GA03 GA11 GB31  
GC15 JC14  
4C601 BB05 BB09 BB12 BB14 BB15  
EE02 EE04 GA01 GA03 GA11  
GB37 GC09 GC10 GC11 JC15  
JC20 JC21 KK12



专利名称(译)	超声诊断设备和探头		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003088521A</a>	公开(公告)日	2003-03-25
申请号	JP2001284030	申请日	2001-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	土田和俊		
发明人	土田 和俊		
IPC分类号	G01N29/26 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/26.501 A61B8/14		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/DA02 2G047/DB03 2G047/DB05 2G047/EA04 2G047/EA05 2G047/GA03 2G047/GA14 2G047/GB26 2G047/GE03 2G047/GG35 2G047/GH07 2G047/GH08 4C301/AA02 4C301/BB26 4C301/BB32 4C301/BB35 4C301/CC02 4C301/EE04 4C301/EE07 4C301/GA03 4C301/GA11 4C301/GB31 4C301/GC15 4C301/JC14 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB12 4C601/BB14 4C601/BB15 4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/GA01 4C601/GA03 4C601/GA11 4C601/GB37 4C601/GC09 4C601/GC10 4C601/GC11 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/KK12		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

要解决的问题：提高超声诊断仪的图像质量。 解决方案：在换能器旋转式超声探头10中，在壳体104中提供了声镜110a和110b。当振荡器100的方向在角度范围A中时，超声波束直接穿过孔径膜106并且被发射/接收到对象中。当振荡器100的方向处于角度范围B和C时，超声波束被声镜110a和110b反射，穿过光圈膜106，并且在被检体内被发送/接收。使用三个角度范围A，B和C中的超声波束扫描公共视野区域d。通过组合坐标系来合成这些角度范围中的每个角度范围内的图像，如果一个角度范围图像中存在多个反射伪影，如果其他角度范围图像中不存在多个反射伪影，则去除该伪影。或者可以减少。

