

(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2011-24886

(P2011-24886A)

(43) 公開日 平成23年2月10日(2011.2.10)

(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 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2009-175498 (P2009-175498)
(22) 出願日 平成21年7月28日 (2009.7.28)(71) 出願人 000005821
パナソニック株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(74) 代理人 110000040
特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
(72) 発明者 西垣 森緒
愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB07 DD14 EE12 GB04 HH31
KK44

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

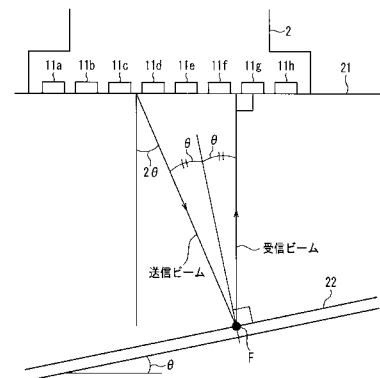
(57) 【要約】

【課題】

超音波ビームの偏向を行ないつつ、フォールドオーバーすることのできるフロントエンドを有した超音波診断装置を提供する。

【解決手段】

被検体に対して超音波ビームを送受信する複数の振動子と、複数の振動子のうち、送受信に使用する複数の振動子を選択する高耐圧スイッチと、高耐圧スイッチで選択された複数の振動子を駆動する複数のパルス発振器と、パルス発振器のパルス発生タイミングを制御するトリガ発生回路と、高耐圧スイッチで選択された複数の振動子により得られた複数の受信信号のうち、ビームに軸対称な振動子の信号を加算するためのスイッチと、スイッチから出力された信号を遅延加算するビームフォーマとを備える。被検体の反射面の方向と振動子の配列方向とのなす角度 θ を取得する角度取得部を備え、トリガ発生回路は、反射面に対し、配列振動子の配列方向に垂直な線と 2θ の角度をもって超音波ビームを送信させるように制御を行なう。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波ビームを送受信する複数の振動子と、
前記複数の振動子のうち、送受信に使用する複数の振動子を選択する高耐圧スイッチと

、
前記高耐圧スイッチで選択された複数の振動子を駆動する複数のパルス発振器と、
前記パルス発振器のパルス発生タイミングを制御するトリガ発生回路と、
前記高耐圧スイッチで選択された前記複数の振動子により得られた複数の受信信号のうち、ビームに軸対称な振動子の信号を加算するためのスイッチと、
前記スイッチから出力された信号を遅延加算するビームフォーマとを備えた超音波診断装置において、

10

前記被検体の反射面の方向と前記振動子の配列方向とのなす角度 θ を取得する角度取得部を備え、

前記トリガ発生回路は、前記反射面に対し、前記配列振動子の配列方向に垂直な線と 2θ の角度をもって超音波ビームを送信させるように制御を行なうことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記角度取得部に対して、前記角度 θ が入力可能に構成された請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

20

前記被検体の位置を検出するために撮影された画像から前記被検体の反射面を境界抽出により検出し、前記被検体の反射面の方向が測定されて、前記角度 θ が検出されるように構成され、

前記角度取得部は前記検出された角度 θ を取得する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記高耐圧スイッチは、超音波ビームを受信する時の開口位置が、超音波ビームを送信する時の開口位置に対して、角度 θ に基づいてずれた位置となるように前記振動子を選択可能である請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

30

【0001】

本発明は、体内、特に血管壁の性状を観察するための超音波診断装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

図 4 は、従来の超音波診断装置 101 の探触子 102 およびフロントエンド 103 の構成を示すブロック図である。探触子 102 内には、電気信号と超音波信号との変換を行なう振動子 111a ~ 111h が配置されている。

【0003】

フロントエンド 103 内には、高耐圧スイッチ 112a ~ 112d、送信ブロック 106 および受信ブロック 107 が配置されている。高耐圧スイッチ 112a ~ 112d は、8 個の振動子 111a ~ 111h のうち使用する 4 個を選択し、送信ブロック 106 または受信ブロック 107 に接続する。高耐圧スイッチ 112a ~ 112d は、通常、連続した 4 個の振動子を選択する。

40

【0004】

送信ブロック 106 は、トリガ発生回路 114 で生成したトリガ信号を送信パルス発生器 113a ~ 113d により振動子 111a ~ 111h を駆動する高圧パルスの駆動信号にして出力する。

【0005】

受信ブロック 107 は、高圧の送信パルスから後段の回路を保護するリミッタ 115a

50

～ 1 1 5 d、ゲイン可変アンプ 1 1 7 a ～ 1 1 7 d、A / D 変換器 1 1 8 a ～ 1 1 8 d およびビームフォーマ 1 1 9 を有する。高耐圧スイッチ 1 1 2 a ～ 1 1 2 d により選択された振動子 1 1 1 a ～ 1 1 1 h からの信号をゲイン可変アンプ 1 1 7 a ～ 1 1 7 d が適度な振幅に増幅し、A / D 変換器 1 1 8 a ～ 1 1 8 d がデジタル化し、ビームフォーマ 1 1 9 が遅延加算して 1 つの信号として出力する。

【 0 0 0 6 】

超音波を用いて反射物の 2 次元画像を得るためには、超音波ビームを照射する方向を少しずつ変えながら送受信を行なう必要がある。ここでは、リニア走査と呼ばれる方法について図 5 を参照しながら説明する。

【 0 0 0 7 】

振動子 1 1 1 a ～ 1 1 1 h が一列に配列されており、このうちから連続した 4 個の振動子が選択されて、反射物 1 2 3 に対する送受信に用いられる。最初に、振動子 1 1 1 a ～ 1 1 1 d が用いられると超音波ビームの中心は B 1 になる。次に、振動子 1 1 1 b ～ 1 1 1 e が用いられると超音波ビームの中心は B 2 になる。用いる振動子を代えていくことで超音波ビームの中心位置を変えることができ、超音波ビームの中心位置が異なるデータを用いることで、振動子の配列方向と超音波ビームの進行方向の 2 次元画像を生成することができる。

【 0 0 0 8 】

次に、良好な超音波ビーム形状の形成方法について図 6 を参照しながら説明する。良好な超音波ビームとは分解能の高い超音波ビームであり、集束されていることが必要である。今、振動子 1 1 1 a ～ 1 1 1 d を用いて生成された超音波ビーム B 1 上の集束点 F に超音波ビームを集束するとする。このとき、振動子 1 1 1 a ～ 1 1 1 d により形成された開口の中心 O から集束点 F の距離と、振動子 1 1 1 a から集束点 F の距離とでは後者のほうが長い。

【 0 0 0 9 】

送信について考えれば、振動子 1 1 1 a ～ 1 1 1 d の各振動子から発生したパルスが同時に集束点 F に到達するようにする必要がある。このため、集束点 F までの距離が短い振動子 1 1 1 b、1 1 1 c においては、距離の長い振動子 1 1 1 a、1 1 1 d と比較して遅めにパルスを発生させる。このタイミングは、トリガ発生回路 1 1 4 により調整される。

【 0 0 1 0 】

受信においても同じ原理が用いられる。集束点 F で反射した超音波は、振動子 1 1 1 a ～ 1 1 1 d により受信されるが、集束点 F から振動子 1 1 1 a または 1 1 1 d までの距離は、振動子 1 1 1 b または 1 1 1 c よりも長いので、振動子 1 1 1 a、1 1 1 d では、振動子 1 1 1 b、1 1 1 c に比較して遅れて受信される。つまり、振動子 1 1 1 b、1 1 1 c で受信した信号は、遅延させた後に、振動子 1 1 1 a、1 1 1 d で受信した信号と加算する必要がある。この手法を遅延加算と言い、受信ブロック 1 0 7 内のビームフォーマ 1 1 9 により行われる。

【 0 0 1 1 】

振動子の配列方向に対し、垂直方向に送受信を行なうシステムにおいては、図 6 より明らかなように振動子 1 1 1 b と 1 1 1 c に対する遅延量は同じになる。つまり、振動子 1 1 1 b と 1 1 1 c の信号を先に加算してから遅延をかけても同じことになる。このような対称性を利用することで図 4 に示すフロントエンド 1 0 3 は、図 7 のフロントエンド 1 0 3 b のように置き換えることができる。

【 0 0 1 2 】

フロントエンド 1 0 3 b は、フロントエンド 1 0 3 の 4 つのゲイン可変アンプ 1 1 7 a ～ 1 1 7 d と、4 つの A / D 変換器 1 1 8 a ～ 1 1 8 d が、2 つのゲイン可変アンプ 1 1 7 e、1 1 7 f と、2 つの A / D 変換器 1 1 8 e、1 1 8 f と、クロスポイントスイッチ 1 1 6 に置き換わった構成である。その他の構成要素についてはフロントエンド 1 0 3 の構成要素と同様であり、同様の構成要素についてはフロントエンド 1 0 3 の構成要素と同一の符号を付して説明を省略する。この構成により、ゲイン可変アンプや A / D 変換器が

10

20

30

40

50

2つでよく、また、ビームフォーマ１１９も２入力进行处理すればよいため、回路規模が低減できる。この手法をフォールドオーバと呼ぶ。

【００１３】

なお、原理的には送信においても対称性を利用して送信パルスを発生する部分の物量を低減できるが、実際には高い電圧に耐え得るクロスポイントスイッチが実現されていないため、送信においてはフォールドオーバを用いることなく、振動子数分の送信回路が用いられる。

【００１４】

また、単なるスイッチでなくクロスポイントスイッチが用いられる理由は、開口を移動したときに選択される振動子により加算される信号の組み合わせが異なってくるため、単なるスイッチでは機能的に不足だからである。

【００１５】

最近、頸部血管の超音波画像を観察し、血管壁の厚さの測定などを行なうことで動脈硬化などの疾病の診断が行なわれるようになってきている。ここで超音波により頸部血管を走査し、２次元の情報を得る場合について考える。頸部動脈を観察する場合、頸部の体表に探触子を当て、振動子の配列方向と血管の走行方向を合わせることが一般的に行なわれる。

【００１６】

図８に示すように血管壁１２１が体表１２２に平行である場合には、振動子の配列方向と血管の走行方向とを合わせることができ、超音波ビームが血管壁１２１に垂直に当たり、反射するので反射信号の強度が強い。しかし、頸部の体表に対する血管の走行方向には個人差があり、必ずしも体表１２２と血管壁１２１が平行であるとは限らない。図９に示すように、体表１２２と血管壁１２１が平行ではない場合は、振動子の配列方向と血管の走行方向とを合わせることができず、超音波ビームが血管壁１２１に垂直に当たらず、反射した信号が振動子に戻って来なくなる（実際には、鏡面反射ではなく乱反射的な要素があり、一部の信号は戻ってくるが強度は低くなる）。

【００１７】

この問題を解決する手法として、以下のような方法が知られている（例えば、特許文献１参照）。その原理を、図１０を参照しながら説明する。すなわち、血管壁１２１の角度をあらかじめ測定し、血管壁１２１に垂直になるように超音波ビームを出力する。この結果、垂直に血管壁１２１に当たった超音波は垂直に反射し、超音波ビームが出力された位置と同じ位置に戻ってくる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【００１８】

【特許文献１】特開２００５－７４１４６号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１９】

しかしながら、図１０に示したように、血管壁に垂直になるように超音波ビームを送受信すると、超音波ビームの方向は振動子の配列方向と垂直でない方向となる。このように、任意の向きに出力される超音波ビームを形成することを偏向と呼ぶ。

【００２０】

超音波ビームの方向が振動子の配列方向と垂直でない場合においても、送信の場合は各振動子のパルス発生タイミングを調整し、受信の場合は各振動子の受信信号にける遅延の量をコントロールし、タイミングを合わせるという方法は変わらない。しかし、図１１に示すように、集束点Ｆから振動子１１１ａの中心Ｐ１までの距離と、集束点Ｆと振動子１１１ｄの中心Ｐ４までの距離が異なることになるため、図７に示した対称性を用いたフォールドオーバ手法を用いて回路規模を削減した超音波診断装置を用いることができない。

【００２１】

10

20

30

40

50

本発明は、従来の問題を解決するためになされたもので、超音波ビームの偏向を行ないつつ、フォールドオーバーすることのできるフロントエンドを有した超音波診断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】

【0022】

本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波ビームを送受信する複数の振動子と、前記複数の振動子のうち、送受信に使用する複数の振動子を選択する高耐圧スイッチと、前記高耐圧スイッチで選択された複数の振動子を駆動する複数のパルス発振器と、前記パルス発振器のパルス発生タイミングを制御するトリガ発生回路と、前記高耐圧スイッチで選択された前記複数の振動子により得られた複数の受信信号のうち、ビームに軸対称な振動子の信号を加算するためのスイッチと、前記スイッチから出力された信号を遅延加算するビームフォーマとを備える。上記課題を解決するために、前記被検体の反射面の方向と前記振動子の配列方向とのなす角度 θ を取得する角度取得部を備え、前記トリガ発生回路は、前記反射面に対し、前記配列振動子の配列方向に垂直な線と 2θ の角度をもって超音波ビームを送信させるように制御を行なう。

10

【0023】

また、前記角度取得部は、操作者が前記角度 θ を入力可能な角度入力部を有する構成にすることができる。また、前記角度取得部は、前記被検体を撮影する予備撮影部を有し、前記予備撮影部で撮影された画像から前記被検体の反射面を境界抽出により検出し、前記被検体の反射面の方向を測定することにより、前記角度 θ を取得する構成にすることもできる。

20

【0024】

また、本発明の超音波診断装置において、前記高耐圧スイッチは、超音波ビームを受信する時の開口位置が、超音波ビームを送信する時の開口位置に対して、角度 θ に基づいてずれた位置となるように前記振動子を選択可能である構成にすることができる。

【発明の効果】

【0025】

本発明は、反射面に対し、配列振動子の配列方向に垂直な線と所定の角度をもって送信ビームを送信させるように制御することにより、被検体の反射面と振動子の配列方向が平行でない場合でも超音波画像を取得できる、フォールドオーバーによる回路物量の少ないフロントエンドを用いた超音波診断装置を提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】第1の実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図2】同上超音波診断装置の探触子とフロントエンドの構成を示すブロック図

【図3】第1の実施の形態に係る振動子と血管壁と超音波ビームとの位置関係を示す図

【図4】従来の超音波診断装置の探触子とフロントエンドの構成を示すブロック図

【図5】従来の超音波診断装置における送受信を示す図

【図6】従来の超音波診断装置における超音波ビーム集束方法を示す図

【図7】従来の別の超音波診断装置の探触子とフロントエンドの構成を示すブロック図

40

【図8】従来の超音波診断装置における血管壁への超音波の送受信を示す図

【図9】従来の超音波診断装置における血管壁への超音波の送受信を示す図

【図10】従来の超音波診断装置における血管壁への超音波の送受信を示す図

【図11】従来の超音波診断装置における超音波ビーム偏向を示す説明図

【発明を実施するための形態】

【0027】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置について、図面を参照しながら説明する。

【0028】

(第1の実施の形態)

50

図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る超音波診断装置 1 の構成を示すブロック図である。探触子 2 は、電気パルス（駆動信号）を超音波パルスに変換し、被検体（図示せず）内に送信するとともに、被検体から反射した超音波を受信して電気信号（受信信号）に変換する。フロントエンド 3 は、駆動信号を生成し、受信信号に対して信号加算、増幅などの処理を行なう。バックエンド 4 は、フロントエンド 3 から出力された信号に対して検波や輝度変調、走査変換などの信号処理を行なう。表示部 5 はバックエンド 4 からの出力信号を画像として表示する。

【0029】

図 2 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 の探触子 2 およびフロントエンド 3 の構成を示すブロック図である。探触子 2 には、振動子 11a ~ 11h が配置されている。振動子 11a ~ 11h は、駆動信号が印加されると超音波を出力し、被検体から反射された超音波を受信して受信信号を出力する。

【0030】

フロントエンド 3 は、高耐圧スイッチ 12a ~ 12d と、送信ブロック 6 と、受信ブロック 7 とを有する。高耐圧スイッチ 12a ~ 12d は、8 個の振動子 11a ~ 11h のうち連続した 4 個の振動子を送信ブロック 6 または受信ブロック 7 に接続することが可能である。送信ブロック 6 は、送信パルス発生器 13a ~ 13d と、トリガ発生回路 14 とを有する。トリガ発生回路 14 は、振動子ごとの送信タイミングに応じた遅延時間が加算されたトリガ信号を生成する。送信パルス発生器 13a ~ 13d は、トリガ信号を増幅して高圧の駆動信号を生成する。

【0031】

受信ブロック 6 は、リミッタ 15a ~ 15d と、クロスポイントスイッチ 16 と、ゲイン可変アンプ 17a、17b と、A/D 変換器 18a、18b と、ビームフォーマ 19 とを有する。リミッタ 15a ~ 15d は、高圧の送信パルスから後段の回路を保護する。クロスポイントスイッチ 16 は、リミッタ 15a ~ 15d から出力された信号のうちビームフォーマ 19 により加算される遅延量が同じ信号を加算する。ゲイン可変アンプ 17a、17b は、クロスポイントスイッチ 16 から出力された信号を適度な振幅となるように増幅する。A/D 変換器 18a、18b は、ゲイン可変アンプ 17a、17b から出力された信号をデジタル信号に変換する。ビームフォーマ 19 は、変換されたデジタル信号を遅延し、加算して、1 つの信号として出力する。

【0032】

次に、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 の超音波画像の取得動作について説明する。図 3 は、体表 21 に配置された探触子 2 の振動子 11a ~ 11h と、血管壁 22、超音波ビーム 23 との位置関係を示す図である。血管壁 22 は、体表 21 面に対して角度 θ だけ傾いている。

【0033】

角度 θ は、例えば、B モード画像における境界抽出を行なうことにより、血管壁の方向から求められる。この B モード画像は、血管壁の方向さえ弁別できればよいため、血管壁に垂直に音響ビームが入射し、反射する必要はなく、フォールドオーバを用いた方法で撮影しても十分目的を達成することが可能である。

【0034】

また、上記 B モード画像を見ながら操作者が定めることも可能であり、例えばトラックボールなどを用いて画像上に線を引き、その傾きからでも角度 θ は求められる。

【0035】

本実施の形態においては、図 3 に示すように、血管壁 22 上のビーム集束点 F に向けて、送信ビームを照射する。このとき、集束点 F における血管壁 22 の面に垂直な方向に対し θ の角度を持たせるように、言い換えれば振動子 11a ~ 11h の配列方向に垂直な方向に対して 2θ の角度となるように、送信開口の位置と送信ビームの照射方向とを決める。

【0036】

このようにして、血管壁 2 2 上の集束点 F に向けて超音波を照射すると、鏡面反射により入射角と反射角とが等しくなる方向に反射されるために、反射信号は体表面（振動子の配列方向）に対し、垂直に返ってくる。したがって、受信信号の処理を、対称性を用いたフォールドオーバーなビームフォーマを用いて行なうことが可能となる。

【0037】

体表 2 1 面の方向と血管壁 2 2 の方向とのなす角が小さい場合には、送信の開口と受信の開口との位置がほぼ等しい。このため、送信の際に用いた振動子を用いて受信を行なうことができる。

【0038】

一方、体表 2 1 面の方向と血管壁 2 2 の方向が平行から大きくずれている場合には、送信の開口と受信の開口の位置が大きくずれる。この場合には、高耐圧スイッチ 1 2 a ~ 1 2 d を、まず送信の開口に設定し、送信パルスを生成する。図 3 の場合には、振動子 1 1 b ~ 1 1 e を送信の開口とする。次に、高耐圧スイッチ 1 2 a ~ 1 2 d を切り換えて受信の開口に設定し、血管壁 2 2 からの信号を受信、処理する。図 3 の場合には、振動子 1 1 e ~ 1 1 h を受信の開口とする。

【0039】

一般に、頸部の体表から血管壁までの距離は 1 c m 程度はあり、送信パルスの照射から、血管壁のエコー受信までには十数マイクロ秒程度の時間がある。高耐圧スイッチは、十数マイクロ秒程度の時間で切り替え可能であるので、このような操作が可能となる。

【0040】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置は、体表 2 1 面と血管壁 2 2 とが平行でなくても、フォールドオーバーを用いることができる。このため、回路規模を小さくすることができる。

【0041】

なお、本実施の形態では、振動子が 8 個の場合について説明したが、8 個以上であってもよい。振動子の数を増やすことにより、体表と血管壁とのなす角が大きい場合においてもフォールドオーバーによる超音波画像を取得することができる。

【産業上の利用可能性】

【0042】

本発明は、体表に対して平行でない血管壁に対してもフォールドオーバーのフロントエンドを用いても血管壁からの良好な受信信号を得ることができるという効果を有し、血管壁を観察する安価なフロントエンドを備えた超音波診断装置等として有用である。

【符号の説明】

【0043】

- 1 超音波診断装置
- 2 探触子
- 3 フロントエンド
- 4 バックエンド
- 5 表示部
- 6 送信ブロック
- 7 受信ブロック
- 1 1 a ~ 1 1 h 振動子
- 1 2 a ~ 1 2 d 高耐圧スイッチ
- 1 3 a ~ 1 3 d 送信パルス発生器
- 1 4 トリガ発生回路
- 1 5 a ~ 1 5 d リミッタ
- 1 6 クロスポイントスイッチ
- 1 7 a、1 7 b ゲイン可変アンプ
- 1 8 a、1 8 b A / D 変換器
- 1 9 ビームフォーマ

10

20

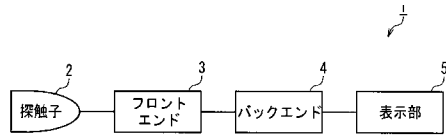
30

40

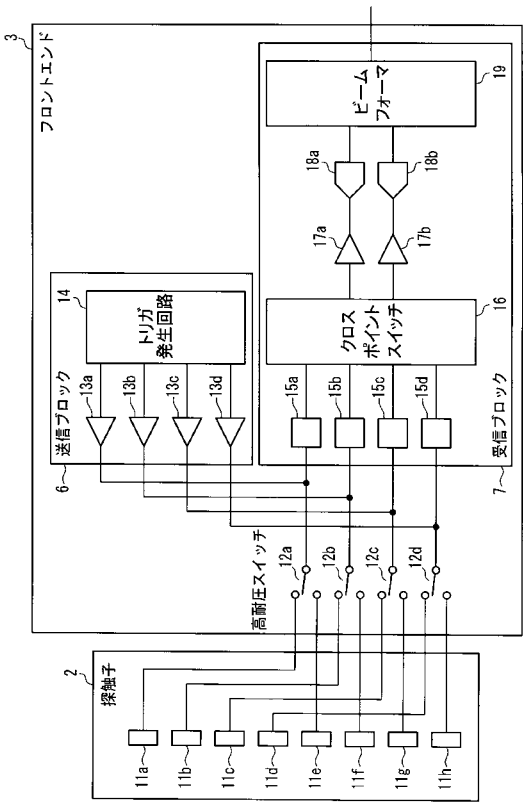
50

- 2 1 体表
- 2 2 血管壁
- 2 3 超音波ビーム

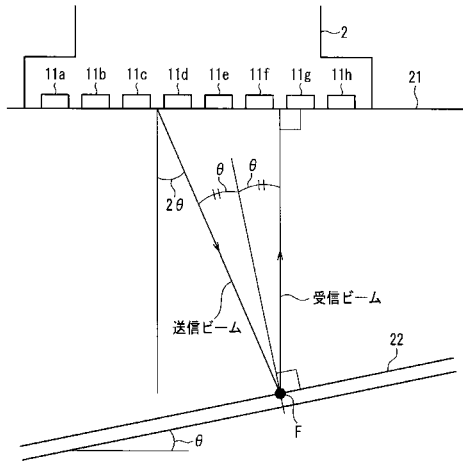
【 図 1 】



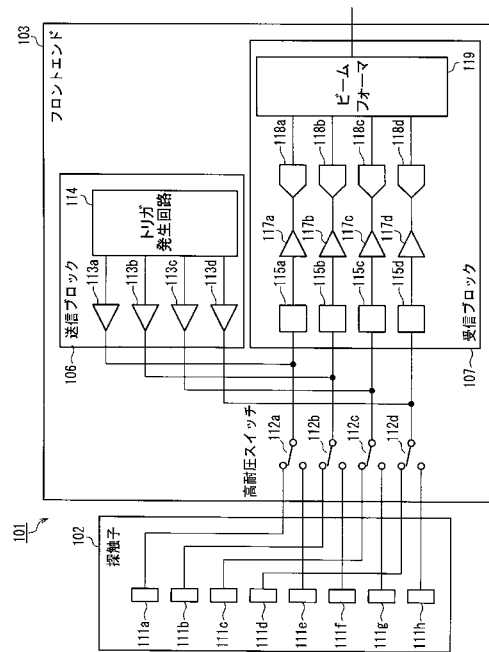
【 図 2 】



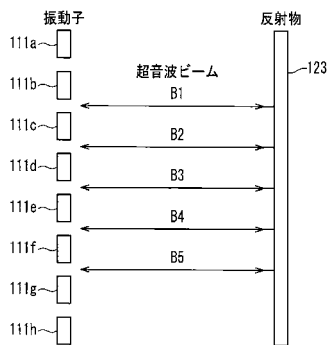
【図 3】



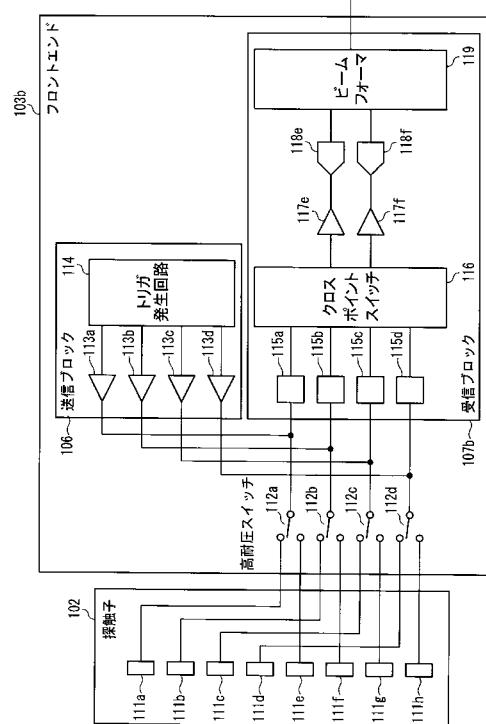
【図 4】



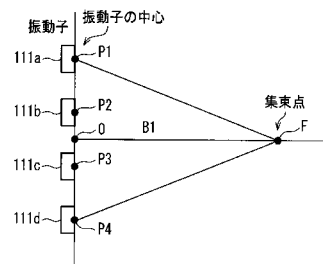
【図 5】



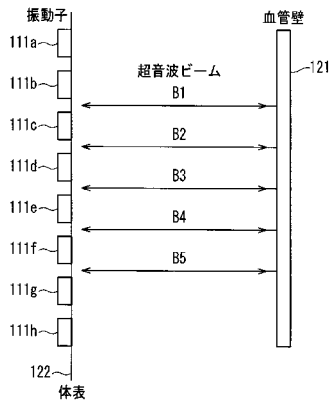
【図 7】



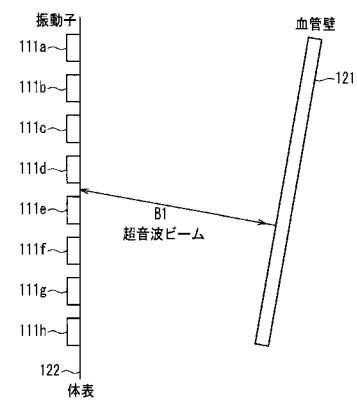
【図 6】



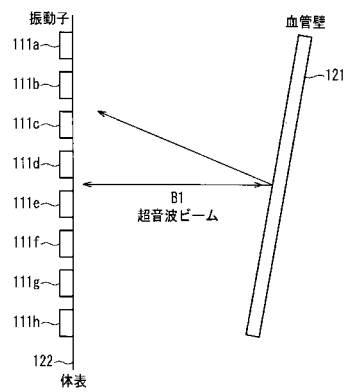
【図 8】



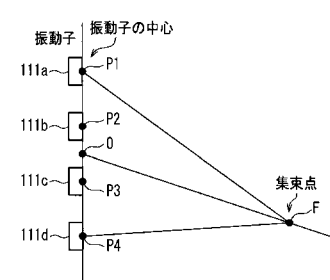
【図 10】



【図 9】



【図 11】



フロントページの続き

【要約の続き】

【選択図】図3

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011024886A	公开(公告)日	2011-02-10
申请号	JP2009175498	申请日	2009-07-28
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	西垣森緒		
发明人	西垣 森緒		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB07 4C601/DD14 4C601/EE12 4C601/GB04 4C601/HH31 4C601/KK44		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其具有可在折叠超声波束的同时折叠的前端。解决方案：超声诊断设备包括：多个振动器，用于向对象发送/接收超声波束；高耐压开关，用于选择振动器中用于发送/接收的多个振动器；多个脉冲振荡器，用于驱动由高耐压开关选择的振动器；触发产生电路，用于控制脉冲振荡器的脉冲产生定时；开关，用于在由高耐压开关选择的振动器获得的多个接收信号中，对与光束轴对称的振动器的信号相加；和波束形成器，用于执行从开关输出的信号的延迟相加。该装置还包括角度获取部分，用于获取由对象的反射表面的方向和振动器的对准方向形成的角度 θ 。触发产生电路执行控制以相对于垂直于对准的振动器的对准方向的线以 2θ 的角度将超声波束反射到反射表面。Ž

