

(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 - 175032

(P2003 - 175032A)

(43)公開日 平成15年6月24日(2003.6.24)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テ-マ-コード* (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2001 - 376638(P2001 - 376638)

(22)出願日 平成13年12月11日(2001.12.11)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 押木 光博

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

(72)発明者 佐藤 裕

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

(74)代理人 100083552

弁理士 秋田 収喜

最終頁に続く

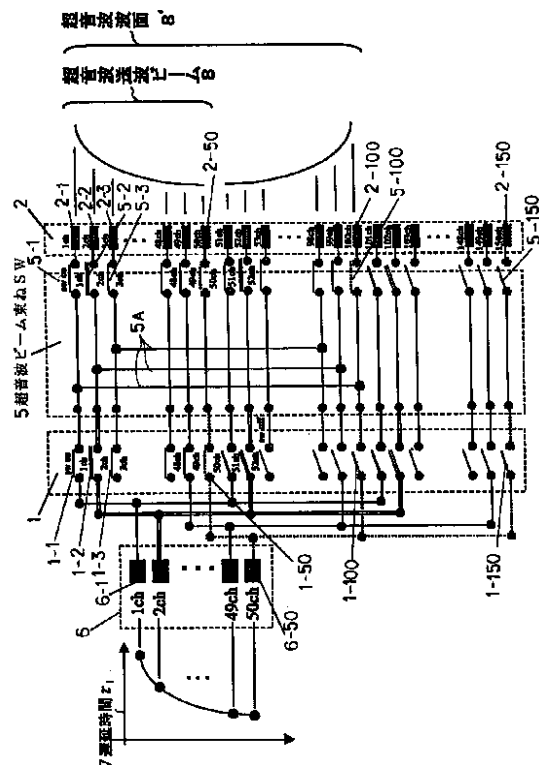
(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波診断装置の小型化を図る。超音波診断装置の精度を向上する。

【解決手段】 短冊状に配置された超音波振動子と、前記各超音波振動子に接続された素子選択スイッチと、前記選択された超音波振動子を駆動して被検体に向けて超音波を送波する送波回路と、被検体からの超音波エコーを前記超音波振動子で受波して受波処理する受波回路とを有し、前記被検体の断層像を得る超音波診断装置において、前記超音波振動子と前記送受波回路の間に、遅延量が対称となる超音波振動子を束ねるスイッチを備えたものである。

図 6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 短冊状に配置された超音波振動子と、前記各超音波振動子に接続された振動子（素子）選択スイッチと、前記選択された超音波振動子を駆動して被検体に向けて超音波を送波する送波回路と、被検体からの超音波エコーを前記超音波振動子で受波して受信処理する受波回路とを有し、前記被検体の断層像を得る超音波診断装置において、前記超音波振動子と前記送受波回路の間に、遅延量が対称となる超音波振動子を束ねるスイッチを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【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、短冊状に配置された超音波振動子（以下、単に振動子と呼ぶ）と、前記各振動子に接続された振動子（素子）選択スイッチと、前記選択された振動子を駆動して被検体に向けて超音波を送波する超音波送波回路

（以下、単に送波回路と呼ぶ）と、被検体からの超音波エコーを前記振動子で受波して受信処理する超音波受波回路（以下、単に受波回路と呼ぶ）とを有し、前記被検体の断層像を得る超音波診断装置に適用して有効な技術に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来の超音波診断装置においては、その高画質化のためには、測定対象をいかに細かく分解して画像化できるか（空間分解能）が重要となる。空間分解能には大きく分けて、超音波ビーム（以下、単にビームと呼ぶ）を走査する方向の分解能である方位分解能と、超音波が伝搬する方向の伝搬方向分解能である距離とが挙げられる。

【0003】前記方位分解能の向上には、数 1 の式で与えられるビーム幅 d を細くすればよいことが知られている。

【0004】

$$\text{【数 1】} \quad d = 1.2 \lambda F / D \quad (\text{但し } -12 \text{ dB の点})$$

数 1 の式において、 D は超音波波長送受波の口径（振動子群の口径）、 F はビームの焦点距離、 λ は超音波波長である。

【0005】前記方位分解能の向上に必要であるビーム径を細くするためには、前記数 1 の式からわかるように、口径が大きければよいことになる。

【0006】例えば、100 チャネル（ ch ）を用いてビームを作ることができる超音波装置は、50 ch でビームを作る超音波装置に比べ、ビーム幅を半分にできるため、より高画質な診断画像を求めることができる。

【0007】従来の超音波診断装置では、任意の送受波口径に対応して振動子（素子）群を高圧切替スイッチ（以下、高圧切替 SW と呼ぶ）により選び、順次それを走査しながらビームを振り、送受波を行っている。したがって、全振動子（素子）に対して独立な送受波回路が必要となる。

【0008】

【発明が解決しようとしている課題】しかしながら、全振動子（素子）に送受波して信号処理を行う送受波回路を用意すると、電気部品、ケーブル等大変数になるため、一般に各送受波回路は送受波口径に対応した数だけ用意する。それらの送受波回路と探触子の各振動子（素子）間に高圧切替 SW を介することで回路規模の縮小を図っているが、高画質化のために口径を増やして大きくすることは、増やした分だけの送受波回路が別途必要となるため、必然的に送受波回路数の増加につながり、装置が大型となるという問題があった。

【0009】本発明の目的は、超音波診断装置の小型化を図ることが可能な技術を提供することにある。

【0010】本発明の他の目的は、超音波診断装置の精度を向上することが可能な技術を提供することにある。

本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。

【0011】

【課題を解決するための手段】本願において開示される発明の概要を簡単に説明すれば、下記のとおりである。本発明は、短冊状に配置された振動子と、前記各振動子に接続された各振動子（素子）選択スイッチと、前記選択された振動子を駆動して被検体に向けて超音波を送波する送波回路と、被検体からの超音波エコーを前記振動子で受波して受信処理する受波回路とを有し、前記被検体の断層像を得る超音波診断装置において、前記振動子と前記送受波回路の間に、遅延量が対称となる振動子を束ねるスイッチを備えたことを特徴とする。

【0012】本発明によれば、前記振動子と前記送受波回路の間に、遅延量が対称となる振動子を束ねるスイッチを設けることにより、ビームの対称性を利用して、送受波回路数を増やすこと無しに、口径が倍の受波ビームの形成が可能となる。

【0013】本発明のポイントは、具体的にはビームの対称性に着目し、ビームの中心を基準に対称関係にある振動子はビーム束ねスイッチによりつなぎ、振動子（素子）を 1 ch の送受波回路により受け持たせる回路を提供し、送受波回路数を増やすことなく口径を倍にでき、診断画像の高画質化を達成するものである。これにより、探触子コネクタと送受波回路間に前記ビーム束ね SW を接続するだけで、従来の超音波診断装置においても口径を倍にすることが可能となる。

【0014】以下、本発明について、発明の実施の形態（実施例）とともに図面を参照して詳細に説明する。なお、発明の実施例を説明するための全図において、同一

機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0015】

【発明の実施の形態】本発明の一実施形態の超音波診断装置においては、例えば、50chの送受波回路構成にて100chの口径を有するシステムを考える。

【0016】図1及び図2は本発明の一実施形態の超音波診断装置の高圧切替SWを説明するための回路図、図3は本実施形態の超音波診断装置の高圧切替SWを説明するためのコンベックス探触子送波電子フォーカス点、図4は本発明の一実施形態の超音波診断装置のビーム束ねSWの概略構成を示す回路図である。図1乃至図4において、100は超音波探触子（以下、単に探触子と呼ぶ）、200は超音波診断装置本体、300はケーブル、1は超音波診断装置の高圧切替SW、2は振動子群、2-1～2-150、2iはそれぞれ振動子（素子）、3は送受波回路群、3-1～3-50はそれぞれ送受波回路、4はコンベックス探触子の送波電子フォーカス点、1ch～50chはそれぞれのチャンネル番号、 D_f は振動子表面とフォーカス点までの直線距離、2iはi番目の振動子、Rは探触子群2の曲率半径、 θ_i は口径中心とi番目の振動子とのなす角である。

【0017】前記探触子100と送受波回路群3の接続には、図1に示すように、高圧切替SW1を介して行っている。十分に広い診断画像視野確保のため、探触子100内には百数十の振動子（2-1～2-n）が並べられている。高圧切替SW1は、例えば、50chの送受波回路3-1～3-50を全ての振動子2-1～2-150に電氣的に接続し、ビームを走査するために必要なSWである。例えば、150chの振動子2-1～2-150を有する探触子100を50chの送受波回路3-1～3-50を用いて、ビームの形成を行うことを考える。図1に示すように、従来は150chの振動子群2を50chの送受波回路群3で受け持つため、1chの送受波回路で3chの振動子を受け持っている。どの振動子を用いて超音波ビームを送受波するかは、高圧切替SW1により決定される。

*【0018】したがって、振動子2-1～2-50の50chでビームを送受波する際には、図1に示すように、送受波回路群3の送受波回路3-1（1ch）と振動子群2の振動子2-1（1ch）、送受波回路3-2（2ch）と振動子群2の振動子2-2（2ch）とが電氣的に接続されるよう高圧切替SW1が動作し、送受波回路3-3～3-50（3ch～50ch）のそれぞれに対応する振動子2-3～2-50（3ch～50ch）が電氣的に順次接続されるよう高圧切替SW1が動作する。

【0019】次に、1素子ずらして振動子2-2～2-51を用いて超音波ビームを送受波する際には、図2に示すように、送受波回路3-1（1ch）と振動子群2の振動子2-51（51ch）、送受波回路3-2（2ch）と振動子群2の振動子2-51（51ch）とがそれぞれ電氣的に接続されるよう高圧切替SW1が動作する。

【0020】同様に送受波回路3-3～3-50（3ch～50ch）のそれぞれに対応する振動子2-51～2-100（51ch～100ch）が電氣的に順次接続されるよう高圧切替SW1が動作する。

【0021】同様に送受波回路3-3～3-50（3ch～50ch）のそれぞれに対応する振動子2-101～2-150（101ch～150ch）が電氣的に順次接続されるよう高圧切替SW1が動作する。

【0022】このように、高圧切替SW1を順次切り替えることより、ビームを束ねながら送受波位置を変化させていくため、従来の方法では口径と等しい送受波回路3-1～3-50が必要となる。

【0023】ここで、画像生成における電子フォーカス技術を用いた、各振動子に与えられる送受波信号の関係について、コンベックス探触子を例に考える。

【0024】図3に電子フォーカスと各振動子に与えられる送波信号の関係を示す。送波フォーカスは、送波開口内における振動子の駆動遅延時間をフォーカス点4に波面が一致するように設定して実現されることが知られている。ここで、i番目の振動子2iに与えられる遅延時間 τ_i は数2の式で与えられることが知られている。

【0025】

$$\text{【数2】} \quad \tau_i = \{ (D_f^2 + R^2 \sin^2 \theta_i)^{1/2} - D_f \} / c$$

前記数2の式において、 D_f は振動子表面とフォーカス点までの直線距離、Rは探触子の曲率半径、 θ_i は口径中心とi番目の振動子とのなす角をそれぞれ表す。

【0026】本発明では、前記数2の式及び図3からわかるように、ビーム形成に使用している各振動子には、ビームの端からビーム中心に向けて遅延時間 τ_i がだんだんと少なくなるように、さらに、ビームの中心に対して左右対称な送波信号が与えられていることが分かる。

【0027】また、受波信号におけるフォーカシングについても同様のことが言え、ビーム中心に対して、左右対称になるように各振動子には遅延時間 τ_i をもって、

超音波ビームの受波が行われる。

【0028】これより、超音波送受波ビームの形成には、各振動子2-1～2-nに対して独立な送受波回路を設ける必要はなく、図4に示すように、送受波回路群3の送受波回路1個（1ch）で超音波ビームを形成する時に左右対称の位置関係にある振動子を同時に駆動すればよいことになる。例えば、図4において、送受波回路3-1を振動子2-1と振動子2-50へ、送受波回路3-2を振動子2-2と振動子2-49へ、送受波回路3-25を振動子2-25と振動子2-26へ、というように電氣的に接続する。すなわち、本発明によれば、50ch

の開口幅を有するビーム形成には 25ch の送受波回路のみで十分であり、言い方を換えれば、従来と同数の送受波回路 50ch でその倍の 100ch の口径を有するビームの送受波が可能となる。

【0029】(実施例 1) 図 5 は本発明の実施例 1 の超音波診断装置の概略構成を説明するための模式ブロック図、図 6 は本実施例 1 の高圧切替 SW を用いた場合の超音波診断装置の概略構成を示す回路図である。

【0030】本実施例 1 の超音波診断装置は、図 5 に示すように、送受波回路群 3 と振動子群 2 との間に口径移動のための高圧切替 SW 1 があり、該高圧切替 SW 1 と振動子群 2 との間にビーム束ね SW 5 を設けたものである。このビーム束ね SW 5 は、図 6 に示すように、口径移動する高圧切替 SW 1 により、口径の半分 n 毎に共通接続され、さらに、例えば、シャパー線 5A によるクロスポイント SW 等により遅延量が対称となる振動子(素子)同志が接続される構成になっている。

【0031】ここで、送受波回路群 3 の ch 数は、1 本のビームを形成するために使用する口径を形成する振動子(素子)数 m の半分 n ($n = m/2$) となる。送受波回路群 3 の 1ch は、口径移動する高圧切替 SW 1 により、口径の半分 n 毎に共通接続されており、さらに、ビーム束ね SW 5 により遅延量が対称となる振動子(素子)と接続されるものである。

【0032】前記本実施例 1 の超音波診断装置は、図 6 に示すように、ビーム送波時には、振動子群 2 を駆動するための送波回路 6 と、送波回路 6 とビームを励振する振動子群 2 とを繋ぐ高圧切替 SW 1 と、ビームを束ねるためのビーム束ね SW 5 とからなる。ここでは、送波回路 6 の ch 数が送波ビーム口径の半分に当たる場合について考える。

【0033】図 6 に示すように、送波回路 6-1 ~ 6-50 (1ch ~ 50ch) に遅延時間 τ_i (図 6 の向って左側に符号 7 で示すような関係がある) である信号が入力されたとする。この場合、高圧切替 SW 1-1 (1ch) ~ 1-50 (50ch) とビーム束ね SW 5-1 (1ch) ~ 5-50 (50ch) までは ON の状態であり、送波回路 6-1 (1ch) ~ 6-50 (50ch) まですらに励振された送波信号がそのままの関係で、振動子 2-1 (1ch) ~ 2-50 (50ch) に印加される。

【0034】さらに、これと同時にビーム束ね SW 5-1 (1ch) と 5-100 (100ch)、ビーム束ね SW 5-2 (2ch) と 5-99 (99ch)、ビーム束ね SW 5-3 (3ch) と 5-9 (98ch)、・・・ビーム束ね SW 5-50 (50ch) と 5-51 (51ch) とをそれぞれ電氣的に接続する(例えば、クロスポイント SW などの高圧 SW を用いて実現できる)ことにより、ビーム束ね SW 5-51 ~ 5-100 までは ON し、振動子 2-51 ~ 2-100 には、ちょうど振動子 2-50 と 2-51 の間を中心として、図 6 に示す超音波送

波ビーム 8 と対称になる信号が印加されることになる。

【0035】したがって、全体としては振動子 2-1 ~ 2-100 を口径とする一つの超音波送波ビームが生成されたことになり、図 6 に示す超音波波面 8' のような収束音波が放射され、送波信号回路 50ch で 100ch の送波ビームを形成したと等価な現象が実現できる。

【0036】次に、超音波ビームの口径移動を考える。図 7 には前記図 6 に比べ超音波ビームを 1 アドレスずらした時の動作状況を示す。図 7 において、送信回路 6 に入力される信号は、図 6 の送信回路 6 に入力された遅延時間 τ_i が符号 7 で示される関係のまま 1ch ずれたものとなる。図 6 において、1ch、2ch、・・・、49ch に入力された信号は、2ch、3ch、・・・、50ch へと 1ch ずれ、50ch に入力された遅延時間 τ_i に相当する信号は、図 7 においては 1ch へと入力される。送信回路 6-1 は高圧切替 SW 1-1 (1ch)、SW 1-51 (51ch)、SW 1-101 とそれぞれ電氣的に選択、接続が可能であり、図 7 においては、高圧切替 SW 1-2 (2ch) ~ SW 1-51 (51ch) までは ON され、送信回路 6-1 に入力された信号は高圧切替 SW 1-51 へと入力される。さらに、高圧切替 SW 1 と電氣的に接続された ch の超音波ビーム束ね SW 5-2 ~ SW 5-51 までは ON され、遅延時間 τ_i が符号 7 で示される関係で送信回路 6 に入力された信号によって、振動子 2-2 ~ 2-51 へ超音波送波ビーム 8 に示す信号が印加されることになる。

【0037】さらに、これと同時に超音波ビーム束ね SW 5-2 と SW 5-101、SW 5-3 と SW 5-100、・・・、SW 5-51 と SW 5-52 とをそれぞれ電氣的に接続することにより、超音波ビーム束ね SW 5-52 ~ SW 5-101 までは ON し、振動子 2-52 ~ 2-101 に、振動子 2-2 ~ 2-51 に印加された超音波信号 8 と左右対称になる信号が印加される。したがって、全体としては振動子 2-2 ~ 2-101 を口径とする一つの超音波送波信号が生成されることとなり、前記超音波ビーム束ね SW の操作により本システムにおいて口径移動が可能となる。

【0038】(実施例 2) 図 8 は本発明の実施例 2 の超音波診断装置の概略構成を示す回路図である。本実施例 2 の超音波診断装置は、図 8 に示すように、送波回路 6、高圧切替 SW 1、ビーム束ね SW 5、振動子群 2、送受分離回路 9、及び受波回路 10 より構成される。

【0039】本実施例 2 の超音波診断装置では、ビーム送波は送波 ch 数と等しい口径のビームしか形成できないが、送波回路 6 と振動子群 2 との間にビーム送波とビーム受波とを分離する送受分離回路 9 を設け、ビーム受波側にビーム束ね SW 5 を用いることにより、前記送波回路 6 での効果と同様の効果が受波回路 10 で実現されることになる。すなわち、ビームの左右対称関係にある

振動子 2 i の 2 c h の信号がビーム束ね S W により足し合わされ、1 c h の受波回路 10 へ流れ込み、結果的に口径の半分の受波回路数のみで受波ビームの形成が実現できる。

【0040】本実施例 2 によるスイッチング方法を用いることにより、受波回路数の倍の口径を有するビームが形成されることになる。

【0041】(実施例 3) 図 9 は本発明の実施例 3 の超音波診断装置の概略構成を示す回路図である。本実施例 3 の超音波診断装置は、図 9 に示すように、送波回路 6 ' を振動子群 2 より超音波を発生させるのに必要な高圧パルスが発生する出力段を分離し、低圧部のみで形成する。高圧出力段 11 と送受分離回路 9 は振動子毎に設ける。前記送波回路 6 ' と高圧出力段 11 の間に遅延量が対称となる振動子を束ねながら口径移動を可能とする送波低耐圧ビーム束ね S W (例えばクロスポイント S W を用いる) 12 を設ける。各送波低耐圧ビーム束ね S W 12 は、高圧出力段 11 の前に存在するため、低耐圧、例えば 10 V 程度で済む。また、受波エコーは送受分離回路 9 を通って受波回路 10 に導かれるが、前記送受分離回路 9 と受波回路 10 との間にも受波低耐圧ビーム束ね S W (例えばクロスポイント S W を用いる) 13 を設け、ビームを束ねるとともに口径移動を行う。これにより、送波回路 6 ' 及び受波回路 10 は使用する口径の半分のチャンネル数で済む。

【0042】以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態(実施例)に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態(実施例)に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

【0043】

【発明の効果】本願において開示される発明によって得られる効果は下記の通りである。本発明によれば、ビームの対称性を利用して、超音波送受波回路数を増やすこと無しに、口径が倍の超音波送受波ビームを形成することができるので、超音波診断装置の小型化を図ることができる。また、超音波診断装置の精度を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施形態の超音波診断装置の高圧切

替 S W を説明するための図である。

【図 2】本実施形態の超音波診断装置の高圧切替 S W を説明するための図である。

【図 3】本実施形態の超音波診断装置の高圧切替 S W を説明するためのコンベックス探触子送波電子フォーカスを示す図である。

【図 4】本発明の一実施形態の超音波診断装置のビーム束ね S W の概略構成を示す回路図である。

【図 5】図 5 は本発明の実施例 1 の超音波診断装置の概略構成を説明するための模式ブロック図である。

【図 6】本実施例 1 の高圧切替 S W を用いた場合の超音波診断装置の概略構成を示す回路図である。

【図 7】本実施例 1 の超音波診断装置において口径移動が可能な超音波診断装置の概略構成を示す回路図である。

【図 8】本発明の実施例 2 の超音波診断装置の概略構成を示す回路図である。

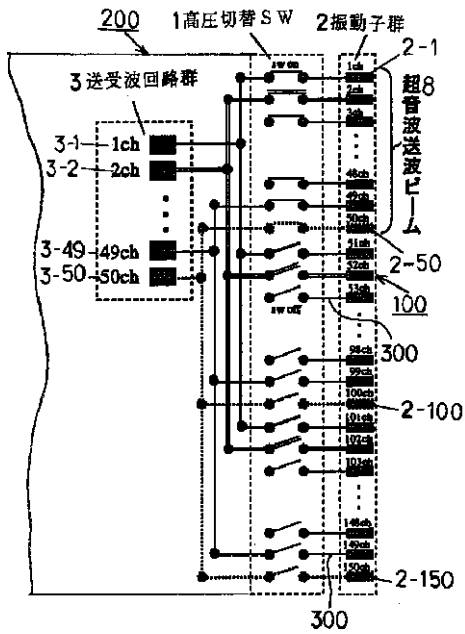
【図 9】本発明の実施例 3 の超音波診断装置の概略構成を示す回路図である。

【符号の説明】

100...超音波探触子	200...超音波診断装置本体
300...ケーブル	1...超音波診断装置の高圧切替 S W
2...振動子群	2-1 ~ 2-150
...振動子(素子)	
3...送受波回路	3-1 ~ 3-50...
送受波回路	
4...送波電子フォーカス点	
1ch ~ 50ch...送受波回路のチャンネル	
D_f ...振動子表面とフォーカス点までの直線距離	
R...探触子群 2 の曲率半径	
θ_i ...口径中心と i 番目の振動子とのなす角	
5...ビーム束ね S W	6、6'...送波回路
7...遅延時間 τ_i	8...超音波送波ビーム
8'...超音波波面	9...送受分離回路
10...受波回路	

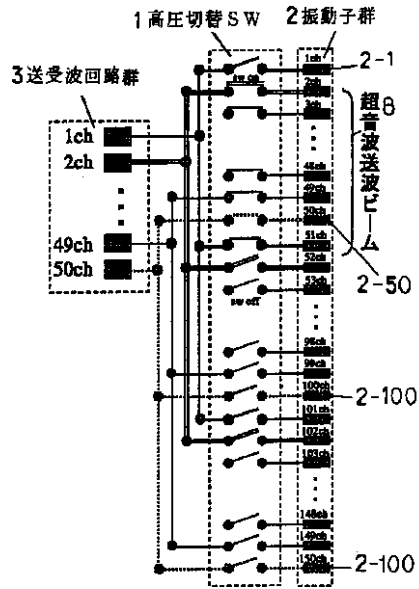
【図1】

図1



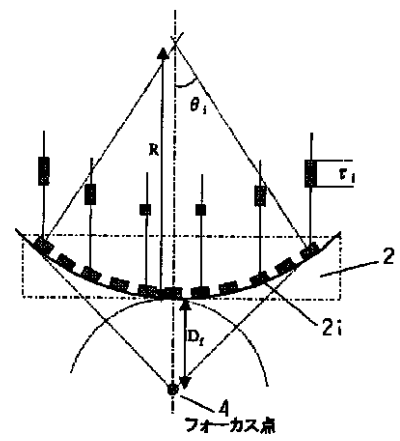
【図2】

図2



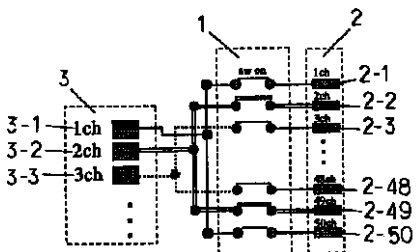
【図3】

図3



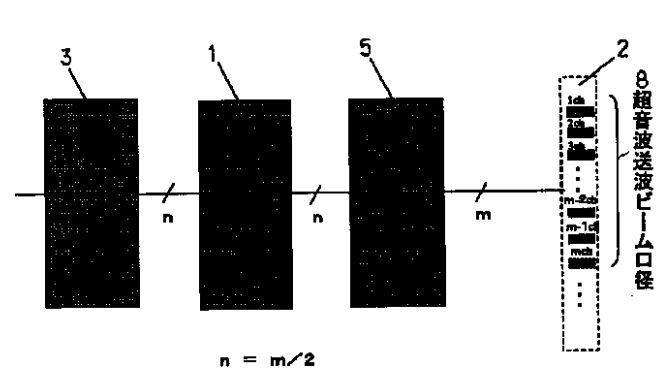
【図4】

図4



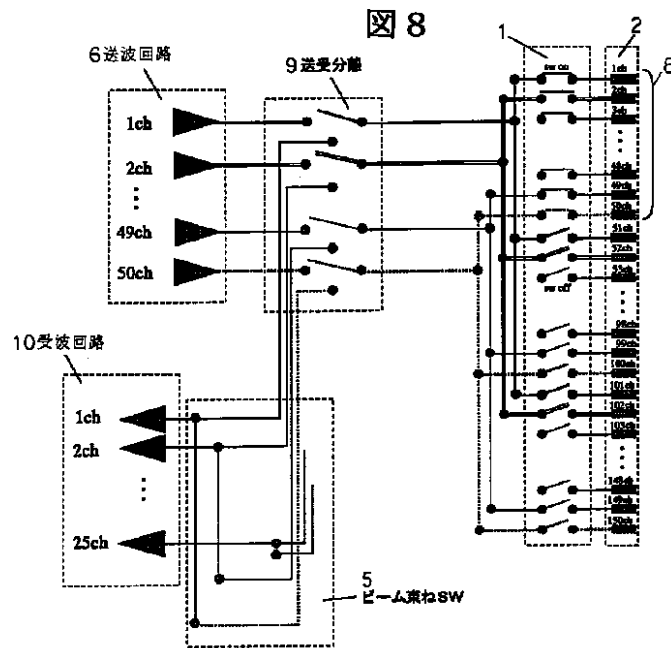
【図5】

図5

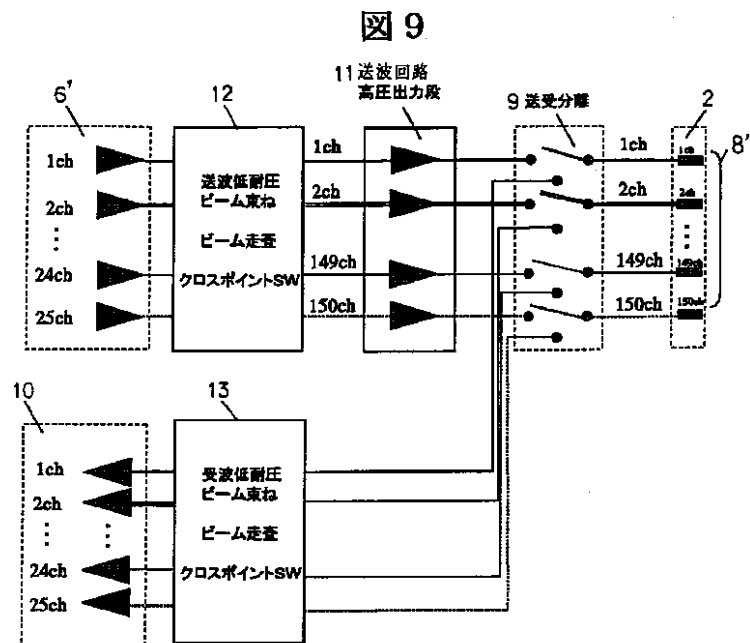


$$n = m/2$$

【図8】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 窪田 純
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) 4C301 AA02 BB24 EE11 EE16 HH13
HH24 HH37 JB29
4C601 BB05 BB06 BB08 EE09 EE13
HH14 HH22 JB01 JB34 JB45

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003175032A	公开(公告)日	2003-06-24
申请号	JP2001376638	申请日	2001-12-11
[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	押木光博 佐藤裕 窪田純		
发明人	押木 光博 佐藤 裕 窪田 純		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB24 4C301/EE11 4C301/EE16 4C301/HH13 4C301/HH24 4C301/HH37 4C301/ JB29 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB08 4C601/EE09 4C601/EE13 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/ JB01 4C601/ JB34 4C601/ JB45 4C601/ HH01 4C601/ JB10		
其他公开文献	JP3999507B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置被小型化。提高超声诊断设备的准确性。 解决方案：带状布置的超声换能器，连接到各个超声换能器的元件选择开关以及用于将选定的超声换能器驱动到对象的超声换能器。 以及一种超声波诊断电路，其获得对象的断层图像，该超声波具有发送电路，该发送电路发送来自对象的超声波，并且该接收电路利用超声波换能器接收并处理来自对象的超声波回波。在该装置中，在超声换能器和发送/接收电路之间提供了一个开关，以使超声换能器具有对称的延迟量。

