

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3999507号
(P3999507)

(45) 発行日 平成19年10月31日(2007.10.31)

(24) 登録日 平成19年8月17日(2007.8.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/00

請求項の数 1 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2001-376638 (P2001-376638)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成13年12月11日(2001.12.11)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2003-175032 (P2003-175032A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成15年6月24日(2003.6.24)	(74) 代理人	100083552
審査請求日	平成16年9月27日(2004.9.27)		弁理士 秋田 収喜
		(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
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【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、

前記振動子選択スイッチと前記送波回路の間に接続され、ビーム送波とビーム受波とを分離する送受分離回路と、

前記送波回路と前記送受分離回路の間に接続され、遅延量が対称となる超音波振動子を共通接続するとともに口径移動をするための送波ビーム共通接続スイッチ回路と、前記送波回路から分離され前記各振動子より超音波を発生させるために必要な高圧パルスを発生する出力段と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

10

20

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】

【数1】

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

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チャンネル（ 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、ケーブル等大変な数になるため、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。

本願発明は、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、

10

20

30

40

50

前記振動子選択スイッチと前記送波回路の間に接続され、ビーム送波とビーム受波とを分離する送受分離回路と、

前記送波回路と前記送受分離回路の間に接続され、遅延量が対称となる超音波振動子を共通接続するとともに口径移動をするための送波ビーム共通接続スイッチ回路と、前記送波回路から分離され前記各振動子より超音波を発生させるために必要な高圧パルスを発生する出力段とを備えたことを特徴とする。

本願発明によれば、前記送波回路と前記送受分離回路の間に、遅延量が対称となる超音波振動子を共通接続するとともに口径移動をするための送波ビーム共通接続スイッチ回路と、高圧パルスを発生する出力段とを備えたことにより、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。

10

【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】

20

図1及び図2は本発明の参考例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は本発明の参考例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を示す図、図4は本発明の参考例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。

30

【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。

40

【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

50

）、送受波回路 3-2 (2 c h) と振動子群 2 の振動子 2-5 1 (5 1 c h) とがそれぞれ電氣的に接続されるよう高圧切替 S W 1 が動作する。

【 0 0 2 0 】

同様にして送受波回路 3-3 ~ 3-5 0 (3 c h ~ 5 0 c h) のそれぞれに対応する振動子 2-5 1 ~ 2-1 0 0 (5 1 c h ~ 1 0 0 c h) が電氣的に順次接続されるよう高圧切替 S W 1 が動作する。

【 0 0 2 1 】

同様にして送受波回路 3-3 ~ 3-5 0 (3 c h ~ 5 0 c h) のそれぞれに対応する振動子 2-1 0 1 ~ 2-1 5 0 (1 0 1 c h ~ 1 5 0 c h) が電氣的に順次接続されるよう高圧切替 S W 1 が動作する。

10

【 0 0 2 2 】

このように、高圧切替 S W 1 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 ~ 3-5 0 が必要となる。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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 $2 i$ 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。

20

【 0 0 2 5 】

【 数 2 】

$$\tau_i = I \{ (D_f^2 + R^2 \sin^2 \theta_i)^{1/2} - D_f \} / c$$

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。

【 0 0 2 6 】

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。

30

【 0 0 2 7 】

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。

【 0 0 2 8 】

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 (1 c h) 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 2-5 0 へ、送受波回路 3-2 を振動子 2-2 と振動子 2-4 9 へ、送受波回路 3-2 5 を振動子 2-2 5 と振動子 2-2 6 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、5 0 c h の開口幅を有するビーム形成には 2 5 c h 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 5 0 c h でその倍の 1 0 0 c h の口径を有するビームの送受波が可能となる。

40

【 0 0 2 9 】

(参考例 1)

図 5 は本発明の参考例 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 は本発明の参考例 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。

50

【0030】

本発明の参考例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SW1があり、該高圧切替SW1と振動子群2との間にビーム束ねSW5を設けたものである。このビーム束ねSW5は、図6に示すように、口径移動する高圧切替SW1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1 ch は、口径移動する高圧切替SW1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SW5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。

10

【0032】

前記本発明の参考例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SW1と、ビームを束ねるためのビーム束ねSW5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(1 ch ~50 ch)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sw1-1(1 ch)~1-50(50 ch)とビーム束ねSW5-1(1 ch)~5-50(50 ch)まではONの状態にあり、送波回路6-1(1 ch)~6-50(50 ch)までに励振された送波信号がそのままの関係で、振動子2-1(1 ch)~2-50(50 ch)に印加される。

20

【0034】

さらに、これと同時にビーム束ねSW5-1(1 ch)と5-100(100 ch)、ビーム束ねSW5-2(2 ch)と5-99(99 ch)、ビーム束ねSW5-3(3 ch)と5-9(98 ch)、・・・ビーム束ねSW5-50(50 ch)と5-51(51 ch)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SW5-51~5-100までを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。

30

【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50 ch で100 ch 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1 ch ずれたものとなる。図6において、1 ch 、2 ch 、・・・、49 ch に入力された信号は、2 ch 、3 ch 、・・・、50 ch へと1 ch ずれ、50 ch 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1 ch へと入力される。送信回路6-1は高圧切替SW1-1(1 ch)、SW1-51(51 ch)、SW1-101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SW1-2(2 ch)~SW1-51(51 ch)までがONされ、送信回路6-1に入力された信号は高圧切替SW1-51へと入力される。さらに、高圧切替SW1と電氣的に接続された ch の超音波ビーム束ねSW5-2~SW5-51までが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。

40

50

【 0 0 3 7 】

さらに、これと同時に超音波ビーム束ねSW5-2とSW5-101、SW5-3とSW5-100、・・・、SW5-51とSW5-52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SW5-52～SW5-101までを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。

【 0 0 3 8 】

(参考例 2)

図8は本発明の参考例2の超音波診断装置の概略構成を示す回路図である。

本発明の参考例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SW1、ビーム束ねSW5、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。

【 0 0 3 9 】

本発明の参考例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SW5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2iの2chの信号がビーム束ねSWにより足し合わされ、1ch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。

【 0 0 4 0 】

本発明の参考例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。

【 0 0 4 1 】

(実施例)

図9は本発明の実施例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を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SW(例えばクロスポイントSWを用いる)12を設ける。各送波低耐圧ビーム束ねSW12は、高圧出力段11の前に存在するため、低耐圧、例えば10V程度で済む。また、受波エコーは送受分離回路9を通して受波回路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SW(例えばクロスポイントSW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。

【 0 0 4 2 】

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。

【 0 0 4 3 】

【 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 】 本発明の参考例の超音波診断装置の高圧切替SWを説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図 2】 本発明の参考例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】 本発明の参考例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】 本発明の参考例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 は本発明の参考例 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】 本発明の参考例 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】 本発明の参考例 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。 10

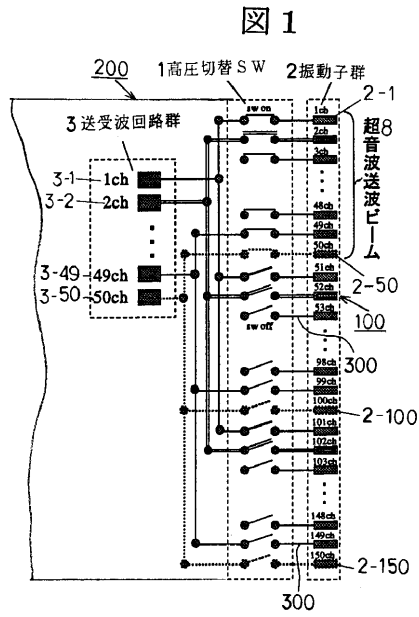
【図 8】 本発明の参考例 2 の超音波診断装置の概略構成を示す回路図である。

【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。

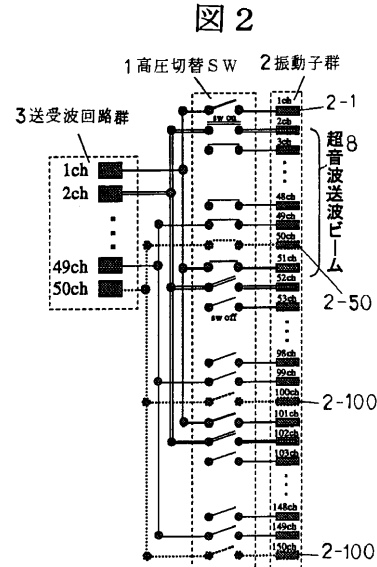
【符号の説明】

1 0 0 ... 超音波探触子	2 0 0 ... 超音波診断装置本体
3 0 0 ... 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 - 1 5 0 ... 振動子 (素子)
3 ... 送受波回路	3 - 1 ~ 3 - 5 0 ... 送受波回路
4 ... 送波電子フォーカス点	
1 c h ~ 5 0 c h ... 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
1 0 ... 受波回路	

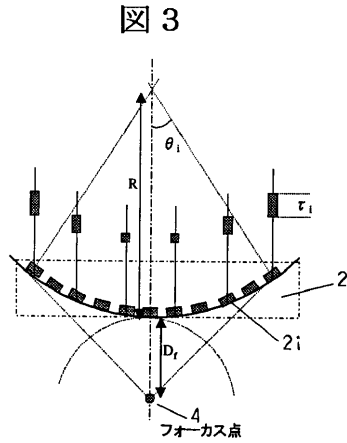
【 図 1 】



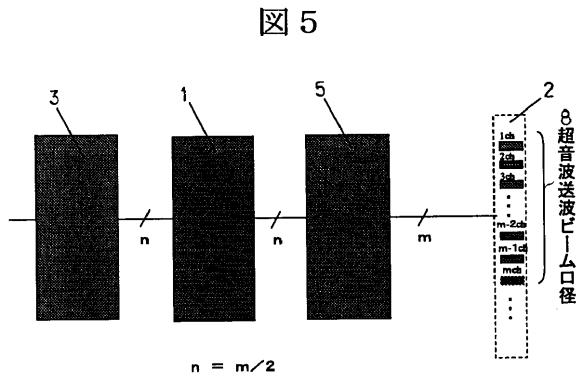
【 図 2 】



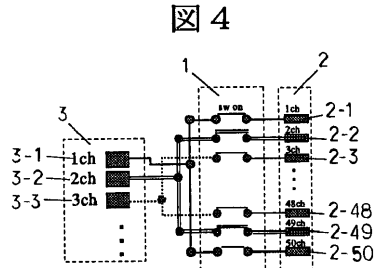
【 図 3 】



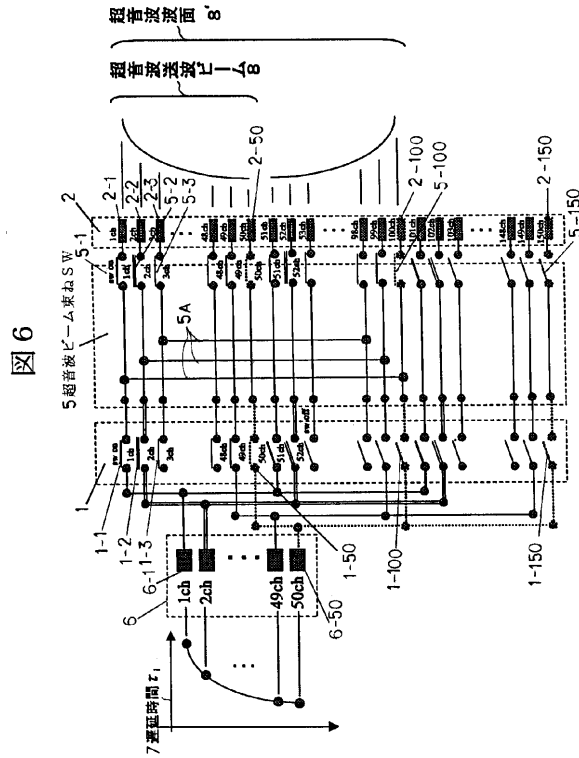
【 図 5 】



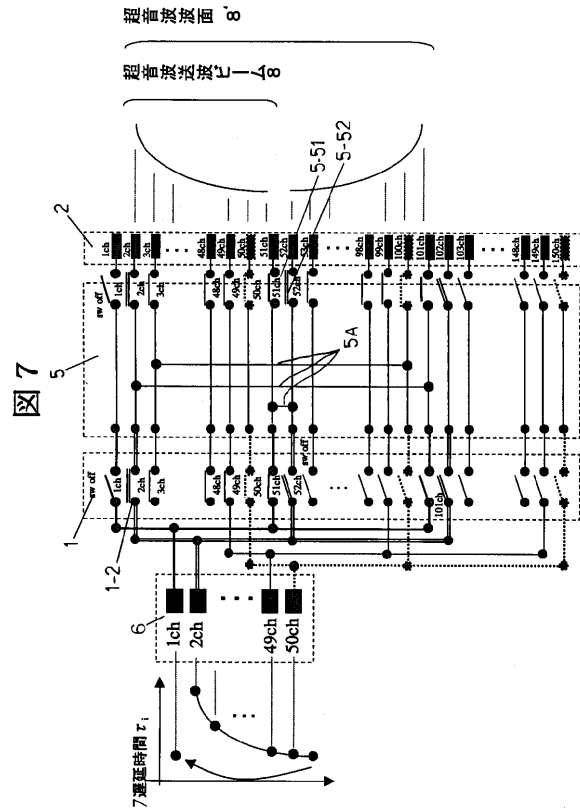
【 図 4 】



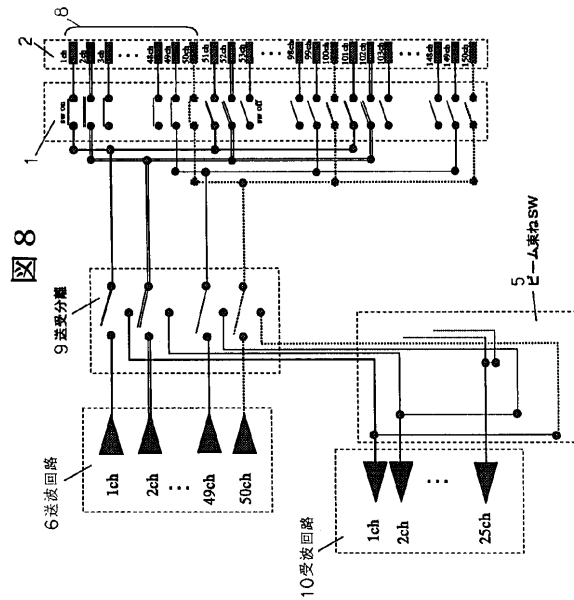
【図 6】



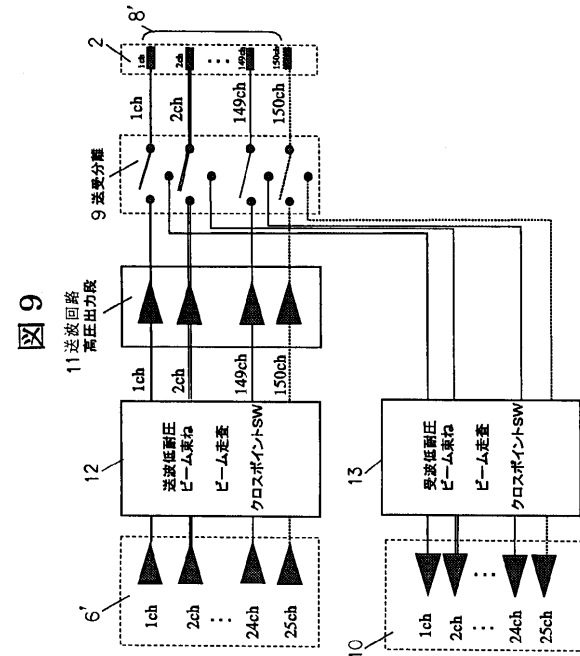
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開昭62 - 83656 (J P , A)
特開平2 - 82952 (J P , A)
特開平2 - 167144 (J P , A)
特開平6 - 237930 (J P , A)
特開平8 - 112279 (J P , A)
特開平9 - 224939 (J P , A)
特開2000 - 152937 (J P , A)
国際公開第00 / 30542 (WO , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3999507B2	公开(公告)日	2007-10-31
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		
当前申请(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/BB29 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB08 4C601/EE09 4C601/EE13 4C601/HH01 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/JB01 4C601/JB10 4C601/JB34 4C601/JB45		
其他公开文献	JP2003175032A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使超声波诊断装置小型化并提高超声波诊断装置的精度。解决方案：超声波诊断装置具有以条带状态布置的超声波换能器，连接到各个超声波换能器的元件选择开关，驱动所选超声波换能器并向患者发送超声波工资的波形传输电路，以及波形接收电路。通过超声换能器接收来自患者的超声回波，以进行波接收处理并获得患者的血压计。在超声换能器和波发送和接收电路之间，提供用于捆绑延迟量对称的超声换能器的开关。Z

図 5

