(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2008-178471

(P2008-178471A)

(43) 公開日　**平成20年8月7日(2008.8.7)**

(51) Int.Cl.		F I			テーマコード（参考）
A61B 8/00	***(2006.01)***	A61B	8/00		4C601
H04R 17/00	***(2006.01)***	H04R	17/00	332B	5D019
		H04R	17/00	330H	

審査請求 未請求　請求項の数 11　ＯＬ　（全 12 頁）

(21) 出願番号　特願2007-12842 (P2007-12842)

(22) 出願日　平成19年1月23日 (2007.1.23)

(71) 出願人　000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目１番１号

(71) 出願人　594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上１３８５番地

(74) 代理人　100058479
弁理士　鈴江　武彦

(74) 代理人　100091351
弁理士　河野　哲

(74) 代理人　100088683
弁理士　中村　誠

(74) 代理人　100108855
弁理士　蔵田　昌俊

最終頁に続く

(54)【発明の名称】２次元アレイ超音波プローブ及び超音波診断システム

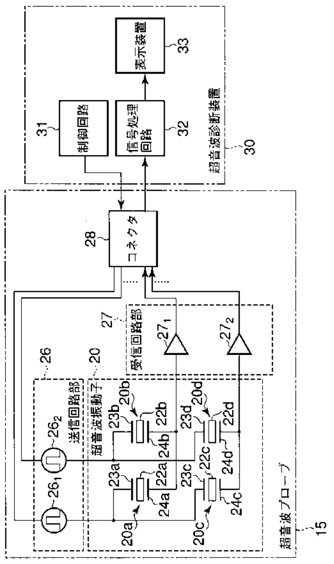
(57)【要約】

【課題】送受信回路の規模を抑えて、グレーティングローブの影響を受けずに高感度な大口径の２次元アレイ超音波プローブ及び超音波診断システムを提供することにある。

【解決手段】２次元アレイ超音波プローブの超音波振動子２０は、互いに直交する第１及び第２の方向に格子状に配列されており、振動素子２２ａ～２２ｄの音響放射面側には音響放射面側電極２３ａ～２３ｄが、背面側には背面側電極２４ａ～２４ｄが設けられている。前記音響放射面側電極２３ａ～２３ｄ及び背面側電極２４ａ～２４ｄのそれぞれには、それぞれ送信回路部２６及び受信回路部２７が独立に接続されている。そして、音響放射面側電極２３ａと２３ｃ、２３ｂと２３ｄが短絡接続されて送信回路２６$_1$、２６$_2$に接続されると共に、背面側電極２４ａと２４ｂ、２４ｃと２４ｄが短絡接続されて受信回路２７$_1$、２７$_2$に接続される。

【選択図】　図１

図１



【特許請求の範囲】
【請求項１】
互いに直交する第１及び第２の方向に格子状に配列され、音響放射面側及び背面側にそれぞれ複数の第１及び第２の電極を有する複数の超音波振動子から成り、
前記複数の第１及び第２の電極のそれぞれにはそれぞれ送信回路及び受信回路が独立に接続され、
前記複数の第１及び第２の電極は、互いに異なる複数の超音波振動子を短絡接続していることを特徴とする２次元アレイ超音波プローブ。
【請求項２】
前記第１及び第２の電極の短絡接続は、それぞれ隣接する少なくとも２つの超音波振動子を短絡するものであって、前記第１の電極により短絡接続された超音波振動子の数と前記第２の電極により短絡接続された超音波振動子の数は等しく、且つ前記第１の電極の長手方向と前記第２の電極の長手方向は互いに直交することを特徴とする請求項１に記載の２次元アレイ超音波プローブ。
【請求項３】
前記複数の第１及び第２の電極の短絡接続は、隣接する２つの超音波振動子を短絡するものであって、それぞれの短絡方向は互いに直交していることを特徴とする請求項２に記載の２次元アレイ超音波プローブ。
【請求項４】
互いに直交する第１及び第２の方向に格子状に配列されるもので、音響放射面側及び背面側にそれぞれ第１及び第２の電極を有する複数の超音波振動子と、
前記複数の超音波振動子それぞれの第１の電極に接続された送信回路と、
前記複数の超音波振動子それぞれの第２の電極に接続された受信回路と、
を具備し、
前記第１及び第２の電極は、互いに異なる超音波振動子を短絡接続していることを特徴とする２次元アレイ超音波プローブ。
【請求項５】
前記第１及び第２の電極の短絡接続は、それぞれ隣接する少なくとも２つの超音波振動子を短絡するものであって、前記第１の電極により短絡接続された超音波振動子の数と前記第２の電極により短絡接続された超音波振動子の数は等しく、且つ前記第１の電極の長手方向と前記第２の電極の長手方向は互いに直交することを特徴とする請求項４に記載の２次元アレイ超音波プローブ。
【請求項６】
前記第１及び第２の電極の短絡接続は、それぞれ隣接する２つの超音波振動子を短絡するものであって、前記第１の電極の短絡方向と前記第２の電極の短絡方向は互いに直交していることを特徴とする請求項５に記載の２次元アレイ超音波プローブ。
【請求項７】
前記第１の電極の短絡接続はそれぞれ隣接する第１の方向に２つ第３の方向に３つの超音波振動子を短絡し、前記第２の電極の短絡接続はそれぞれ隣接する第１の方向に３つ第３の方向に２つの超音波振動子を短絡するものであって、前記第１の電極の長手方向と前記第２の電極の長手方向は互いに直交していることを特徴とする請求項５に記載の２次元アレイ超音波プローブ。
【請求項８】
被検体内の組織情報を得るために該被検体に対して超音波送受を行うための２次元アレイ超音波プローブを有する超音波診断システムに於いて、
前記２次元アレイ超音波プローブは、
互いに直交する第１及び第２の方向に格子状に配列されるもので音響放射面側及び背面側にそれぞれ複数の第１及び第２の電極を有し、前記複数の第１の電極及び第２の電極にはそれぞれ送信回路及び受信回路が接続され、且つ、前記第１及び第２の電極は互いに異なる超音波振動子を短絡接続している

ことを特徴とする超音波診断システム。

【請求項９】

前記２次元アレイ超音波プローブの前記第１及び第２の電極の短絡接続は、それぞれ隣接する少なくとも２つの超音波振動子を短絡するものであって、前記第１の電極により短絡接続された超音波振動子の数と前記第２の電極により短絡接続された超音波振動子の数は等しく、且つ前記第１の電極の長手方向と前記第２の電極の長手方向は互いに直交することを特徴とする請求項８に記載の超音波診断システム。

【請求項１０】

前記第１及び第２の電極の短絡接続は、それぞれ隣接する２つの超音波振動子を短絡するものであって、前記第１の電極の短絡方向と前記第２の電極の短絡方向は互いに直交していることを特徴とする請求項９に記載の超音波診断システム。

【請求項１１】

前記第１の電極の短絡接続はそれぞれ隣接する第１の方向に２つ第３の方向に３つの超音波振動子を短絡し、前記第２の電極の短絡接続はそれぞれ隣接する第１の方向に３つ第３の方向に２つの超音波振動子を短絡するものであって、前記第１の電極の長手方向と前記第２の電極の長手方向は互いに直交していることを特徴とする請求項９に記載の超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、人体に超音波を送信して反射波を受信し、波形を処理して画像上に断層表示し、診断に供する超音波診断装置に関するものであって、特に、リアルタイムで３次元像が観察できる超音波診断装置に接続される２次元アレイ超音波プローブ及び超音波診断システムに関するものである。

【背景技術】

【０００２】

超音波プローブに於いて、２次元格子状に素子を配列した２次元アレイ振動子がある。図９は、従来の２次元アレイ振動子の構成を示す斜視図である。

【０００３】

図９に於いて、２次元アレイ振動子１は、パッキング部材２上に超音波振動子３が２次元の格子状に配列されて構成されている。そして、該振動子３の音響放射面側及びパッキング側には、それぞれ複数の電極が密着して形成され、図示されない送受信回路に接続されている。そして、更に音響放射面側には、図示されない音響整合層、音響レンズまたは、生体接触部材等の音響部材が配されている。

【０００４】

図１０は、従来の超音波診断装置のシステム構成を示すブロック図の例である。

【０００５】

前記システムは、超音波プローブ５と超音波診断装置１１より構成されるもので、超音波プローブ５内には、２次元アレイ振動子１、送受信分離回路６、送信回路７、受信回路８、コネクタ９を有し、超音波診断装置１１側は制御回路１２、信号処理回路１３、表示装置１４を有している。

【０００６】

そして、各振動子１からの信号線には、超音波プローブ５内または超音波診断装置１１内で、それぞれ送信回路（パルサ）７、受信回路（レシーバ）８が接続されている（図１０の例では超音波プローブ５側）。診断装置１１内では、信号処理回路１３にてレシーバ８で受け取った信号をＡ／Ｄ変換し、例えば、包絡線検波後に断層像をＣＲＴモニタ等の表示装置１４に表示することが可能である。更に、２次元アレイ振動子では３次元的に任意の方向に超音波を送受信できるので、任意の断面の断層像に変換して表示したり、３次元レンダリング処理を行ってリアルタイムで３次元像を表示することもできる。

【０００７】

従来の１次元アレイ振動子では、短冊状の振動子を１次元に配列するため、その素子数は約１００素子である。これに対し、２次元アレイ振動子では、素子数が数千にもなり、プローブケーブルに全素子の信号線を通すことは、ケーブル径を大きくしてしまい、操作性が悪化する。そのため、超音波プローブ内に送受信回路を設けることが多い。

【０００８】

２次元アレイ振動子の各素子には、音響放射面側及び背面側に電極が密着される。通常の構成に於いては、音響放射面側の電極は全素子共通接続とし、背面側の電極を独立として、送信、受信の分離回路を介して、送信回路、受信回路に接続される。その場合、送信パルスの電圧は一般に１００Ｖ以上となり、一般的な低電圧用プロセスで製造したＩＣでは、耐電圧上の問題が生じる。

【０００９】

そこで、高耐圧用の特殊なプロセスで製造するＩＣにより送信、受信分離回路を製造することになる。したがって、高価であると同時に、実装面積や消費電力が増大するため、プローブ外形の大型化による操作性悪化や、温度上昇を一定値以下に抑えて安全性を確保するために、送信電圧を下げて感度を落とさざるを得ないといった、画質上の問題が生じる。

【００１０】

そこで、図１１に示されるように、振動子１の放射面側の電極１ａと背面側の電極１ｂに、それぞれ送信回路７、受信回路８を接続し、送信時は受信回路８を短絡状態に、受信時は送信回路７を交流的に短絡状態にすることで、送信回路７と受信回路８を分離する超音波プローブ１５の技術が、例えば下記特許文献１に開示されている。この技術によれば、振動子そのものにより送信、受信回路の分離ができるため、受信回路には低耐圧のプロセスによる安価なＩＣを使用することができ、また、送信、受信分離回路が必要ないため、実装スペース、消費電力を抑制することができる。

【特許文献１】特開２００４－４１７３０号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１１】

しかしながら、前記特許文献１に記載の技術を用いても、素子数分の送信回路及び受信回路は必要であり、プローブ内の回路規模の増大を避けるためには、一定値以下に総素子数を制限する必要がある。

【００１２】

一般に、高分解能を得るためには、周波数を高くするか、口径を大きくする必要がある。ところが、一定以下の素子数で何れかの方策を採ろうとしても、結果として周波数と素子ピッチの積は大きくなり、意図する方向以外への送受信であるグレーティングローブが増大するため、高分解能を得るために、高周波化や大口径化ができないという課題を有している。

【００１３】

送受信回路の数を制限し、大口径を得る方法として、間引きによって一定のチャンネル数のみを送受信回路と接続する技術（スパースアレイ）もある。しかしながら、開口面積に対して送受信の有効面積が減少するために、感度が落ちたり、一定の方向ではないもののグレーティングと同原理で発生する多方向へのサイドローブにより、分解能が低下するといった課題を有している。

【００１４】

したがって本発明の目的は、送受信回路の規模をできる限り抑えつつ、グレーティングローブの影響を受けずに高感度な大口径の２次元アレイ超音波プローブ及び超音波診断システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【００１５】

すなわち本発明は、互いに直交する第１及び第２の方向に格子状に配列され、音響放射

面側及び背面側にそれぞれ複数の第１及び第２の電極を有する複数の超音波振動子から成り、前記複数の第１及び第２の電極のそれぞれにはそれぞれ送信回路及び受信回路が独立に接続され、前記複数の第１及び第２の電極は、互いに異なる複数の超音波振動子を短絡接続していることを特徴とする。

【００１６】

また、本発明は、互いに直交する第１及び第２の方向に格子状に配列されるもので、音響放射面側及び背面側にそれぞれ第１及び第２の電極を有する複数の超音波振動子と、前記複数の超音波振動子それぞれの第１の電極に接続された送信回路と、前記複数の超音波振動子それぞれの第２の電極に接続された受信回路と、を具備し、前記第１及び第２の電極は、互いに異なる超音波振動子を短絡接続していることを特徴とする。

【００１７】

更に、本発明は、被検体内の組織情報を得るために該被検体に対して超音波送受を行うための２次元アレイ超音波プローブを有する超音波診断システムに於いて、前記２次元アレイ超音波プローブは、互いに直交する第１及び第２の方向に格子状に配列されるもので音響放射面側及び背面側にそれぞれ複数の第１及び第２の電極を有し、前記複数の第１の電極及び第２の電極にはそれぞれ送信回路及び受信回路が接続され、且つ、前記第１及び第２の電極は互いに異なる超音波振動子を短絡接続していることを特徴とする。

【発明の効果】

【００１８】

本発明によれば、送受信回路の規模をできる限り抑えつつ、グレーティングローブの影響を受けずに、高感度な大口径の２次元アレイ超音波プローブ及び超音波診断システムを提供することができる。

【００１９】

また、望ましい形状比の圧電振動子を得るための素子ピッチを容易に選択することができるので、各素子の超音波送受特性の悪化を抑止することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２０】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。

【００２１】

（第１の実施形態）

図２は、本発明の第１の実施形態に係る２次元アレイ超音波プローブの振動子部の構成を示す斜視図である。

【００２２】

図２に於いて、２次元アレイ超音波プローブの振動子部１８は、パッキング部材２５上に超音波振動子２０が２次元の格子状に配列されて構成されている。そして、該超音波振動子２０の音響放射面側及びパッキング部材２５側には、それぞれ複数の電極が密着して形成され、図示されない送受信回路に接続されている。そして、更に音響放射面側には、図示されない音響整合層、音響レンズまたは、生体接触部材等の音響部材が配されている。

【００２３】

図３は、本発明の第１の実施形態に於ける上述した超音波振動子２２の電極パターンの例を示した斜視図である。この図３は、代表的に圧電体で構成される超音波振動素子（以下、圧電体と記す）２２と、音響放射面側電極２３と、背面側電極２４のみを分離して示している。本実施形態では、圧電体２２の、互いに隣接し、且つ音響放射面側と背面側で互いに直交する方向の２素子が、音響放射面側電極２３及び背面側電極２４で、それぞれ短絡接続される。

【００２４】

そして、例えば、音響放射面側電極２３には送信回路が、背面側電極２４には受信回路が、図示されないフレキシブルプリント基板（ＦＰＣ）等の信号引き出し手段によって、それぞれ接続される。その結果、回路構成としては、図１に示されるようになる。

【００２５】
図１は、本発明の第１の実施形態に係る超音波プローブを含む超音波診断装置のシステム構成を示した図である。
【００２６】
図１に於いて、圧電体２２ａ～２２ｄ、音響放射面側電極２３ａ～２３ｄ、背面側電極２４ａ～２４ｄで構成される超音波振動子２０ａ～２０ｄの４素子に対して、送信回路部２６内の送信回路２６_1，２６_2の２系統、受信回路部内の受信回路２７_1，２７_2が２系統接続されている。そして、１つの送信回路が接続される超音波振動子の組と、１つの受信回路が接続される超音波振動子の組は、互いに異なっている。例えば、超音波振動子２０ａ及び２０ｃの音響放射面側電極２３ａ及び２３ｃには送信回路２６_1が、超音波振動子２０ｂ及び２０ｄの音響放射面側電極２３ｂ及び２３ｄには送信回路２６_2が、そして超音波振動子２０ａ及び２０ｂの背面側電極２４ａ及び２４ｂには受信回路２７_1が、超音波振動子２０ｃ及び２０ｄの背面側電極２４ｃ及び２４ｄには受信回路２７_2が、それぞれ接続されている。
【００２７】
更に、前記送信回路部２６及び受信回路部２７は、それぞれ超音波プローブ２０内のコネクタ２８を介して、超音波診断装置３０内の制御回路３１と、信号処理回路３２及び表示装置３３に接続されている。
【００２８】
超音波診断装置３０内の制御回路３１は、この超音波プローブ２０の動作を制御するものである。また、信号処理回路３２では、超音波振動子２０から受信回路２７、コネクタ２８を介して受け取った信号がＡ／Ｄ変換される。そして、例えば、包絡線検波後の断層像が、ＣＲＴモニタ等の表示装置３３に表示されるようになっている。
【００２９】
送信時には、受信回路２７_1，２７_2は短絡状態となるので、２つの送信回路２６_1，２６_2からの送信パルスのリターン電流は、対応する２つの受信回路２７_1，２７_2を経由して流れることになる。しかしながら、受信回路２７_1，２７_2の両端に電位差はほとんど生じないために、背面側電極２４はグラウンド（ＧＮＤ）レベルに等しい。一方、受信時には、送信回路２６_1，２６_2は一定の電圧レベルに保たれているため、交流的にはＧＮＤ電位と等価な状態である。直流的には、超音波振動子の絶縁性により、分離された状態にある。本実施形態では、受信時に送信回路２６_1，２６_2がＧＮＤ電位でない可能性があるが、その状態は、各送信回路２６_1，２６_2が別々の電位を発生していたとしても何ら影響を受けない。
【００３０】
次に、本実施形態に於ける振動子部の原理と効果について説明する。
【００３１】
図４（ａ）及び（ｂ）は、図２に示される振動子部１８の音響放射面側（送信側）及び背面側（受信側）の各電極パターンを、別々に放射面側から見たものを示した図である。
【００３２】
これらの電極パターンが、送信時、受信時の素子配列に相当する。図３及び図４に示されるように、音響放射面側電極２３はＸ方向のピッチが圧電体２２と同じ、Ｙ方向のピッチが圧電体２２の２倍となっている。また、背面側電極２４はＸ方向のピッチが圧電体の２倍、Ｙ方向のピッチが圧電体２２と同じとなっている。これらの電極パターンによれば、送信時のＹ方向の素子ピッチと、受信時のＸ方向の素子ピッチは、それぞれ図９に示される従来例の２倍になっている。
【００３３】
図５は、一般的な２次元アレイプローブの２次元的な指向特性、すなわち音場を示した図である。但し、ここでは、説明の都合上、Ｘ方向及びＹ方向に一定の偏向角（例えば４０度）を持たせており、ほぼＸ－Ｙ平面の１／４について示している。
【００３４】

各超音波振動素子には、送信、受信とも隣接した素子とは独立して送信回路、受信回路が接続され、各素子の位置に応じた適切なディレイ時間が設定されるため、送信回路、受信回路の特性や、開口幅が同じであれば、図５（ａ）に示される送信音場と、図５（ｂ）に示される受信音場は一致する。また、図５（ｃ）は、同図（ａ）の送信音場と、（ｂ）の受信音場の複素的な積である送受信音場を示している。図５（ａ）～（ｃ）に示されるように、グレーティングローブは、Ｘ方向、Ｙ方向、更に構造的な周期が現れる斜め方向に生じている。

【００３５】

図６は、図４（ａ）、（ｂ）に示されるように、Ｙ方向に送信回路を２素子、Ｘ方向に受信回路を２素子分並列に接続した場合の音場を示したものであり、（ａ）は送信音場、（ｂ）は受信音場、（ｃ）は（ａ）の送信音場と（ｂ）の受信音場の複素的な積である送受信音場を示した図である。

【００３６】

図６（ａ）では、送信素子のＹ方向のピッチが２倍になっているので、Ｙ方向へのグレーティングローブが強く現れると同時に、図５（ａ）とは異なる、Ｘ方向に近い斜め方向へのグレーティングローブも強く現れている。一方、図６（ｂ）では、受信素子のＸ方向のピッチが２倍になっているので、Ｘ方向へのグレーティングローブが強く現れると同時に、図５（ｂ）とは異なる、Ｙ方向に近い斜め方向へのグレーティングローブも強く現れている。

【００３７】

しかしながら、（ａ）の送信音場と（ｂ）の受信音場の強いグレーティングローブが現れる方向が互いに異なるため、それぞれが打ち消しあい、図６（ｃ）に示される送受信音場では、結果的に強いグレーティングローブは現れていない。

【００３８】

ここで、図５（ｃ）と図６（ｃ）を比較すると、図６（ｃ）に示される音場の方がやや強いグレーティングローブが現れていることが分かる。しかしながら、送信側、受信側それぞれに隣接素子の電極を短絡接続することによって、送信回路と受信回路の数が、それぞれ従来例の１／２倍になっていることを想起しなければならない。

【００３９】

そこで、本実施形態の２次元アレイ振動子のＸ方向、Ｙ方向の配列数をそれぞれＮｘ、Ｎｙ、素子ピッチをそれぞれＰｘ、Ｐｙとして、Ｎｘ′＝１．４Ｎｘ、Ｎｙ′＝１．４Ｎｙ、Ｐｘ′＝Ｐｘ／１．４、Ｐｙ′＝Ｐｙ／１．４、という配列数及び素子ピッチの２次元アレイ振動子を考える。そして、上述したように、送信時にはＹ方向に２素子を短絡、受信時にはＸ方向に２素子を短絡する。その場合、本実施形態の２次元アレイプローブは、従来例と同一の開口幅を持ち、送信回路、受信回路の総数は、ほぼ等しくなる。

【００４０】

図７は、本実施形態に於ける音場を示した図である。素子ピッチが細かくなったために、図７（ａ）、（ｂ）に示される送信、受信音場で現れるグレーティングローブのレベルは低くなっている。更に、図６（ｃ）で現れていた送受信音場のグレーティングローブは、図７（ｃ）に示されるように、本実施形態では全く見られないことが分かる。

【００４１】

すなわち、同じ規模の送受信回路によって、従来と同じ口径であればグレーティングローブの発生を抑止することが可能である。逆に、同じレベルのグレーティングローブを許容すれば、より大きな口径の２次元アレイが得られることになる。したがって、感度や分解等を改善することができる。

【００４２】

本実施形態に於けるもう一つの効果は、同じ口径であれば素子ピッチが約０．７倍になることにより、圧電素子の形状比を改善できることである。２次元アレイでは、一般に１次元アレイに比べてＸ、Ｙ方向の配列数が減少するために、各素子の幅が大きくなり、不要振動である横方向の振動モードの影響を受けやすいが、この現象の対策のために、一般

には１素子を縦横に分割するサイブダイス技術を用いる。しかし、２分割すると、逆に圧電素子の幅が小さくなりすぎて、強度が保てなくなるという問題が生じる場合がある。これに対し、本実施形態では、素子ピッチが従来例の約７０％であり、不要振動を抑制する形状比と、強度を保つ素子幅を両立することができる。

【００４３】

（第２の実施形態）

次に、本発明の第２の実施形態について説明する。

【００４４】

図８（ａ）及び（ｂ）は、本発明の第２の実施形態に係る２次元アレイ超音波プローブの電極パターンの一部を示す平面図であって、（ａ）は音響放射面側の電極パターン、（ｂ）は背面側の電極パターンをそれぞれ示した図である。

【００４５】

この第２の実施形態では、音響放射面側電極２３はＸ方向に２素子、Ｙ方向に３素子、そして背面側電極２４は逆にＸ方向に３素子、Ｙ方向に２素子の、各６素子の圧電体２２を、それぞれ短絡接続して振動子部を構成している。この構成は、圧電素子の形状比から、上述した第１の実施形態よりも細かいピッチで素子を配列する必要がある場合に有効である。

【００４６】

また、上述した第１の実施形態では、送信、受信時のＸ方向、Ｙ方向の素子ピッチに大きな差が生じ、各素子の指向性（エレメントファクタ）にアンバランスが生じる可能性があるが、この第２の実施形態では、比較的縦横のピッチが近くなるので、指向性のアンバランスは生じにくい。その分、送受信でグレーティングローブが生じる方向は近付くが、そのアレイとしての指向性の鋭さにより、問題なく送受信でのグレーティングローブ抑制に効果的である。

【００４７】

以上述べた実施形態では、１ｘ２、及び２ｘ３の素子構成について説明したが、それ以外にも、さまざまなパターンの短絡接続をすることも可能である。つまり、本願発明では、音響放射面側と背面側の電極パターンを互いに異なるものにすることによって、送信と受信で発生するグレーティングローブの方向を異ならせることが特徴であり、そのような短絡接続パターンと回路構成を持つ場合、本発明の範囲内である。

【００４８】

また、以上の説明は、音響放射面側に送信回路、背面側に受信回路を接続する場合について述べたが、当然ながら、背面側に送信回路、音響放射面側に受信回路を接続しても、全く同様の効果を得ることができる。

【００４９】

更に、上述した実施形態では、プローブヘッド内に送受信回路を含む構成で説明したが、コネクタ部、または診断装置本体内部に送受信回路を含む場合も、全く同様な効果が得られる。

【００５０】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上述した実施形態以外にも、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形実施が可能である。

【００５１】

更に、上述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【００５２】

【図１】本発明の第１の実施形態に係る超音波プローブを含む超音波診断装置のシステム

構成を示した図である。
【図２】本発明の第１の実施形態に係る２次元アレイ超音波プローブの振動子部の構成を示す斜視図である。
【図３】本発明の第１の実施形態に於ける超音波振動子の電極パターンの例を示した斜視図である。
【図４】本発明の第１の実施形態に係る２次元アレイプローブの電極パターンを示す平面図であって、（ａ）は音響放射面側（送信側）の電極パターンを放射面側から見た図、（ｂ）は背面側（受信側）の電極パターンを放射面側から見た図である。
【図５】一般的な２次元アレイプローブの音場を示した図である。
【図６】Ｙ方向に送信回路を２素子、Ｘ方向に受信回路を２素子分並列に接続した場合の音場を示した図である。
【図７】本発明の第１の実施形態に係る２次元アレイプローブの音場を示した図である。
【図８】本発明の第２の実施形態に係る２次元アレイ超音波プローブの電極パターンの一部を示す平面図であって、（ａ）は音響放射面側の電極パターン、（ｂ）は背面側の電極パターンをそれぞれ示した図である。
【図９】従来の２次元アレイプローブの構成を示す斜視図である。
【図１０】２次元アレイプローブを含む超音波診断装置システムのブロック図である。
【図１１】２次元アレイプローブを含む超音波診断装置システムの別の構成に於けるブロック図である。
【符号の説明】
【００５３】
１５…超音波プローブ、１８…振動子部、２０、２０ａ、２０ｂ、２０ｃ、２０ｄ…超音波振動子、２２、２２ａ、２２ｂ、２２ｃ、２２ｄ…振動素子（圧電体）、２３、２３ａ、２３ｂ、２３ｃ、２３ｄ…音響放射面側電極、２４、２４ａ、２４ｂ、２４ｃ、２４ｄ…背面側電極、２５…バッキング部材、２６…送信回路部、２６_1、２６_2…送信回路、２７…受信回路部、２７_1、２７_2…受信回路、２８…コネクタ、３０…超音波診断装置、３１…制御回路、３２…信号処理回路、３３…表示装置。

【図１】

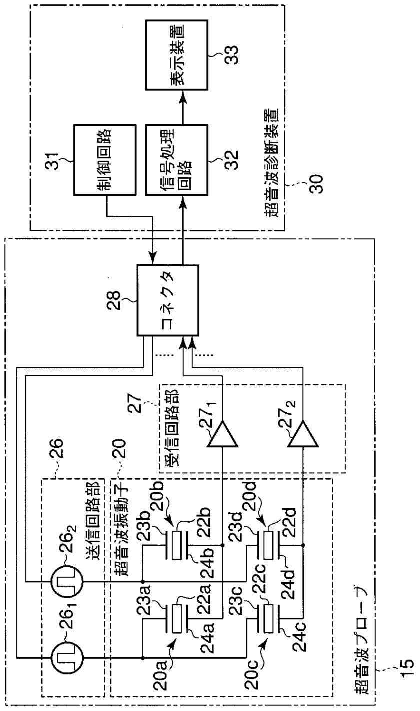


図１
表示装置
33
制御回路
31
信号処理回路
32
超音波診断装置
30
コネクタ
28
27
受信回路部
26
20
送信回路部
超音波振動子
超音波プローブ
15

【図２】

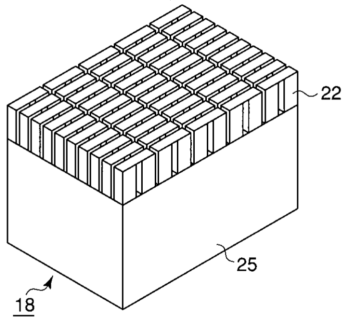


図２
22
25
18

【図３】

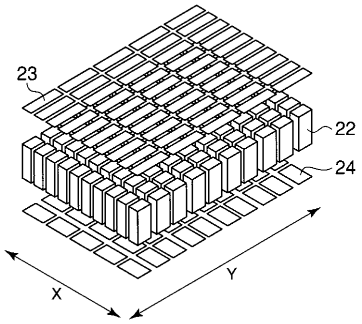


図３
23
22
24
X
Y

【図４】

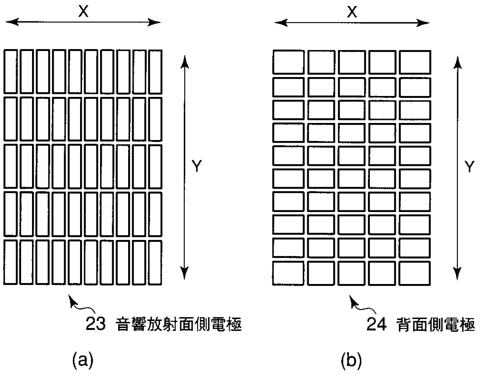


図４
X
Y
23 音響放射面側電極
24 背面側電極
(a)
(b)

【図５】

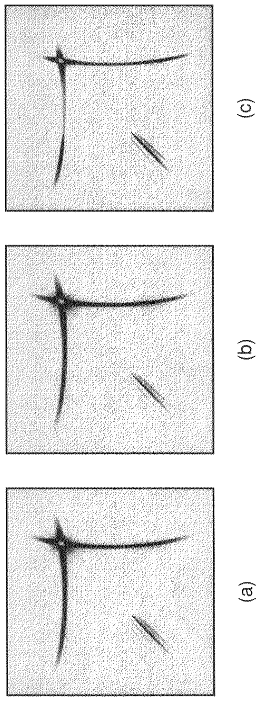
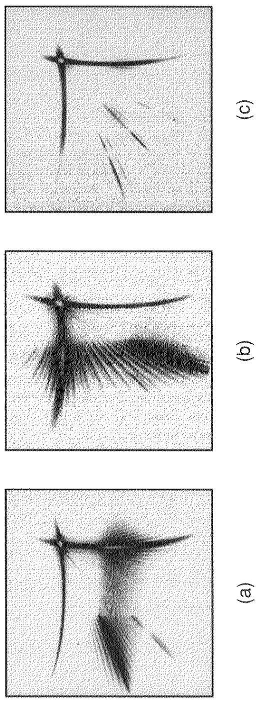


図５
(c)
(b)
(a)

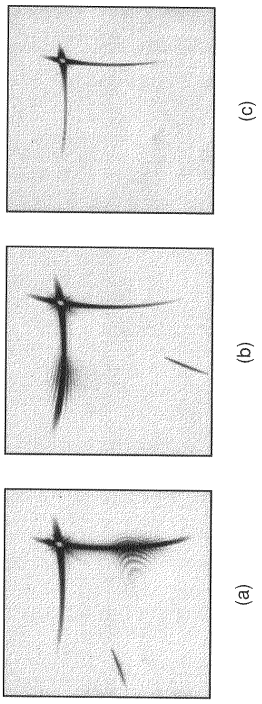
【図６】

図6



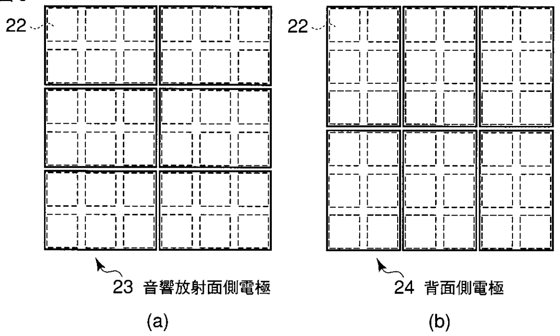
【図７】

図7



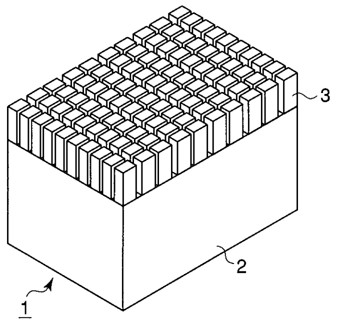
【図８】

図8



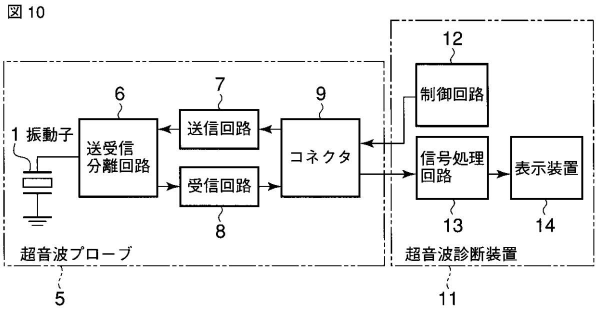
【図９】

図9



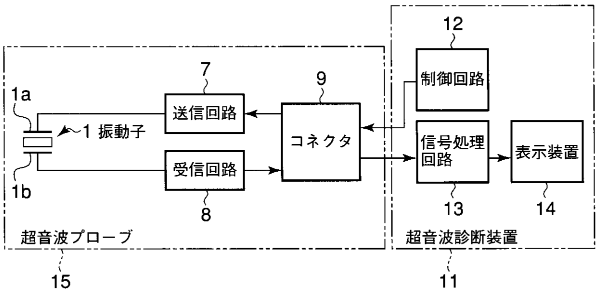
【図１０】

図10



【図１１】

図11



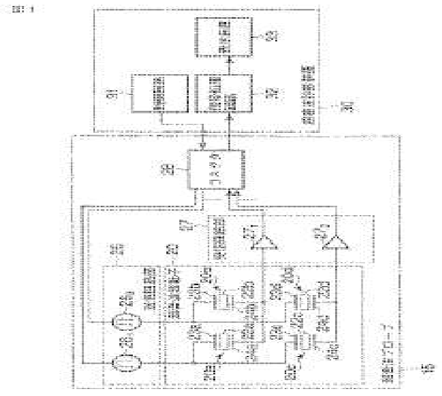
フロントページの続き

(74)代理人　100075672
弁理士　峰　隆司
(74)代理人　100109830
弁理士　福原　淑弘
(74)代理人　100084618
弁理士　村松　貞男
(74)代理人　100092196
弁理士　橋本　良郎
(72)発明者　四方　浩之
栃木県大田原市下石上１３８５番地　東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

Ｆターム(参考)　4C601 BB03　EE03　EE13　GB06　GB19　GB41
5D019 BB17　BB25　FF04

patsnap

专利名称(译)	二维阵列超声探头和超声诊断系统		
公开(公告)号	JP2008178471A	公开(公告)日	2008-08-07
申请号	JP2007012842	申请日	2007-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	四方浩之		
发明人	四方 浩之		
IPC分类号	A61B8/00 H04R17/00		
CPC分类号	B06B1/0629 A61B8/4494		
FI分类号	A61B8/00 H04R17/00.332.B H04R17/00.330.H		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE03 4C601/EE13 4C601/GB06 4C601/GB19 4C601/GB41 5D019/BB17 5D019/BB25 5D019/FF04		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP5024989B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种具有大直径的二维阵列超声波探头和高灵敏度的二维阵列超声波探头，该探头不受光栅波瓣的影响，同时抑制了发射/接收电路的尺寸。 解决方案：二维阵列超声探头的超声换能器20在彼此正交的第一方向和第二方向上以网格图案布置，并且声学元件布置在振动元件22a至22d的声发射表面侧。 设有辐射面侧电极23a〜23d，在背面侧设有背面侧电极24a〜24d。 发射电路单元26和接收电路单元27分别独立地连接到声发射表面侧电极23a-23d和背面侧电极24a-24d。 然后，将声发射表面侧电极23a和23c，23b和23d短路并连接到传输电路261 和 262 ，并且将背面侧电极24a和24b，24c和24d短路并连接。 连接到接收电路271 和272 。 [选型图]图1