

(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2005-304692
(P2005-304692A)

(43) 公開日 平成17年11月4日(2005.11.4)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
H O 1 L 21/8247	H O 1 L 43/08 Z	5 D 0 1 9
H O 1 L 27/105	H O 4 R 17/00 3 3 2 B	5 F 0 8 3
H O 1 L 27/115	H O 1 L 29/78 3 7 1	5 F 1 0 1
H O 1 L 29/788	H O 1 L 27/10 4 3 4	
審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2004-124296 (P2004-124296)	(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
(22) 出願日	平成16年4月20日 (2004. 4. 20)	(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	100078765 弁理士 波多野 久
		(74) 代理人	100078802 弁理士 関口 俊三
		(74) 代理人	100077757 弁理士 猿渡 章雄
		(74) 代理人	100122253 弁理士 古川 潤一
最終頁に続く			

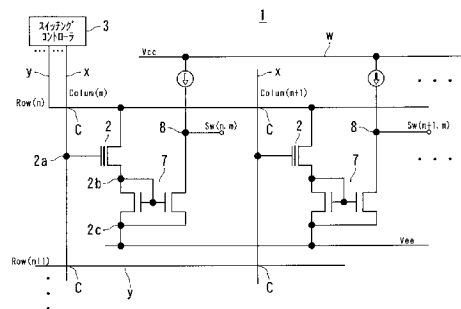
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】本発明はこのような事情を考慮してなされたもので、その目的は、制御情報を伝送する制御線数を減少させると共に、これら制御線に制御情報を出力する制御手段の構成の簡単化とを図ることができる超音波画像診断装置を提供する。

【解決手段】マトリクス状に配列された複数の超音波振動子と、これら振動子を励振駆動して超音波ビームを送波させるための電気信号を出力する一方、振動子で受波した超音波エコー波が変換された電気信号が入力可能な送受信手段と、この送受信手段と上記各振動子との接続を切り換える切替手段と、この切替手段の切替を制御する制御情報を記憶するMOSFET 2と、この制御情報をこのMOSFET 2に与えて記憶させる一方、この記憶された制御情報を上記切替手段に与えるスイッチングコントローラ 3と、を具備している。これら振動子、送受信手段、切替手段、MOSFET 2およびスイッチングコントローラ 3を、プローブヘッド内に配設している。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

マトリクス状に配列された複数の超音波振動子と、

これら振動子を励振駆動して超音波ビームを送波させるための電気信号を出力する一方、振動子で受波した超音波エコー波が変換された電気信号が入力可能な送受信手段と、

この送受信手段と上記各振動子との接続を切り換える切替手段と、

この切替手段の切替を制御する制御情報を記憶する記憶手段と、

この制御情報をこの記憶手段に与えて記憶させる一方、この記憶された制御情報を上記切替手段に与える制御手段とを具備し、

上記振動子、送受信手段、切替手段、記憶手段および制御手段を、プローブヘッド内に配設していることを特徴とする超音波画像診断装置。 10

【請求項 2】

上記切替手段は、上記送受信手段と上記振動子とを電氣的に接続する接続路に、開閉可能に介在されたスイッチング素子であり、

上記制御情報がこのスイッチング素子をオンオフ制御する切替信号であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

上記振動子は、半導体基板上に形成されて電界の変化により振動して超音波を送波する一方、超音波エコー波の受波により振動して電界の変化として検出するダイアフラム構造の薄膜よりなる超音波振動子であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波画像診断装置。 20

【請求項 4】

上記記憶手段は、上記切替手段毎に配設された記憶素子としてフローティングゲートを有する MOS 型トランジスタを有し、このフローティングゲートのチャージを上記制御手段により制御することにより上記制御情報を記憶させるように構成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

上記記憶手段は、強誘電体材料を記憶素子として備えていることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

上記記憶手段は、磁気抵抗素子を記憶素子として備えていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波画像診断装置。 30

【請求項 7】

上記制御手段は、その制御情報信号を伝送する X, Y 制御線を介して上記各記憶手段に接続され、

これら X, Y 制御線は、上記振動子のマトリクス配列および各振動子に対応させて X 方向と Y 方向とにそれぞれ配線され、これら X, Y 制御線には、各振動子に対応させて上記記憶手段を接続していることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 8】

上記複数の振動子の超音波送波面と超音波送波面の反対面に、上記各振動子に電氣的にそれぞれ接続される第 1 の接点群を形成した振動子部と、

少なくとも上記切替手段と記憶手段とを一体に形成した半導体基板と、上記振動子部の第 1 の接点群に接触して電氣的に接続される一方、上記切替手段に電氣的に接続される第 2 の接点群を形成し、この接点群を介して制御信号及び超音波送受信信号を伝送するための基盤部と、

を具備していることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 9】

上記切替基板部は、上記半導体基板に、切替手段である切替回路と、記憶手段である記憶 50

回路とを集積回路として一体に形成してなることを特徴とする請求項 9 記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は複数の超音波振動子（振動子）をマトリクス状に配列してなる二次元アレイをプローブヘッド（ハンドル）内に配設した超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、この種の超音波画像診断装置は、プローブヘッド内に、被検体に超音波を送波する一方、エコー波を受波して電気信号に変換する二次元アレイの複数の振動子を配設し、これら各振動子毎に、各々適量の遅延を与え、超音波の位相を制御することにより、三次元的に超音波ビームを送受信し、被検体の任意断面の断層や三次元のボリュームを超音波画像診断装置本体のモニタに表示させるように構成されている。

10

【0003】

しかし、この種の二次元（2D）アレイでは、複数の振動子をマトリクス状に配列することにより二次元に構成されているので、これら振動子数は、例えば横64行、縦64列（ 64×64 ）の二次元アレイでは、振動子数、すなわちチャンネル数が4096（ $64 \times 64 = 4096$ ）の多数になる。

【0004】

したがって、この多数の振動子の各々に、送受信回路を接続することは、送受信回路数が多数となり回路規模も膨大となるので、実用的ではない。

20

【0005】

そこで、従来より、その解決策の一つとして、駆動する振動子を間引いて送受信の信号を引き出して使用するスパースアレイが提案されている。

【0006】

しかし、これは全振動子を駆動しないために受信感度の低下が避けられない。また、振動子を単に間引いて駆動するために超音波ビームのサイドローブが大きくなり、表示画質が劣化するという課題がある。

【0007】

この課題を解決する方法としては、サブアレイ方式（例えば特許文献1参照）がある。この方式は全振動子を複数のグループに分け、各グループ内で駆動する振動子を切り換えたり、微小遅延を与えたりし、駆動するグループを順次変更することによりほぼ全グループの振動子を順次駆動する方式である。

30

【0008】

これにより、受信感度の向上と、サイドローブの低減による表示画質の向上と、を共に図ることができる。

【特許文献1】特開平5 - 146444号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0009】

しかしながら、このような従来のサブアレイ方式では、グループ分けしたサブアレイ振動子を駆動するための切替スイッチが少なくとも最低限、切替素子数必要であり、その切替スイッチを制御するスイッチ制御回路もその数だけ必要となり、回路規模や消費電力が増大するという課題がある。

【0010】

例えば振動子数が上記のように64行64列の二次元アレイでは、この4096（ $64 \times 64 = 4096$ ）個の振動子を個々に選択して切り換えるためには、4096個の切替スイッチが必要となる。

【0011】

50

また、これら切替スイッチはそのON/OFF動作を制御する制御情報、すなわち切替情報が必要であるので、この切替スイッチを制御するための制御信号の数と、この制御信号を伝送する制御線の本数も4096個(4096本)必要となる。

【0012】

本発明はこのような事情を考慮してなされたもので、その目的は、制御情報を伝送する制御線数を減少させると共に、これら制御線に制御情報を出力する制御手段の構成の簡単化とを図ることができる超音波画像診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明は、各切替スイッチ毎に、接続情報等の制御情報を所定時間保持する記憶手段を設けることにより、各振動子毎に制御情報を与えることなく、切替等の制御を行なうものであり、次のように構成される。

【0014】

請求項1に係る発明は、マトリクス状に配列された複数の超音波振動子と、これら振動子を励振駆動して超音波ビームを送波させるための電気信号を出力する一方、振動子で受波した超音波エコー波が変換された電気信号が入力可能な送受信手段と、この送受信手段と上記各振動子との接続を切り換える切替手段と、この切替手段の切替を制御する制御情報を記憶する記憶手段と、この制御情報をこの記憶手段に与えて記憶させる一方、この記憶された制御情報を上記切替手段に与える制御手段と、を具備し、上記振動子、送受信手段、切替手段、記憶手段および制御手段を、プローブヘッド内に配設していることを特徴とする超音波画像診断装置である。

10

20

【0015】

請求項2に係る発明は、上記切替手段は、上記送受信手段と上記振動子とを電気的に接続する接続路に、開閉可能に介在されたスイッチング素子であり、上記制御情報がこのスイッチング素子をオンオフ制御する切替信号であることを特徴とする請求項1記載の超音波画像診断装置である。

【0016】

請求項3に係る発明は、上記振動子は、半導体基板上に形成されて電界の変化により振動して超音波を送波する一方、超音波エコー波の受波により振動して電界の変化として検出するダイアフラム構造の薄膜よりなる超音波振動子であることを特徴とする請求項1または2に記載の超音波画像診断装置である。

30

【0017】

請求項4に係る発明は、上記記憶手段は、上記切替手段毎に配設された記憶素子としてフローティングゲートを有するMOS型トランジスタを有し、このフローティングゲートのチャージを上記制御手段により制御することにより上記制御情報を記憶させるように構成されていることを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載の超音波画像診断装置である。

【0018】

請求項5に係る発明は、上記記憶手段は、強誘電体材料を記憶素子として備えていることを特徴とする請求項1～4のいずれか1項に記載の超音波画像診断装置である。

40

【0019】

請求項6に係る発明は、上記記憶手段は、磁気抵抗素子を記憶素子として備えていることを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載の超音波画像診断装置である。

【0020】

請求項7に係る発明は、上記制御手段は、その制御情報信号を伝送するX、Y制御線を介して上記各記憶手段に接続され、これらX、Y制御線は、上記振動子のマトリクス配列および各振動子に対応させてX方向とY方向とにそれぞれ配線され、これらX、Y制御線には、各振動子に対応させて上記記憶手段を接続していることを特徴とする請求項1～6のいずれか1項に記載の超音波画像診断装置である。

【0021】

50

請求項 8 に係る発明は、上記複数の振動子の超音波送波面と超音波送波面の反対面に、上記各振動子に電氣的にそれぞれ接続される第 1 の接点群を形成した振動子部と、少なくとも上記切替手段と記憶手段とを一体に形成した半導体基板と、上記振動子部の第 1 の接点群に接触して電氣的に接続される一方、上記切替手段に電氣的に接続される第 2 の接点群を形成し、この接点群を介して制御信号及び超音波送受信信号を伝送するための基盤部と、を具備していることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波画像診断装置である。

【0022】

請求項 9 に係る発明は、上記切替基板部は、上記半導体基板に、切替手段である切替回路と、記憶手段である記憶回路とを集積回路として一体に形成してなることを特徴とする請求項 9 記載の超音波画像診断装置である。

10

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、切替スイッチ等の切替手段毎に、その切替動作を制御する制御情報を記憶する記憶手段を設けているので、この記憶手段に予め制御情報を記憶させておき、振動子の駆動時に、その制御情報を記憶手段から読み出して切替手段を制御することができる。

【0024】

したがって、切替手段と制御手段とを制御線により 1 対 1 で接続する必要がなく、振動子の位置を特定し得る本数、すなわち、振動子の X, Y 方向の行数と列数の合計数、例えば振動子数が 64 行 64 列であれば、128 本 (64 + 64) と、クロック線 1 本の合計数に減少させることができる。従来の制御線の本数が振動子の数と同数 (例えば 4096 本) であることと比較すれば、この制御本数の減少効果は大きい。

20

【0025】

また、このために、制御線に接続される送受信手段 (回路) の構成の簡単化も図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。なお、これら添付図面中、同一または相当部分には同一符号を付している。

30

【0027】

(実施形態 1)

図 1 は本発明の一実施形態に係る超音波画像診断装置 1 の記憶素子の一例である MOSFET (Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) 群 2 と、制御手段の一例であるスイッチングコントローラ 3 との接続を主に示す電子回路図である。

【0028】

図 2 はこの超音波画像診断装置 1 に係る送受信手段の送受信部 4 と、サブアレイ方式での 1 グループ分のスイッチング回路群 5、同振動子 (超音波振動子) 群 6 との接続の一例を示す電子回路図である。

40

【0029】

振動子群 6 は、例えば PZT 等の圧電素子等からなり、所要の電気信号を受けて超音波を出力する一方、超音波エコー波を受波して電気信号のエコー信号に変換する振動子 6a を、X 方向に複数列 (例えば 64 列) 配列し、Y 方向に複数行 (例えば 64 行) 配列してマトリクス状 (64 x 64) に配列することにより構成されている。

【0030】

図 2 ではサブアレイ方式により例えば 25 個の振動子 6a により 1 グループを構成した場合の当該 1 グループを一部省略して示しており、図中 (nn, 数字) は各サブアレイ内の配列位置を示している。また、図 1 中 V_{ee} はカレントミラー回路 7 に給電されるバイアス電圧であるが、接地してもよい。

50

【 0 0 3 1 】

これら各振動子 6 a は、スイッチング回路群 5 の各スイッチング素子 5 a に電氣的にそれぞれ接続され、これら各スイッチング素子 5 a は、例えばトランジスタからなり、その入力側に、送受信部 4 の出力端と M O S F E T 2 の出力端子 8 とを接続している。

【 0 0 3 2 】

送受信部 4 は振動子 6 a を励振駆動して超音波を送波させるための超音波送信用電気信号を出力する一方、振動子 6 a で受波された超音波エコー波が電気信号に変換されたエコー信号を受けてこれを増幅するものである。

【 0 0 3 3 】

M O S F E T 2 は、各振動子 6 a 毎、すなわち、各スイッチング素子 5 a 毎に設けられ、各スイッチング素子 5 a を介して各振動子 6 a に接続されている。図 1 に示すように各 M O S F E T 2 は、フローティングゲート 2 a を、X, Y 制御線 x, y の一方、例えば x に接続し、ソース 2 c をカレントミラー回路 7 を介して電源線である読出線 w に接続している。

10

【 0 0 3 4 】

読出線 w は、その途中のカレントミラー回路 7 の下流側にて、スイッチ切替信号 S W を出力する出力端子 8 を設けている。

【 0 0 3 5 】

M O S F E T 2 はフローティングゲート 2 a を具備しており、電源を遮断しても、その入力状態を所定時間保持する書込み、消去可能のフラッシュメモリのメモリセルに應用されているトランジスタ構造である。

20

【 0 0 3 6 】

図 3 はこのフローティングゲート 2 a を具備した M O S F E T 2 の記憶動作を示すグラフであり、横軸にフローティングゲート 2 a の印加電圧を、縦軸にドレイン電流 I_d を示し、曲線 a はメモリ書込み時の特性曲線を、曲線 b はメモリ消去時の特性曲線を、曲線 c はフローティングゲート 2 a に負の電圧を印加したときのメモリ消去時の特性曲線をそれぞれ示している。

【 0 0 3 7 】

すなわち、M O S F E T 2 は、そのフローティングゲート 2 a に、例えば 10 V 程度の高電圧を印加すると、酸化膜のエネルギー障壁を超えてソース 2 c 側からフローティングゲート 2 a に電子が流れ込み、メモリセルの閾値が高くなる。また、ソース 2 c 側に例えば 10 V 程度の高電圧を加えると、フローティングゲート 2 a からソース 2 b 側に電子が引き抜かれ、閾値が低下する動作をする。

30

【 0 0 3 8 】

このために、フローティングゲート 2 a に例えば 10 V のパルス電圧を加え、ドレイン 2 b に 5 V のパルス電圧とを加え、これら両電圧が印加された後のタイミングで読出線 w に例えば電源電圧 V_{cc} を印加すると、M O S F E T 2 が ON 状態となり、スイッチ切替信号 S W が出力端子 8 から出力されて、図 2 で示す所要のスイッチング素子 5 a に与えられ、これを ON 動作させ、送受信部 4 を振動子 6 a に選択的に接続させるようになっている。

40

【 0 0 3 9 】

X, Y 制御線 x, y は、振動子群 6 のマトリクス配列と各振動子 6 a とにそれぞれ対応して、X, Y 方向に所定のピッチで配線されている。したがって、振動子群 6 が 64 行 64 列であれば、X, Y 制御線 x, y も振動子群 6 に対応して 64 行、64 列に配線されている。したがって、X, Y 制御線 x, y は 128 本 ($64 + 64 = 128$) 必要となる。

【 0 0 4 0 】

しかし、これら X, Y 制御線 x, y 同士の非接触の各立体交差部 C の箇所数は振動子 6 a の総数 4096 ($64 \times 64 = 4096$) と同数であり、各振動子 6 a の総数に対応している。

【 0 0 4 1 】

50

そこで、図 1 に示すように、これら各立体交差部 C の近傍において、X, Y 制御線 x, y の一方、例えば X 制御線 x に、各 MOSFET 2 のフローティングゲート 2 a を接続すると共に、他方の Y 制御線 y に、各 MOSFET 2 のドレイン 2 b を接続し、ソース 2 c にカレントミラー回路 7 を介して電源線を読出線 w として電氣的に接続している。すなわち、各 MOSFET 2 は各振動子 6 a 毎に、各振動子 6 a の駆動を制御する制御情報を電源未供電時でも保持（記憶）する機能を有する。

【0042】

図 1 に示すように、これら X, Y 制御線 x, y の入力端には、制御回路の一例であるスイッチングコントローラ 9 の出力端が接続される。このスイッチングコントローラ 9 は駆動しようとする振動子 6 a の MOSFET 2 に、X, Y 方向で特定された所要番号の X, Y 制御線 x, y を介してスイッチング素子 5 a をオンさせる切替（ON）情報を、シリアルで選択的に与え、この切替情報を電源未給電時に所定時間保持（記憶）させる。

10

【0043】

スイッチングコントローラ 9 は、サブアレイ方式により振動子群 6 の中で順次励振駆動する振動子 6 a のパターンをデータテーブル等として保存し、その駆動パターンに従って切替制御情報をクロックパルスのタイミングに従って X, Y 制御線 x, y にシリアルで出力するものである。また、この制御情報の設定は、スイッチング素子 5 a による切替が送受信部 4 から送信信号を与えるタイミングの前に終了させ、振動子 6 a による超音波エコー受波後、次の超音波送信信号の送信までのブランキング期間中に、毎回選択した部分が切り換えられるタイミングで切替信号が MOSFET 2 に与えられ、しかも、このとき、前回の接続情報と同じ場合には、切替をスキップさせるように構成されている。これにより、不要な切替情報を送信する必要がなくなるので、切替情報の設定時間を短縮できる。

20

【0044】

したがって、スイッチングコントローラ 9 からその駆動パターンに従って切替信号がクロックパルスに従って X, Y 制御線 x, y にシリアルで出力され、MOSFET 2 に与えられる。

【0045】

このために、X, Y 制御線 x, y を介してフローティングゲート 2 a とドレイン 2 b に共に入力された MOSFET 2 のみに切替制御情報（スイッチ ON 信号）が保持され、記憶される。すなわち、X, Y 制御線 x, y により X 座標と Y 座標とにより位置が特定された各振動子 6 a に対応する MOSFET 2 のみに、切替信号が記憶される。

30

【0046】

次に、スイッチングコントローラ 9 から読出線 w を介して例えば 10 V の電源電圧が読出信号として MOSFET 2 のソース 2 c 側に与えられると、これまでに記憶されていた切替（ON）信号が出力端子 8 から出力される。

【0047】

図 2 に示すようにこの切替 ON 信号 SW はサブアレイの所要のグループの所要のスイッチング素子 5 a に与えられ、このスイッチング素子 5 a を ON させる。

【0048】

このために、ON したスイッチング素子 5 a を介して送受信部 4 から励振駆動用の電気信号が振動子 6 a に与えられる。これにより、振動子 6 a が励振起動されて所要周波数の超音波が出力され、図示しない被検体に送波される。

40

【0049】

この後、被検体の所要部位で反射された超音波エコー波は振動子 6 a により受波されて電気信号に変換され、送受信部 4 で増幅される。

【0050】

そして、この超音波画像診断装置 1 によれば、各スイッチング素子 5 a 毎に記憶素子である MOSFET 2 を設け、各スイッチング素子 5 a に与えられる切替信号を各 MOSFET 2 により記憶させるので、X, Y 制御線 x, y の本数を大幅に減少させることができる。

50

【0051】

すなわち、振動子6aの総数が例えば64行64列で4096個(64×64=4096)である場合は、X、Y制御線x、yの総本数が128本(64+64)と1本のクロック線とよく、従来例の4096本に比して大幅に低減することができる。

【0052】

これにより、X、Y制御線x、yの配線作業の効率向上と誤配線の低減とを共に図ることができる。

【0053】

また、このために、X、Y制御線x、yにスイッチ切替情報を出力するスイッチングコントローラ9の構成の簡単化も図ることができる。

10

【0054】

(実施形態2)

図4～図6は上記超音波画像診断装置1の実施形態2に係るプローブヘッド10の構成部材の平面図、斜視図、一部省略縦断面図である。

【0055】

図5に示すようにこのプローブヘッド10は、図示しないプローブヘッドケーシング内に、振動子部11、切替基板部12、コネクタ基板部13および複数のアンプ基板部14を配設している。

【0056】

図6にも示すように振動子部11は、上記マトリクス状に配列された振動子群6の超音波送波面である図中上面上に、音響整合層11aを張り合わせる一方、その背面である振動子群6の図中下面にバッキング材11bを張り合わせて、これらを一体に結合している。バッキング材11bの図中下底面には、各振動子6aに各々1対1で電氣的に接続された第1の接点である第1バンブ群11cを突設している。

20

【0057】

図4にも示すように切替基板部12には半導体基板の一例である矩形平板状のシリコン基板12aに、上記スイッチング素子5aと、MOSFET2およびカレントミラー回路7を含む図1で示す記憶回路と、X、Y制御線x、yとを集積回路として一体に形成している。

【0058】

また、切替基板部12はシリコン基板12aの図中上面上において、上記第1バンブ群11cに対応する位置かつ同数の、第2の接点群である第2バンブ群12bを突設している。これら第2接点群12bは各スイッチング素子5aにそれぞれ電氣的に接続されている。

30

【0059】

このシリコン基板12aの図6中下底面には、このシリコン基板部12aよりも若干大きい矩形平板よりなるエポキシ樹脂製の電極基板12cを同心状かつ各コーナ部を一致させて張り合わせて一体に結合している。この電極基板12cの図中下底面には、X、Y制御線x、yとクロック線と同数の第3の接点群に対応する第3バンブ群12dを突設している。

40

【0060】

これら第3のバンブ群12dは、エポキシ樹脂製の電極基板部12cの図示しないスルーホールおよびボンディングワイヤ群12eを介して各X、Y制御線x、yとクロック線の一端に電氣的に接続されている。

【0061】

図4に示すように、ボンディングワイヤ群12eはシリコン基板部12aと電極基板部12cの両外縁部同士間を跨がるように形成される。これはシリコン基板12aの背面に、直接第3バンブ群12dを製造し難いためである。

【0062】

図6に示すようにコネクタ基板部13はエポキシ樹脂製の矩形平板状の基板13aの

50

図6中上面上に、第3パンプ群12dに対応する位置にて、これと同数の電極群13bが形成され、その基板13aの裏面側には電極群13bと同数の基板13aの裏面側には電極群13bと同数のコネクタ群13cが植設されている。これら各コネクタ群3と電極群13bは基板13aの板厚方向に貫通するように形成された図示しないスルーホールにより電氣的に接続されている。

【0063】

上記第1パンプ群11cおよび第2パンプ群12同士と、第3パンプ群12dおよび電極群13b同士は、図6に示すように振動子部11、切替基板部12、コネクタ基板部13を順次重ね合わせることで、着脱自在に電氣的に接続される。

【0064】

アンプ基板部14は、図5に示すように起立された複数の基板14a, 14a, ...の上端部に、コネクタ基板部13の各コネクタ13cに機械的かつ電氣的に着脱自在に接続される図示しない接続端部を形成する一方、これら接続端部に電氣的に接続される図示しない増幅回路を形成している。これら増幅回路は各振動子6で受信したエコー信号を増幅するものである。

【0065】

したがって、このプローブヘッド10によれば、そのプローブヘッドケーシング内に、振動子部11、切替基板部12、コネクタ基板部13およびアンプ基板部14を、これら相互に電氣的に接触可能に重ねて収容しているので、プローブヘッド10の小型化と組立効率の向上とを共に図ることができる。

【0066】

また、上述したようにX, Y制御線x, yの総数を大幅に減少することができるので、これらX, Y制御線x, yに接続されるコネクタ基板部13のコネクタ13cの本数もX, Y制御線x, yの本数と同数に減少させることができる。

【0067】

このために、コネクタ基板部13の製造ないし組立効率を向上させることができる。また、アンプ基板部14に形成された増幅回路により、振動子6で受波されて電気信号に変換されたエコー信号を増幅するので、エコー信号の受信感度を向上させることができると共に、後段の増幅回路を省略することができる。

【0068】

(実施形態3)

図7は本発明の実施形態3に係る記憶素子として上記MOSFET2に代えて強誘電体キャパシタ15と選択トランジスタ16を使用した記憶回路17の一例を示している。

【0069】

図8はこの強誘電体キャパシタ15の分極(P) - 電圧(V)特性のヒステリシスループを示している。なお、図8中BLはビット線、PLはプレート線、Vccは電源電圧、Vcは抗電圧、Prは残留分極をそれぞれ示す。この強誘電体キャパシタ15は、その一对の電極15a, 15b間に、高電圧を加えることで電気分極がなされ、また逆極性の高電圧を加えることにより逆方向の電気分極がなされる。このために、この2つの分岐極の状態を図8のC, D点に示すように「1」, 「0」の情報を記憶することができる。

【0070】

そこで、この記憶回路17では、選択トランジスタ16の2入力端に、X, Y制御線x, yを接続し、誘電体キャパシタ15に蓄積されるチャージを制御することにより切替信号を保持(記憶)させるようになっている。

【0071】

(実施形態4)

図9は本発明の実施形態4に係る記憶素子として上記MOSFET2に代えて磁気抵抗素子18を使用し、これと選択トランジスタ19、カレントミラー回路7により記憶回路Mを構成した一例を示している。

【0072】

10

20

30

40

50

図10(A)はこの磁気抵抗素子18の構造と作用原理を示す模式図、同図(B)はこの磁気抵抗素子18の電気抵抗-磁場特性のヒステリシスループを示している。

【0073】

図10(A)に示すように磁気抵抗素子18は、上部電極18aと下部電極18bとの間に、 CoFe 等からなる上部強磁性体層18cと Co 等からなる下部強磁性体層18dとを介在させ、これら上、下部強磁性体層18c、18d間に、 Al_2O_3 等からなる絶縁障壁18eを介在させることにより構成されている。

【0074】

また、図10(B)に示すように磁気抵抗素子18は、磁場を加えることにより、上、下部強磁性体層18c、18d同士の強磁性体のスピンの向きを制御し、その際の磁気抵抗のヒステリシスループのA、B点により「1」、「0」の情報を記憶することができる。

10

【0075】

そこで、図9に示すようにこの磁気抵抗素子18に選択トランジスタ19を接続してなる記憶回路を、図1で示すMOSFET2に置換することにより、スイッチングコントローラ9からの制御情報である切替指令信号を所定期間保持することができる。

【0076】

すなわち、図9に示すようにX、Y制御線x、yの一方に、磁気抵抗素子18の上部電極18aを、X、Y制御線x、yの他方に、磁気抵抗素子18の下部電極18bを接続し、この下部電極18bに選択トランジスタ19のゲート19aを接続している。また、選択トランジスタ19は、そのドレイン19bをY制御線yに、ソース19cをカレントミラー回路7に接続している。

20

【0077】

したがって、スイッチングコントローラ9が切替指令信号をクロック信号に従ってシリアルでX、Y制御線x、yに出力すると、この切替指令信号が磁気抵抗素子18に入力されて保持(記憶)され、設定される。

【0078】

この設定後、読出線wの電源電圧線から磁気抵抗素子18のソース19c側に電源電圧が印加されると、記憶されたスイッチ切替信号SWが読み出され、各出力端子8から出力される。すなわち、図1で示すMOSFET2を含む記憶回路とほぼ同様にスイッチングコントローラ9からの切替指令信号を磁気抵抗素子18を含む記憶回路によっても所定期間保持し、適宜読み出すことができる。

30

【0079】

(実施形態5)

図11は本発明の実施形態5に係るCMUT(Capacitive Mechanical Ultrasound Transducer)型トランスデューサアレイ20の縦断面図である。このCMUT型トランスデューサアレイ20は、プローブヘッド10内に配設されるものであり、半導体基板の一例であるシリコン基板21の図中上面上に、所要の間隙を置いてダイアフラム構造の薄膜よりなるMUT素子22の複数個を超音波振動子6として例えばマトリクス状に配設している。

40

【0080】

各MUT素子22は、ダイアフラムが支持フレーム23、23間に横架されて機械的に接続され、これら支持フレーム23、...はシリコン基板21上に、所要の間隙を置いて立設されている。

【0081】

シリコン基板21には、上記X、Y制御線x、y、記憶素子のMOSFET2を含む記憶回路およびスイッチング素子5aをそれぞれ含む回路24、受信増幅回路25が集積回路としてそれぞれ形成されている。これら集積回路は、電気的には図1、図2に示す電子回路のように接続されている。

【0082】

50

シリコン基板 2 1 は、その図 1 1 中下面に、このシリコン基板 2 1 よりも若干大きい平板状のエポキシ樹脂製等のコネクタ基板 2 6 を張り合わせて一体に固着している。コネクタ基板 2 6 の図中下面には、上記 X , Y 制御線 x , y にそれぞれ電氣的に接続される複数のコネクタ 2 7 , 2 7 , ... が植設される。したがって、コネクタ 2 7 の本数は制御線 x , y と同数である。

【 0 0 8 3 】

また、コネクタ基板 2 6 とシリコン基板 2 1 の外縁部には、シリコン基板 2 1 の各 X , Y 制御線 x , y と各コネクタ 2 7 とを電氣的に接続するためのボンディングワイヤ 2 8 が 1 対 1 で複数本ボンディングされ、コネクタ基板 2 6 側のボンディングワイヤ 2 8 の各パッド 2 8 a は、コネクタ基板 2 6 の図示しないスルーホールを介して各コネクタ 2 7 に電氣的に接続されている。

10

【 0 0 8 4 】

図 1 2 は上記 M U T 素子 2 2 と送受信部 4 との接続回路をサブアレイの 1 グループ (例えば M U T 素子 2 2 が 2 5 個) 分示す回路図である。図 1 2 に示すように各 M U T 素子 2 2 の一端に送受信部 4 を接続する一方、その他端に D C バイアス線 2 9 を接続し、この接続部側には直流カット用のコンデンサ 3 0 をそれぞれ介在させ、スイッチ切替信号 S W とし直流バイアスを M U T 素子 2 2 に与えることにより励振駆動して超音波を出力させる一方、エコー波を受信して電気信号に変換するようになっている。

【 0 0 8 5 】

したがって、この C M U T 型トランスデューサアレイ 2 0 によれば、シリコン基板 2 1 に、スイッチング素子 5 a 、 M O S F E T 2 を含む記憶回路、 X , Y 制御線 x , y をそれぞれ含む電子回路を集積回路として一体に形成しているので、図 6 で示す切替基板 1 2 を省略することができる。このために、プローブヘッド 1 0 のさらなる小型軽量化を図ることができる。

20

【 0 0 8 6 】

また、シリコン基板 2 2 には、受信増幅回路 2 5 を一体に形成しているので、エコー信号の受信感度の向上を図ることができるうえに、後段の受信回路を省略することができる。このために、プローブヘッド 1 0 の構成の簡単化を図ることができ、コスト低減を図ることができる。

【 0 0 8 7 】

なお、上記各実施形態では、 M O S F E T 2 等の記憶素子に記憶させる制御情報として、スイッチング素子 5 a を切替制御する切替情報の場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えば、振動子群 6 に与える送信遅延時間、受信遅延時間、送信波形、送信条件 (繰返し周波数、送信電圧等) を制御情報として記憶する記憶手段をプローブヘッド (ハンドル) 内に設けてもよい。

30

【 0 0 8 8 】

これによれば、超音波画像診断装置 1 の電源投入やプローブヘッド切替時から診断開始までの時間、映像化モード切替時間、送受信条件切替時に、超音波画像診断装置本体とプローブヘッド間のデータ転送が不要となり、起動、切替時間を早くし、診断のスループットを向上させることができる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 9 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係る超音波画像診断装置の記憶回路部の電子回路図。

【 図 2 】 図 1 で示す実施形態のサブアレイの 1 グループ分の振動子とそのスイッチング素子との回路を主に示す電子回路図。

【 図 3 】 図 1 で示す M O S F E T の記憶機能を示すためのゲート電圧 - ドレイン電流特性を示すグラフ。

【 図 4 】 図 1 で示す X , Y 制御線を主に示す切替基板等の平面図。

【 図 5 】 図 1 等で示す実施形態のプローブヘッド内に配設される振動子部、切替基板部、コネクタ基板部、アンプ基板部の外観斜視図。

50

【図 6】図 5 の一部切欠縦断面図。

【図 7】記憶素子として図 1 で示す MOSFET に代えて強誘電体キャパシタを使用した場合の記憶回路図。

【図 8】図 7 で示す強誘電体キャパシタの記憶機能を示すためのヒステリシスループを示すグラフ。

【図 9】記憶素子として図 1 で示す MOSFET に代えて磁気抵抗素子を使用した場合の記憶回路図。

【図 10】(A) は図 9 で示す磁気抵抗素子の構成と動作原理を示す模式図、(B) は同磁気抵抗素子の記憶機能を示すためのヒステリシスループを示すグラフ。

【図 11】本発明の他の実施形態に係る CMUT 型トランスデューサの縦断面図。 10

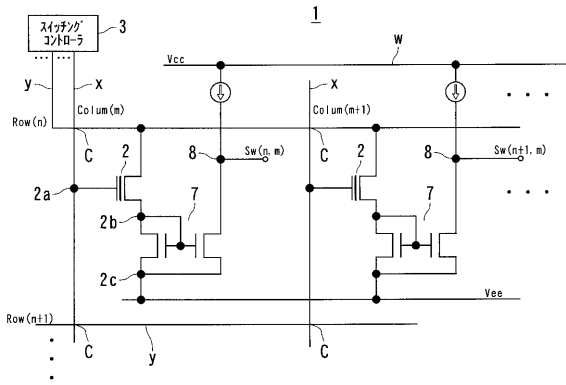
【図 12】図 11 で示す MUT 素子と送受信部との接続例を示す電子回路図。

【符号の説明】

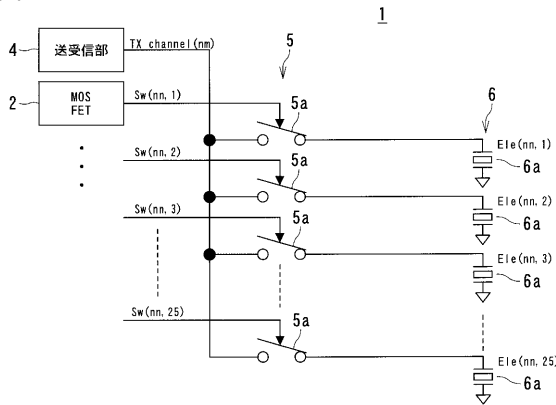
【0090】

- 1 超音波画像診断装置
- 2 MOSFET
- 2 a フローティングゲート
- 3 スイッチングコントローラ
- 4 送受信部
- 5 スイッチング回路群
- 5 a スイッチング素子 20
- 6 振動子群
- 6 a 振動子群
- 7 カレントミラー回路
- 8 出力端子
- 10 プロブヘッド
- 11 振動子部
- 12 切替基板部
- 13 コネクタ基板部
- 14 アンブ基板部
- 17 強誘電体キャパシタ 30
- 18 磁気抵抗素子
- 18 a 上部電極
- 18 b 上部電極
- 20 CMUT 型トランスデューサアレイ
- 21 シリコン基板
- 22 MUT 素子
- 23 柱状電極
- 24 MOSFET 等を含む回路
- 25 受信増幅回路
- 26 コネクタ基板 40
- 27 コネクタ
- 28 ボンディングワイヤ
- x X 制御線
- y Y 制御線

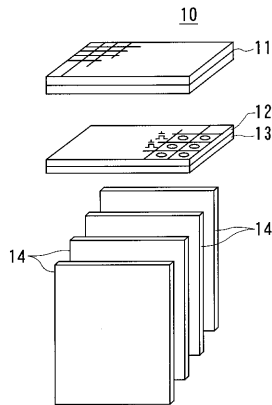
【図1】



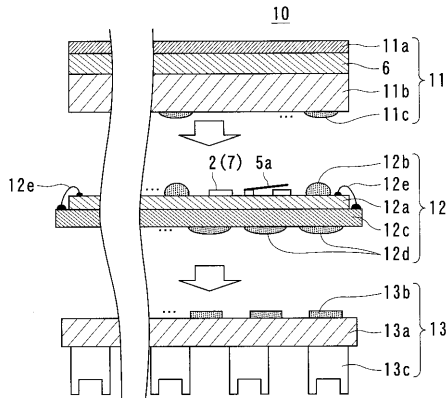
【図2】



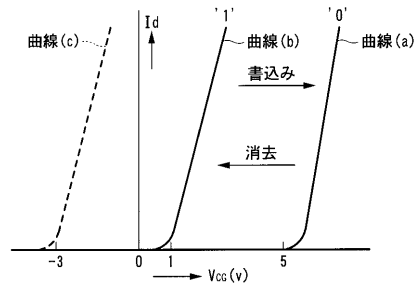
【図5】



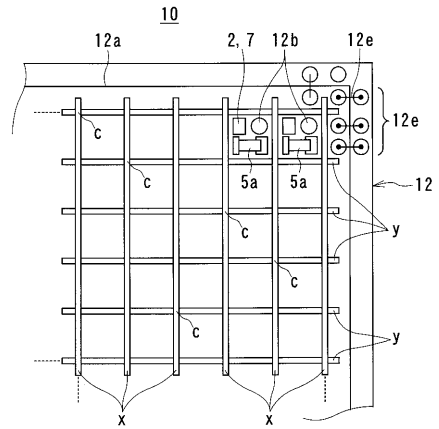
【図6】



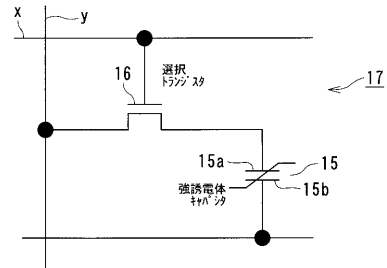
【図3】



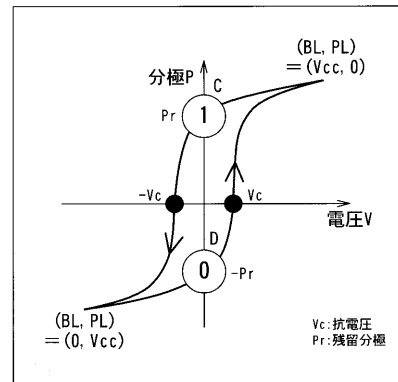
【図4】



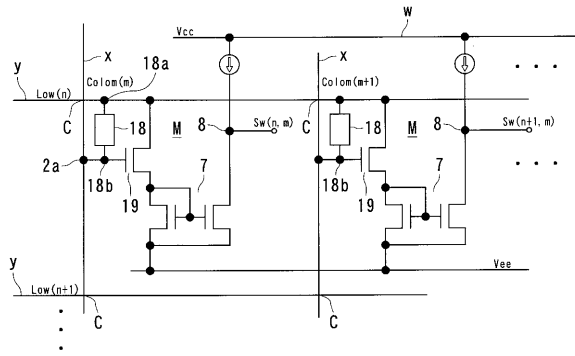
【図7】



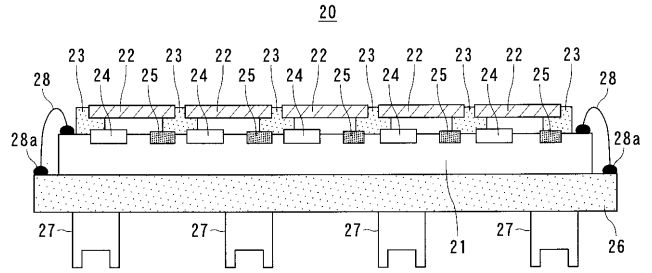
【図8】



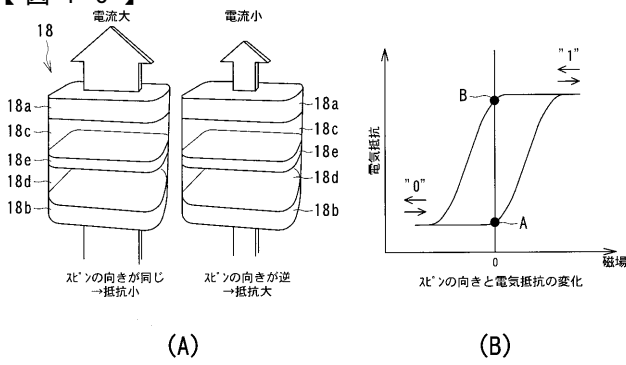
【図9】



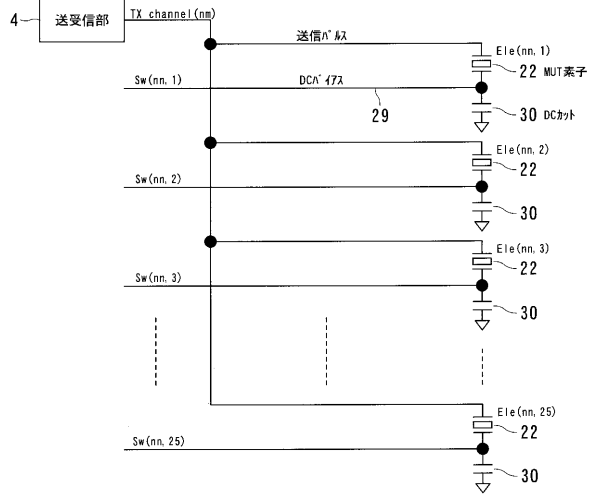
【図11】



【図10】



【図12】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード(参考)
H 0 1 L 29/792	H 0 1 L 27/10	4 4 4 B
H 0 1 L 43/08	H 0 1 L 27/10	4 4 7
H 0 4 R 17/00		

(72)発明者 岩間 信行

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社内

Fターム(参考) 4C601 EE12 EE13 GA02 GA03 GB02 GB06 GB18 GB20 GB21 GB41
GB48 HH14 LL05
5D019 AA25 BB19 FF04 HH01
5F083 EP02 ER06 ER16 ER22 ER27 FR02 FZ10 GA05 GA09 ZA12
5F101 BA01 BC01 BD02 BE02 BE05 BE07

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP2005304692A	公开(公告)日	2005-11-04
申请号	JP2004124296	申请日	2004-04-20
[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	岩間信行		
发明人	岩間 信行		
IPC分类号	A61B8/00 H01L21/8246 H01L21/8247 H01L27/105 H01L27/115 H01L29/788 H01L29/792 H01L43/08 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 H01L43/08.Z H04R17/00.332.B H01L29/78.371 H01L27/10.434 H01L27/10.444.B H01L27/10.447 H01L27/105.447 H01L27/115 H01L27/11502 H01L27/11517		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/GA02 4C601/GA03 4C601/GB02 4C601/GB06 4C601/GB18 4C601/GB20 4C601/GB21 4C601/GB41 4C601/GB48 4C601/HH14 4C601/LL05 5D019/AA25 5D019/BB19 5D019/FF04 5D019/HH01 5F083/EP02 5F083/ER06 5F083/ER16 5F083/ER22 5F083/ER27 5F083/FR02 5F083/FZ10 5F083/GA05 5F083/GA09 5F083/ZA12 5F101/BA01 5F101/BC01 5F101/BD02 5F101/BE02 5F101/BE05 5F101/BE07 4M119/BB01 4M119/CC01 4M119/DD33 4M119/DD47 5F092/AB07 5F092/AB08 5F092/AC12 5F092/AD03 5F092/BB22 5F092/BB35 5F092/BB42		
代理人(译)	波多野尚志 古川纯一		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

考虑到这种情况做出了本发明，并且本发明的目的是减少用于发送控制信息的控制线的数量，并且构造用于向这些控制线输出控制信息的控制装置。可以简化的超声诊断成像设备。 解决方案：多个超声换能器以矩阵形式排列，并由换能器接收超声波，同时输出电信号以驱动换能器传输超声波束。能够输入在其中转换了回波的电信号的发送/接收装置，用于在发送/接收装置与每个振荡器之间切换连接的切换装置，用于存储用于控制切换装置的切换的控制信息的MOSFET 2以及 开关控制器3将控制信息提供给MOSFET 2并存储该控制信息，并且将所存储的控制信息提供给开关装置。这些振荡器，发射/接收装置，开关装置，MOSFET 2和开关控制器3布置在探头中。 [选型图]图1

