

(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2019-166141

(P2019-166141A)

(43) 公開日 令和1年10月3日(2019.10.3)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2018-57097(P2018-57097)
 (22) 出願日 平成30年3月23日(2018.3.23)

(71) 出願人 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 110001689
 青稜特許業務法人
 (72) 発明者 矢崎 徹
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
 (72) 発明者 西元 琢真
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内
 Fターム(参考) 4C601 BB03 DE14 EE04 EE09 EE15
 GB06 GB18 HH01

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

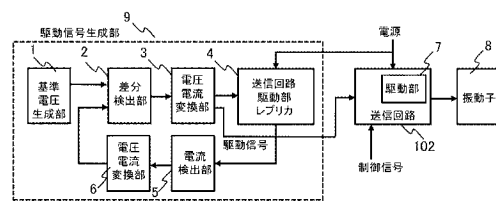
(57) 【要約】 (修正有)

【課題】半導体プロセスバラつきに対して振動子の駆動電流が一定となる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】振動子と、駆動信号を生成する駆動信号生成部と、駆動信号に応じた駆動電流を出力し、振動子を駆動する送信回路と、を備える超音波診断装置であって、送信回路は、低電圧トランジスタと高電圧トランジスタとのカレントミラーから成り、振動子に高電圧トランジスタが接続される振動子駆動部と、振動子駆動部の低電圧トランジスタに駆動信号に応じた動作電流を供給する電流源から構成され、駆動信号生成部は、振動子駆動部と同じ構成である送信回路駆動部レプリカと、送信回路駆動部レプリカの高電圧トランジスタに流れる電流を検出し、電流を一定に制御するフィードバック制御部と、を備えている。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

振動子と、駆動信号を生成する駆動信号生成部と、前記駆動信号に応じた駆動電流を出力し、前記振動子を駆動する送信回路と、を備える超音波診断装置であって、

前記送信回路は、

低電圧トランジスタと高電圧トランジスタとのカレントミラーから成り、前記振動子に前記高電圧トランジスタが接続される振動子駆動部と、

前記振動子駆動部の低電圧トランジスタに前記駆動信号に応じた動作電流を供給する電流源から構成され、

前記駆動信号生成部は、

前記振動子駆動部と同じ構成である送信回路駆動部レプリカと、

前記送信回路駆動部レプリカの高電圧トランジスタに流れる電流を検出し、前記電流を一定に制御するフィードバック制御部と、を備え、

前記送信回路駆動部レプリカの低電圧トランジスタに動作電流を供給する電流源へ前記フィードバック制御部から印加する信号を、前記駆動信号として、前記振動子駆動部の低電圧トランジスタに動作電流を供給する電流源へ供給する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記電流源を、前記駆動信号を電流に変えるトランジスタで構成し、当該トランジスタのゲート端子に、制御信号により前記駆動信号の入力をオン、オフするスイッチ手段を設け、前記駆動信号および前記制御信号に基づいて送信信号を生成することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記送信回路の、低電圧トランジスタと高電圧トランジスタとのカレントミラーと、前記送信回路駆動部レプリカの、低電圧トランジスタと高電圧トランジスタとのカレントミラーに、同一の電源電圧を印加したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記送信回路の低電圧トランジスタ、および前記送信回路駆動部レプリカの低電圧トランジスタに、それぞれ高電圧トランジスタを直列接続したことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記フィードバック制御部を、

基準電圧を生成する基準電圧生成部と、

前記送信回路駆動部レプリカの高電圧トランジスタに流れる電流を検出する電流検出部と、

前記電流検出部で検出した電流を電圧に変換する電流電圧変換部と、

前記基準電圧生成部で生成した基準電圧と、前記電流電圧変換部で変換した電圧とを比較し、差分を検出する差分検出部と、

40

前記差分を電流に変換し、前記送信回路駆動部レプリカの低電圧トランジスタに供給する電圧電流変換部と、

で構成したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記駆動信号生成部が複数の送信回路に共通に設けられていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

50

前記送信回路と前記駆動信号生成部とは、同一の半導体上に形成されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において

前記振動子駆動部を、PMOSトランジスタから成る正側駆動部とNMOSトランジスタから成る負側駆動部で構成し、前記振動子に正負の異なる駆動電流を供給可能にし、駆動電流を一定化する前記駆動信号生成部を、前記正側駆動部および負側駆動部のそれぞれに配置したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、

前記振動子駆動部は、正負に交互に反転する駆動電流を前記振動子に供給し、前記振動子は、交互に反転する超音波を送信することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 10】

請求項 9 に記載の超音波診断装置において、

超音波の対称波形を交互に送信し、受信波形を加算することで、基本波成分を除去することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記振動子が超音波プローブ内に配置され、前記送信回路および前記駆動信号生成部が、メインフレーム内に配置され、前記超音波プローブと前記メインフレームをケーブルで接続してなることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 12】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記振動子、前記送信回路および前記駆動信号生成部が超音波プローブ内に配置されてなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 12 に記載の超音波診断装置において、

M × N 個の 2 次元配列された振動子と、それぞれの前記振動子に対応する、送信回路を含む M × N 個のアナログフロントエンド回路と、複数の送信回路に駆動信号を供給する駆動信号生成部を備えることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 14】

請求項 13 に記載の超音波診断装置において、

前記 M × N 個のアナログフロントエンド回路と前記駆動信号生成部とが、同一の半導体上に形成されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記送信回路の送信動作と、前記駆動信号生成部のキャリアレーション動作を同期して行い、前記駆動信号生成部を送信区間のみ動作させることを特徴とする超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、Tissue Harmonic Imaging (THI) と呼ばれる生体内で発生する歪成分を画像化する撮像方法があり、通常のBrightness (B) モード撮像と比較し、高調波成分を利用するため、基本波で発生するサイドローブやアーチファクトなどの影響を低

50

減でき、高画質化が可能となる。THIには、生体内で発生した2次歪成分のみをフィルタで取り出すフィルタ法と、正負対称波を加算して基本波成分を取り除くパルスインバージョン法の2つの方法がある。フィルタ法は送受信1回で撮像可能であるが、基本波成分と高調波成分を分離する必要があるため狭帯域な送信波形が必要となり、空間分解能が低下する。一方、パルスインバージョン法は撮像に送受信2回必要であるが、基本波成分と高調波成分の分離が不要となるため、広帯域な送信が可能で空間分解能が向上することが知られており、昨今の超音波診断装置ではパルスインバージョン法を用いたTHIが主流となりつつある。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0003】

【特許文献1】国際公開第2016/114018号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

パルスインバージョン法を用いたTHIで重要となるのが、送信波形の正負対称性である。正負の送受信信号を加算するため、送信波形の立ち上がり、立ち下りが異なると、加算後打消し残りが発生し画像劣化を招く。特に、High/Lowの離散信号を発生させるパルス送信回路では、トランジスタの極性が異なるPMOSトランジスタとNMOSトランジスタを使用して離散信号を生成するために、半導体のプロセスバラつきで正負非対称となることが知ら

20

【0005】

特許文献1では、低電圧トランジスタと高電圧トランジスタで構成された送信回路駆動部に対して、同一構成のレプリカを用意し、そこに流れる電流の和を一定にすることによってプロセスバラつきに対して、駆動電流を一定にする技術が述べられている。しかしながら、特許文献1ではレプリカ部の低電圧トランジスタと高電圧トランジスタの電流の合計は一定になるが、半導体プロセスバラつきにより低電圧トランジスタと高電圧トランジスタに流れる電流比（ミラー比）が変動するため、送信回路駆動部の高電圧トランジスタに流れる電流、つまり駆動電流が一定にならず、高精度に正負対称な波形を形成することが困難であった。

30

【0006】

そこで本発明は、半導体プロセスバラつきに対して振動子の駆動電流が一定となる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】

【0007】

上記課題を解決するための、本発明の「超音波診断装置」の一例を挙げるならば、振動子と、駆動信号を生成する駆動信号生成部と、前記駆動信号に応じた駆動電流を出力し、前記振動子を駆動する送信回路と、を備える超音波診断装置であって、前記送信回路は、低電圧トランジスタと高電圧トランジスタとのカレントミラーから成り、前記振動子に前記高電圧トランジスタが接続される振動子駆動部と、前記振動子駆動部の低電圧トランジスタに前記駆動信号に応じた動作電流を供給する電流源から構成され、前記駆動信号生成部は、前記振動子駆動部と同じ構成である送信回路駆動部レプリカと、前記送信回路駆動部レプリカの高電圧トランジスタに流れる電流を検出し、前記電流を一定に制御するフィードバック制御部と、を備え、前記送信回路駆動部レプリカの低電圧トランジスタに動作電流を供給する電流源へ前記フィードバック制御部から印加する信号を、前記駆動信号として、前記振動子駆動部の低電圧トランジスタに動作電流を供給する電流源へ供給する超音波診断装置。

40

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、半導体プロセスバラつきに対して振動子の駆動電流を一定に保つこと

50

ができる。

【0009】

上記した以外の課題、構成、および効果は、以下の実施形態の説明により明らかにされる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施例1に係る駆動信号生成部と送信回路のブロック構成図である。

【図2】図1の詳細回路図の一例である。

【図3】図1の送信回路の制御信号と送信波形を示した図である。

【図4】実施例1の超音波診断装置の構成例を示した図である。

10

【図5】本発明の実施例2に係る駆動信号生成部と送信回路のブロック構成図である。

【図6】図5の詳細回路図の一例である。

【図7】図5の送信回路の制御信号と送信波形を示した図である。

【図8】(a)は駆動信号生成部無しの場合の、また(b)は駆動信号生成部有りの場合の、パルスインバージョンの送信波形と残差成分を示した図である。

【図9】本発明の実施例3に係る、超音波診断装置の構成例を示した図である。

【図10】本発明の実施例4に係る、超音波診断装置の構成例を示した図である。

【図11】図10の送信回路の構成例を示した図である。

【図12】本発明の実施例5に係る、超音波診断装置の構成例を示した図である。

20

【図13】図12の超音波診断装置の動作モードと消費電力を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下の実施の形態においては便宜上その必要があるときは、複数のセクションまたは実施の形態に分割して説明するが、特に明示した場合を除き、それらは互いに無関係なものではなく、一方は他方の一部または全部の変形例、詳細、補足説明等の関係にある。また、以下の実施の形態において、要素の数等(個数、数値、量、範囲等を含む)に言及する場合、特に明示した場合および原理的に明らかに特定の数に限定される場合等を除き、その特定の数に限定されるものではなく、特定の数以上でも以下でも良い。

【0012】

さらに、以下の実施の形態において、その構成要素(要素ステップ等も含む)は、特に明示した場合および原理的に明らかに必須であると考えられる場合等を除き、必ずしも必須のものではないことは言うまでもない。同様に、以下の実施の形態において、構成要素等の形状、位置関係等に言及するときは、特に明示した場合および原理的に明らかにそうでないと考えられる場合等を除き、実質的にその形状等に近似または類似するもの等を含むものとする。このことは、上記数値および範囲についても同様である。

30

【0013】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて詳細に説明する。なお、実施の形態を説明するための全図において、同一の部材には原則として同一の符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。

【0014】

超音波診断装置は、非侵襲かつリアルタイムに観察することができる医療診断装置として広く利用されている。さらに、近年においては、従来の2次元画像に加え、3次元の立体画像なども表示できるようになり用途は拡大の一途をたどっている。一方、画質についてはX線CT(Computed Tomography)装置やMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置と比較すると低解像度のため、従来にも増した高画質化が求められている。以下では、本発明を、超音波診断装置に適用した例について説明する。

40

【実施例1】

【0015】

図1は、本発明の実施例1に係る駆動信号生成部と送信回路を示したブロック構成図である。振動子8を駆動する送信回路102内部の駆動部7は、駆動信号生成部9から供給

50

された駆動信号に応じた駆動電流を出力し、振動子 8 を駆動する。このとき、送信回路 102 には制御信号が入力され、この制御信号により駆動信号がオン、オフされることで出力に駆動電流が流れ、High、Lowの信号を生成することが可能となる。

【0016】

駆動信号生成部 9 は基準電圧生成部 1、差分検出部 2、電圧電流変換部 3、送信回路駆動部レプリカ 4、電流検出部 5、電流電圧変換部 6 で構成される。差分検出部 2、電圧電流変換部 3、送信回路駆動部レプリカ 4、電流検出部 5、電流電圧変換部 6 はフィードバック制御部を構成しており、差分検出部 2 の出力電圧は電圧電流変換部 3 で電流に変換され、送信回路駆動部レプリカ 4 へと伝達される。送信回路駆動部レプリカ 4 で、送信回路駆動部 7 と同様に駆動電流を発生させ、電流検出部 5 を介して、電流電圧変換部 6 で電圧信号に再び変換され、差分検出部 2 へと戻される。このとき、フィードバック効果により、最終的には差分検出部 2 の入力には基準電圧と等しい電圧が入力されることとなる。つまり電流電圧変換部 6 の出力電圧と基準電圧生成部 1 の基準電圧が等しいことを意味する。電流電圧変換部 6 への電流は、電流検出部 5 から伝達された駆動電流であるため、駆動電流は一定値となる。この駆動電流を発生するための電流は電圧電流変換部 3 の出力電流であり、この電流を駆動信号として送信回路 102 に入力することで、送信回路 102 から出力される駆動電流を一定に保つことができる。

10

【0017】

図 2 に、具体的な構成例を示す。送信回路 102 は、駆動信号を電流に変える NMOS トランジスタ 19 と、駆動信号を制御信号によってオン、オフするスイッチ 18 と、駆動部 7 と、負荷抵抗 20 で構成される。駆動部 7 は、高電圧の電源 VDD1 を印加するために NMOS トランジスタ保護用レベルシフトである高電圧 NMOS トランジスタ 15 と、低電圧 PMOS トランジスタ 16 と高電圧 PMOS トランジスタ 17 とのカレントミラーで構成される。駆動信号を電流に変える NMOS トランジスタ 19 は、低電圧 PMOS トランジスタ 16 に駆動電流に応じた動作電流を流す電流源とすることができる。

20

【0018】

駆動信号生成部 9 については、基準電圧生成部 1 は抵抗 10 と電流源 11 で構成される。差分検出部 2 は OPAMP 13 で構成され、OPAMP 13 の出力は電圧電流変換部 3 に接続されている。電圧電流変換部 3 は、NMOS トランジスタ 14 で OPAMP 13 からの出力電圧を電流に変換し、駆動部レプリカ 4 に入力する。駆動部レプリカ 4 から出力された駆動電流は、NMOS トランジスタ 21、22 のカレントミラーで構成される電流検出部 5 から出力される。この電流が、電流電圧変換部 6 である抵抗 12 で再び電圧に変換され、差分検出部 2 に入力される。NMOS トランジスタ 14 は、送信回路駆動部レプリカ 4 の低電圧 PMOS トランジスタ 16 に動作電流を流す電流源とすることができる。

30

【0019】

さらに詳細動作について説明する。OPAMP 13 のマイナス端子は電流源 11 と電源 VDD に接続された抵抗 10 の片側に接続され、プラス端子は電源 VDD に接続された抵抗 12 の片側端子と電流検出部 5 の NMOS トランジスタ 22 のドレイン端子に接続されている。このとき、OPAMP 13 のマイナス端子の電圧を V_o とし、初期状態で OPAMP 13 のプラス端子は、NMOS トランジスタ 22 の電流がゼロとすると、VDD となる。OPAMP 13 の出力は High となり、NMOS トランジスタ 14 がオンするため、NMOS トランジスタ 14 のドレイン端子からは電流 I_c が供給され、駆動部レプリカ 4 へと入力される。駆動部レプリカ 4 の出力からは I_{DRIVE} が出力され、電流検出部 5 へ入力される。電流検出部 5 の NMOS トランジスタ 21 と 22 はミラー比 $N:1$ のカレントミラーであり、NMOS トランジスタ 22 のドレイン端子からは I_{DRIVE} / N の電流が電流電圧変換部 6 である抵抗 12 へと印加される。このとき、一連の動作は負帰還動作するため、OPAMP 13 のプラス端子とマイナス端子は同電位になるように自動で制御される。つまり、OPAMP 13 のプラス端子は V_o となる。抵抗 10 と抵抗 12 の抵抗値が等しいものとすると、NMOS トランジスタ 22 のドレインからは、電流源 11 と等しい I_b が供給されることとなる。電流検出部 5 の NMOS トランジスタのカレントミラー比は $N:1$ であるため、 I_{DRIVE} は式 (1) のようになる。

40

50

[式 1]

$$I_{D R I V E} ' = I_b / N \quad (1)$$

【 0 0 2 0 】

このとき、駆動部レプリカ 4 の低電圧トランジスタ 1 6 と高電圧トランジスタ 1 7 のミラー比を M とすると、NMOS トランジスタ 1 4 から駆動部レプリカ 4 の PMOS トランジスタ 1 6 に供給される電流は式 (2) となる。

[式 2]

$$I_c = I_{D R I V E} ' / M = I_b / (N \times M) \quad (2)$$

【 0 0 2 1 】

送信回路 1 0 2 の NMOS トランジスタ 1 9 には、スイッチ 1 8 がオン時には駆動信号生成部 9 の NMOS トランジスタ 1 4 と同じ電位が駆動信号として、ゲート端子に入力される。そのため、NMOS トランジスタ 1 4 のドレイン端子からは駆動信号生成部 9 の駆動部レプリカ 4 に入力される I_c と同じ電流が、送信回路駆動部 7 にも入力されることになる。送信回路駆動部 7 も駆動部レプリカ 4 と同一の低電圧 PMOS トランジスタ 1 6 と高電圧 PMOS トランジスタ 1 7 で構成されるため、ミラー比は M となり、 $I_{D R I V E}$ は式 (3) となる。

[式 3]

$$I_{D R I V E} = M \times I_c = I_b / N \quad (3)$$

【 0 0 2 2 】

つまり、電流源 1 1 の電流値 I_b と電流検出部 5 のミラー比のみで駆動電流が決まるとなり、プロセスバラつきなどで駆動部レプリカ 4 の低電圧 PMOS トランジスタ 1 6 と高電圧 PMOS トランジスタ 1 7 のミラー比 M が変動しても、駆動電流 $I_{D R I V E}$ は一定となる。

【 0 0 2 3 】

このとき、駆動部レプリカ 4 と駆動部 7 は同一電源 VDD1 が印加されており、高電圧 NMOS トランジスタ 1 5 があることで、高電圧が印加できるため駆動電圧の電圧依存による変化も抑制できる。

【 0 0 2 4 】

駆動電流は NMOS トランジスタ 2 1 と 2 2 のミラー比 N 又は電流源 1 1 の電流値 I_b を変更することで調整できるが、抵抗 1 2 と抵抗 1 0 の抵抗比を調整してもよい。

【 0 0 2 5 】

本実施例の制御動作を図 3 に示す。制御信号はスイッチ 1 8 に入力される信号であり、Low (L) ではスイッチがオフして、NMOS トランジスタ 1 9 のゲート端子を GND に、High (H) ではスイッチをオンして、ゲート端子を駆動信号生成部 9 から出力される駆動電圧に接続する。駆動電圧に接続された NMOS トランジスタ 1 9 は駆動部 7 の高電圧 PMOS トランジスタ 1 7 から駆動電流 $I_{D R I V E}$ を出力し、負荷抵抗 2 0 と振動子 8 に印加する。駆動電流の大部分は振動子 8 に流れることとなる。駆動電流の印加と共に、出力電圧 V_{out} は上昇し、VDD1 付近まで上昇すると駆動部 7 の高電圧 PMOS トランジスタ 1 7 は線形領域となるため負荷抵抗への電流供給のみが行われる。一方、制御信号が L となった場合、 I_c がゼロになり駆動電流 $I_{D R I V E}$ はゼロとなる。そのため、振動子 8 に充電された電荷は負荷抵抗 2 0 により放電され出力電圧はゼロになる。これにより超音波送信信号を生成することができる。本実施例では、高電圧 PMOS トランジスタ 1 7 から出力する駆動電流 $I_{D R I V E}$ が一定となるため、出力電圧 V_{out} の傾きが一定となる。

【 0 0 2 6 】

本実施例の駆動信号生成部 9 と送信回路 1 0 2 を超音波診断装置 3 0 0 に適用した構成例を、図 4 に示す。制御部 1 0 1 からの駆動信号制御信号は駆動信号生成部 9 に伝送されて、駆動信号値を決定する。送信制御信号は送信回路 1 0 2 に伝送され、スイッチのオン、オフにより送信信号を形成する。送信回路 1 0 2 から出力された送信信号は超音波振動子 1 0 3 で超音波信号に変換されて生体に照射される。生体からの反射信号は再び超音波振動子 1 0 3 で受信され、電気信号へと変換され、送受分離部 1 0 4、受信回路 1 0 5、画像処理部 1 0 6 で信号処理されて、表示部 1 0 3 で超音波画像として表示される。このとき、送信回路 1 0 2、送受分離部 1 0 4、受信回路 1 0 5 は複数の超音波振動子 1 0 3

10

20

30

40

50

と同じ数が配置される。駆動信号生成部 9 は、複数の送信回路 102 に対して共通に一つのみ配置してもよい。複数の送信回路 102 と駆動信号生成部 9 は、同一の半導体上に形成してもよい。

【0027】

低電圧トランジスタと高電圧トランジスタとは半導体の製造プロセスが異なるためバラツキが大きくなるが、本実施例によれば、低電圧トランジスタと高電圧トランジスタの半導体プロセス変動に対して超音波振動子の駆動電流が一定となる超音波診断装置が提供できる。

【実施例 2】

【0028】

本発明の実施例 2 を、図 5 に示す。実施例 2 は、振動子 8 に正負に反転する駆動電流を供給できるようにしたものである。送信回路 102 は正側の駆動部 7a と負側の駆動部 7b を備え、正側駆動部 7a には正電源 VDD1、制御信号 a と駆動信号 a が、負側駆動部 7b には負電源 VDD2、制御信号 b と駆動信号 b が入力されている。駆動信号 a, b はそれぞれ駆動信号生成部 9a、9b で生成される。送信回路 102 の駆動部 7a, 7b の出力は互いに振動子 8 に接続されている。

【0029】

図 6 は、図 5 の内部構成図である。正側の駆動信号 a を生成する駆動信号生成部 9a および正側駆動部 7a は、実施例 1 で説明したものである。負側の駆動信号 b を生成する駆動信号生成部 9b は、実施例 1 と同様に差分検出部 2b のマイナス端子に、電流源 33 の基準電流 I_b と抵抗 34 で発生する基準電圧 V_{ob} と同電位になるように、PMOS トランジスタ 31 から抵抗 23 に流れる電流がフィードバック制御により自動で調整される。抵抗 34 と抵抗 23 が等しいとすると、抵抗 23 に流れる電流は I_b となり、負側電流検出部 5b のカレントミラー比を 1 : N とすると、負側送信回路レプリカ部 4b の高電圧 NMOS トランジスタ 28 に流れる電流は I_b / N となる。負側送信回路レプリカ部 4b の低電圧 NMOS トランジスタ 27 と高電圧 NMOS トランジスタ 28 のカレントミラー比を M_b とすると、低電圧 NMOS トランジスタ 27 のドレインには I_b / (N × M_b) が流れることになり、正側と同様にこの電流を流す PMOS トランジスタ 25 のゲート電位が駆動信号 b となるため、送信回路 102 の負側駆動部 7b には I_b / N の駆動電流 I_{DRIVE2} が流れることになる。この駆動電流は、正側と同じように PMOS トランジスタ 31 と 32 のカレントミラー比 N で決まるため、半導体のプロセス変動に影響されない。

【0030】

続いて、図 6 の動作について、図 7 を用いて説明する。制御信号のオン、オフによって駆動電流 I_{DRIVE1}、I_{DRIVE2} が流れることは実施例 1 の説明と同様である。実施例 1 との差は、出力が VDD1, VDD2, ゼロの 3 値が出力可能となる点である。図 7 (a) では、最初に制御信号 a が High となり、ゼロから出力は VDD1 となる。続いて、制御信号 a が Low になり、制御信号 b が High となる。このとき、出力は VDD1 から VDD2 に遷移する。その後、制御信号 a、制御信号 b 共に Low となると出力はゼロとなる。図 7 (b) では制御信号 a と制御信号 b が逆になり、出力も反転する。この対称波形を交互に送信し、受信波形を加算することで基本波成分を除去可能となる。なお例えば、VDD1 は +50V、VDD2 は -50V、電流源 33 や電流検出部 5b に加える VDD は +5V とすることができる。

【0031】

図 8 に、パルスインバージョンの概念図を示す。図 8 (a) は駆動信号生成部が無く、半導体プロセスのばらつきにより正側駆動電流が負側駆動電流より小さくなったときの送信波形と加算後の残差成分を示す。正側駆動電流が小さくなり、立ち上がり時間が遅くなると残差成分が残り、これが診断画像の劣化に繋がる。一方、図 5 の駆動信号生成部 9a, 9b により駆動電流を生成した場合には、駆動電流が一定化されるため、図 8 (b) に示すように、正負対称な送信波形となり、残差成分が無くなる。これにより超音波画像の高画質化が実現可能となる。

10

20

30

40

50

【実施例 3】

【0032】

本発明の実施例 3 を、図 9 に示す。実施例 3 は、本発明の超音波診断装置への適用例である。超音波診断装置 300 は、メインフレーム 201 と、ケーブル 202 を介して接続された超音波プローブ 203 と、画像表示部 107 で構成される。超音波プローブ 203 には超音波振動子 103 が配置され、メインフレーム 201 内部に配置された送信回路 102 と超音波振動子 103 はケーブル 202 内部の配線を介して接続されている。このとき、送信回路 102 や駆動信号生成部 9 はメインフレーム 201 内部に配置される。超音波振動子 103、送信回路 102 は複数個配置されてもよい。

【実施例 4】

【0033】

本発明の実施例 4 を、図 10 に示す。実施例 4 は、本発明の超音波診断装置への第 2 の適用例である。超音波診断装置 300 は、メインフレーム 201 と、ケーブル 202 を介して接続された超音波プローブ 203 と、画像表示部 107 で構成される。超音波プローブ 203 には超音波振動子 103、送信回路 102、駆動信号生成部 9 が配置される。

【0034】

このとき、超音波プローブ 203 に配置された超音波振動子 103 が、 $M \times N$ 個の 2 次元配列に並べられている。図 11 に示すように、超音波振動子 103 のそれぞれにアナログフロントエンド回路 41 が接続され、送信および受信のタイミングを調整することで、3 次元の超音波画像が取得可能である。アナログフロントエンド回路 41 は、超音波振動子 103 のそれぞれに対応して、送信回路 102 および受信回路 105 を含んで構成されている。 $M \times N$ 個のアナログフロントエンド回路 41 は同一の半導体上に形成され、図示しない遅延制御部、振幅電圧生成部と共にビームフォーマー IC 40 として集積化される。このとき、図 11 に示すように、駆動信号生成部 9 は $M \times N$ 個のアナログフロントエンド回路 41 の 2 次元配列の外部に配置され、複数個の送信回路 102 に共通に駆動信号を供給する。このとき、駆動信号は同一配線で集積回路上に配線して送ってもよいし、一度電流に変換し、電流で送った後に再び駆動信号に戻して送信回路 102 に入力してもよい。

【実施例 5】

【0035】

本発明の実施例 5 の超音波診断装置を、図 12 に示す。実施例 5 は、駆動信号生成部 9 の動作を送信回路 102 の動作に同期させたものである。

【0036】

図 13 の動作モードの図に示すように、超音波診断装置においては、送信回路を動作させ超音波を送信する送信区間 TX と反射した超音波を受信する受信区間 RX とを交互に繰り返して超音波画像を生成する。本実施例では、駆動信号生成部 9 に回路を ON・OFF する動作制御信号を入力する。駆動信号生成部 9 は、ON の動作制御信号が入った場合のみ動作（キャリアレーション動作）を行い、OFF の場合は動作を停止する。図 13 に示すように、駆動信号生成部 9 のキャリアレーション動作を送信回路 102 の動作と同期させ、駆動信号生成部 9 の動作を送信区間 TX のみとすることにより、駆動信号生成部 9 の平均電力が下がり消費電力を低減することができる。

【符号の説明】

【0037】

- 1 基準電圧生成部
- 2 差分検出部
- 3 電圧電流変換部
- 4 送信回路駆動部レプリカ
- 5 電流検出部
- 6 電流電圧変換部
- 7 送信回路駆動部

10

20

30

40

50

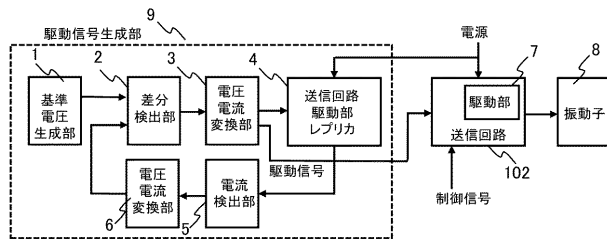
- 8 振動子
- 9 駆動信号生成部
- 10, 12 抵抗
- 11 定電流源
- 13 OPAMP
- 14, 19 トランジスタ
- 15 高電圧トランジスタ
- 16 低電圧トランジスタ
- 17 高電圧トランジスタ
- 18 スイッチ
- 20 負荷抵抗
- 21, 22 トランジスタ
- 40 ビームフォーマーIC
- 41 アナログフロントエンド回路
- 101 制御部
- 102 送信回路
- 103 超音波振動子
- 104 送受分離部
- 105 受信回路
- 106 画像処理部
- 107 表示部
- 201 メインフレーム
- 202 ケーブル
- 203 超音波プローブ
- 300 超音波診断装置

10

20

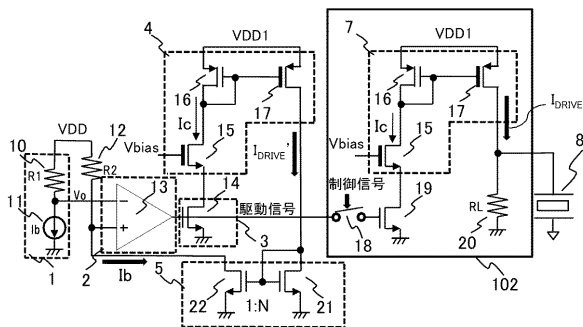
【図1】

図1



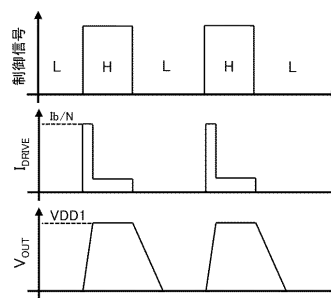
【図2】

図2



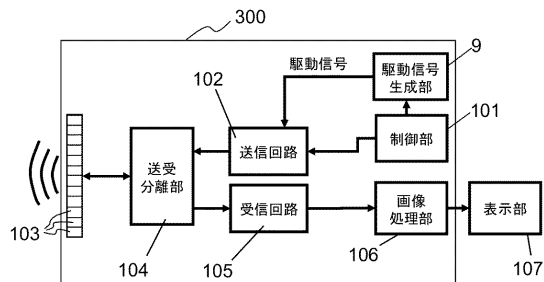
【図3】

図3

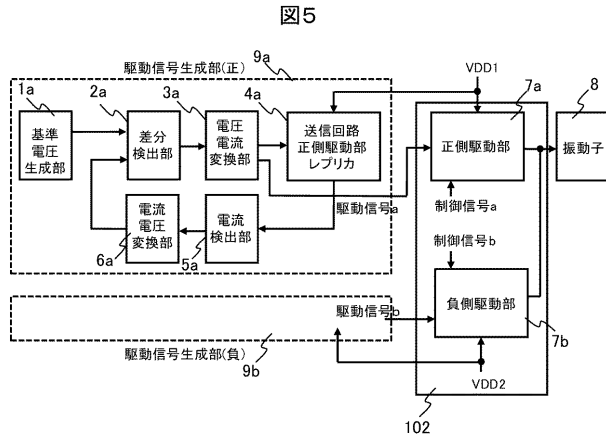


【図4】

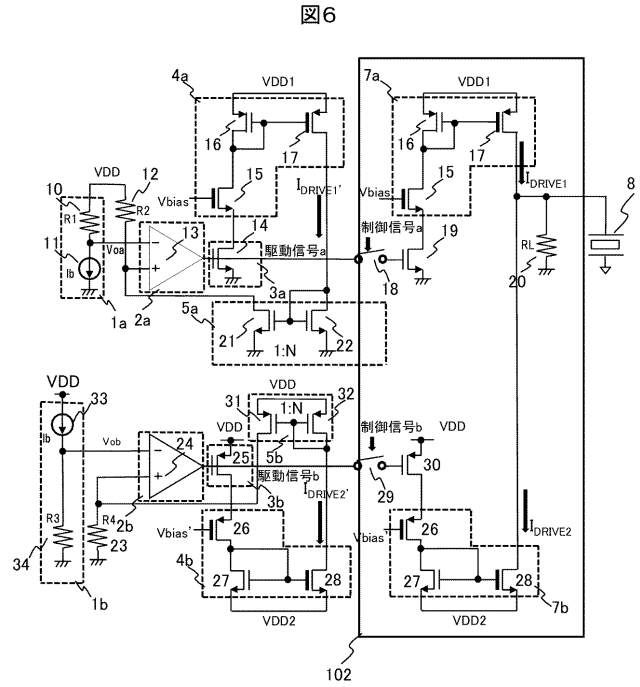
図4



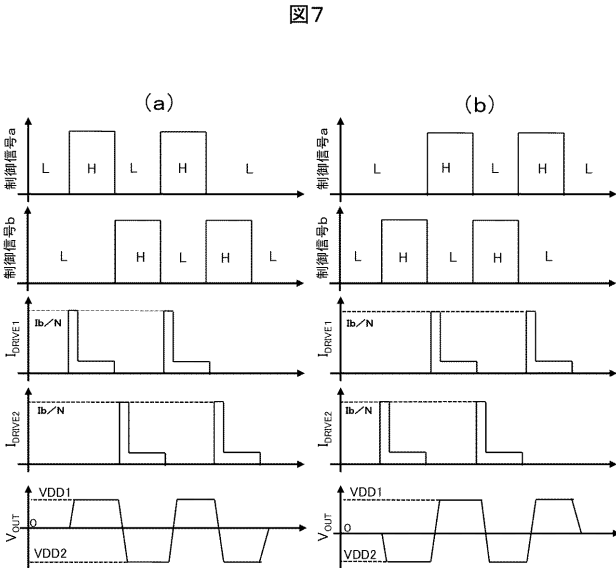
【 図 5 】



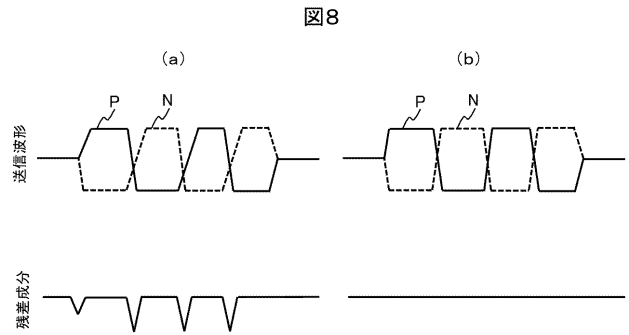
【 図 6 】



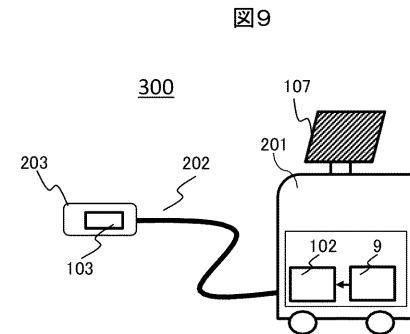
【 図 7 】



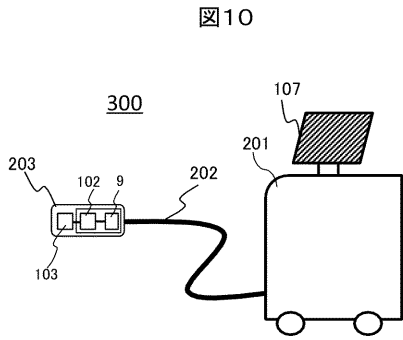
【 図 8 】



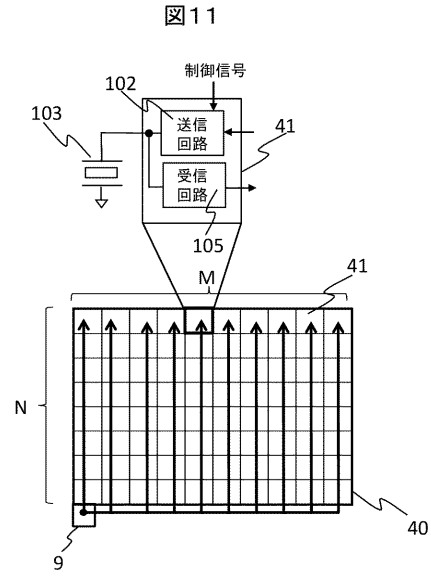
【 図 9 】



【 図 1 0 】

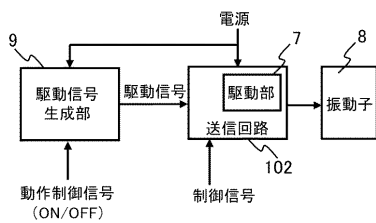


【 図 1 1 】



【 図 1 2 】

図12



【 図 1 3 】

図13

