

(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2007-117668

(P2007-117668A)

(43) 公開日 平成19年5月17日(2007.5.17)

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2005-317651 (P2005-317651)
 (22) 出願日 平成17年10月31日(2005.10.31)

(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

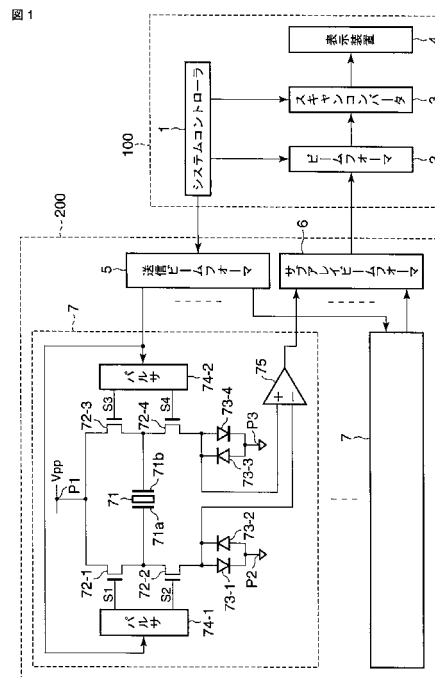
(54) 【発明の名称】 超音波プローブおよび超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 単極パルス駆動でありながら正負の対称性が良いバイポーラ波形を送信可能とする。

【解決手段】 電位点 P 1 と超音波振動子 7 1 の第 1 の電極 7 1 a との間に介挿される第 1 のトランジスタ 72-1 と、電位点 P 1 とは異なる電位を持つ電位点 P 2 と第 1 の電極 7 1 a との間に介挿される第 2 のトランジスタ 72-2 と、電位点 P 1 と第 2 の電極 7 1 b との間に介挿される第 3 のトランジスタ 72-3 と、電位点 P 2 と同じ電位を持つ電位点 P 3 と第 2 の電極 7 1 b との間に介挿される第 4 のトランジスタ 72-4 とを備える。パルサ 74-1, 74-2 は、第 1 の送信期間に第 1 および第 4 のトランジスタ 72-1, 72-4 を ON し、第 1 の送信期間とは異なる第 2 の送信期間に第 2 および第 3 のトランジスタ 72-2, 72-3 を ON する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 および第 2 の電極を有する超音波振動子と、

第 1 の電位を持つ第 1 の電位点と前記第 1 の電極との間に介挿される第 1 のスイッチング素子と、

前記第 1 の電位とは異なる第 2 の電位を持つ第 2 の電位点と前記第 1 の電極との間に介挿される第 2 のスイッチング素子と、

前記第 1 の電位を持つ第 3 の電位点と前記第 2 の電極との間に介挿される第 3 のスイッチング素子と、

前記第 2 の電位を持つ第 4 の電位点と前記第 2 の電極との間に介挿される第 4 のスイッチング素子と、

第 1 の送信期間に前記第 1 および第 4 のスイッチング素子を ON し、前記第 1 の送信期間とは異なる第 2 の送信期間に前記第 2 および第 3 のスイッチング素子を ON する駆動手段とを具備したことを特徴とする超音波プローブ。

【請求項 2】

第 1 および第 2 の電極を有する超音波振動子と、

第 1 の電位を持つ第 1 の電位点と前記第 1 の電極との間に介挿される第 1 のスイッチング素子と、

前記第 1 の電位とは異なる第 2 の電位を持つ第 2 の電位点と前記第 1 の電極との間に介挿される第 2 のスイッチング素子と、

前記第 1 の電位を持つ第 3 の電位点と前記第 2 の電極との間に介挿される第 3 のスイッチング素子と、

前記第 2 の電位を持つ第 4 の電位点と前記第 2 の電極との間に介挿される第 4 のスイッチング素子と、

第 1 の送信期間に前記第 1 および第 4 のスイッチング素子を ON し、前記第 1 の送信期間とは異なる第 2 の送信期間に前記第 2 および第 3 のスイッチング素子を ON する駆動手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

2 つの入力端子の一方が前記第 2 のスイッチング素子を介して前記第 1 の電極に接続され、前記 2 つの入力端子の他方が前記第 4 のスイッチング素子を介して前記第 2 の電極に接続された増幅器をさらに備え、

前記駆動手段は、受信期間に前記第 2 および第 4 のスイッチング素子を ON することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 の電位とは逆極性の第 3 の電位を持つ第 5 の電位点と前記第 1 の電極との間に介挿された第 5 のスイッチング素子と、

前記第 3 の電位を持つ第 6 の電位点と前記第 2 の電極との間に介挿された第 6 のスイッチング素子とをさらに具備し、

かつ前記駆動手段は、前記第 1 および第 2 の送信期間とは異なる第 3 の送信期間に前記第 4 および第 5 のスイッチング素子を ON し、前記第 1 乃至第 3 の送信期間とは異なる第 4 の送信期間に前記第 2 および第 6 のスイッチング素子を ON することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

第 1 および第 2 の交流カップリング回路と、

2 つの入力端子の一方が前記第 2 のスイッチング素子および第 1 の交流カップリング回路を介して前記第 1 の電極に接続され、前記 2 つの入力端子の他方が前記第 4 のスイッチング素子および第 2 の交流カップリング回路を介して前記第 2 の電極に接続された増幅器とをさらに具備し、

前記駆動手段は、受信期間に前記第 2 および第 4 のスイッチング素子を ON することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 6】

互いに逆向きかつ並列で、前記第 2 のスイッチング素子と前記第 2 の電位点との間に介挿された第 1 および第 2 の整流素子と、

互いに逆向きかつ並列で、前記第 4 のスイッチング素子と前記第 4 の電位点との間に介挿された第 3 および第 4 の整流素子とをさらに具備したことを特徴とする請求項 2 乃至請求項 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

所定方向に超音波を放射するための超音波振動子と、

前記超音波振動子の超音波放射面に設けられる第 1 の電極と、

前記超音波放射面と反対側の背面に設けられる第 2 の電極と、

第 1 の電位点及び第 2 の電位点に対し、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極を切り換えて接続するスイッチング手段とを具備し、

前記スイッチング手段は、

前記第 1 の電位点が前記第 1 の電極と接続される時は前記第 2 の電位点を前記第 2 の電位点と接続し、前記第 1 の電位点が前記第 2 の電極と接続される時は前記第 2 の電位点を前記第 1 の電位点と接続することを特徴とする超音波プローブ。

10

【請求項 8】

所定方向に超音波を放射するための超音波振動子と、

前記超音波振動子の超音波放射面に設けられる第 1 の電極と、

前記超音波放射面と反対側の背面に設けられる第 2 の電極と、

第 1 の電位点及び第 2 の電位点に対し、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極を切り換えて接続するスイッチング手段と、

前記スイッチング手段を切り換えて前記超音波振動子を駆動させることにより、互いに極性の異なる複数回の超音波送受信を行うための送受信制御手段と、

前記複数回の超音波送受信によってそれぞれ得られた複数の受信信号に基づいて、前記超音波送受信における超音波の基本波に対する高調波の受信信号成分を抽出する高調波信号抽出手段とを具備したことを特徴とする超音波プローブ。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、送信回路を内蔵する超音波プローブおよび超音波診断装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置本体のチャンネル数（例えば 128ch）より多い素子を持つ 1 . 5 次元アレイや 2 次元アレイ等を備えた超音波プローブが開発されている。

【0003】

特許文献 1 には、超音波振動子を複数のサブアレイにグループ分けして信号処理する例が記載されている。

【0004】

これらの超音波プローブでは、プローブハンドル部分に各振動子に対応した送信回路や受信回路を配置し、プローブハンドル内で複数のサブアレイにグループ分けして受信信号を束ね、超音波診断装置本体との接続信号数を増やさない工夫がされている。

40

【0005】

例えば、3200 素子の 2 次元アレイプローブで、受信素子を 25 素子を 1 つのグループにすると、128 グループで 3200 素子を制御でき、128 チャンネルの本体にそのまま接続できる。グループ内では受信ビームの方向にあわせて微小な遅延時間制御を行うことで、電子スキャンを行うことができる。

【0006】

送信回路は、プローブハンドル内に備えた送信ビームフォーマで遅延時間を制御し、各素子毎に備えた送信回路で高電圧パルスが発生させる。装置本体から送信ビームフォーマ

50

へはシリアルバスを使うことで数本の制御線で遅延データや波形データを転送することができる。

【0007】

ところで、このようにプローブハンドル内に送受信回路を備える超音波プローブは、超音波振動子の変換ロスによる発熱の他、電子回路自身の電力消費による発熱が避けられないため、これらの低減が要求される。また、プローブハンドルの大きさおよび重さも、長時間手に持って疲れないように小さく抑えることが要求される。このため、プローブ内の電子回路には小型・低電力の回路が用いられ、送信回路はシンプルな単極パルス駆動回路で構成されている。

【0008】

一方、臨床的には分解能の良い高調波イメージングの要求が高く、パルスインバージョン映像法等の手法が好まれて用いられている。パルスインバージョン映像法は、180度位相をずらして2回送信し、これらの2回の送信に基づく2つのエコー信号を加算することによって、高調波成分のみを抽出して画像化する。

【0009】

しかし単極パルス駆動回路では、一般にバイポーラ波形を出力することができないため、パルスインバージョン映像法のような手法が使えない。このため、送信回路を単極パルス駆動回路で構成した場合には、ハイパスフィルタで基本波を除去するフィルタ法を用いた高調波イメージングが使われる。フィルタ法では、送信の基本波が除去しきれず、パルスインバージョン映像法に比べて画質が劣る。

【0010】

特許文献2には、超音波振動子の送信回路を接続した電極と反対側に受信回路を接続することで、単極パルス駆動回路でもパルスインバージョン映像法ができるようにする構成も提案されている。

【0011】

しかしながら特許文献2の構成であると、Pc hトランジスタとNc hトランジスタとの特性差により、立上り時間および立下り時間が異なってしまうために、正負波形の対称性が悪いという不具合があった。

【特許文献1】特開2000-33087

【特許文献2】特開2004-89694

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

以上のように従来は、単極パルス駆動を採用した場合には、バイポーラ波形が出力できないか、出力できるとしてもその波形の対称性が悪く、パルスインバージョン映像法により高画質な画像を得ることが困難であった。

【0013】

本発明はこのような事情を考慮してなされたものであり、その目的とするところは、単極パルス駆動でありながら正負の対称性が良いバイポーラ波形を送信できる超音波プローブおよび超音波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】

【0014】

以上の目的を達成するために本発明は、第1および第2の電極を有する超音波振動子と、第1の電位を持つ第1の電位点と前記第1の電極との間に介挿される第1のスイッチング素子と、前記第1の電位とは異なる第2の電位を持つ第2の電位点と前記第1の電極との間に介挿される第2のスイッチング素子と、前記第1の電位を持つ第3の電位点と前記第2の電極との間に介挿される第3のスイッチング素子と、前記第2の電位を持つ第4の電位点と前記第2の電極との間に介挿される第4のスイッチング素子と、第1の送信期間に前記第1および第4のスイッチング素子をONし、前記第1の送信期間とは異なる第2の送信期間に前記第2および第3のスイッチング素子をONする駆動手段とを備えて超音

10

20

30

40

50

波プローブまたは超音波診断装置を構成した。

【0015】

前記の目的を達成するために別の本発明の超音波プローブは、所定方向に超音波を放射するための超音波振動子と、前記超音波振動子の超音波放射面に設けられる第1の電極と、前記超音波放射面と反対側の背面に設けられる第2の電極と、第1の電位点及び第2の電位点に対し、前記第1の電極と前記第2の電極を切り換えて接続するスイッチング手段とを備え、前記スイッチング手段は、前記第1の電位点が前記第1の電極と接続される時は前記第2の電位点を前記第2の電位点と接続し、前記第1の電位点が前記第2の電極と接続される時は前記第2の電位点を前記第1の電位点と接続することとした。

【0016】

前記の目的を達成するために別の本発明の超音波診断装置は、所定方向に超音波を放射するための超音波振動子と、前記超音波振動子の超音波放射面に設けられる第1の電極と、前記超音波放射面と反対側の背面に設けられる第2の電極と、第1の電位点及び第2の電位点に対し、前記第1の電極と前記第2の電極を切り換えて接続するスイッチング手段と、前記スイッチング手段を切り換えて前記超音波振動子を駆動させることにより、互いに極性の異なる複数回の超音波送受信を行うための送受信制御手段と、前記複数回の超音波送受信によってそれぞれ得られた複数の受信信号に基づいて、前記超音波送受信における超音波の基本波に対する高調波の受信信号成分を抽出する高調波信号抽出手段とを備えた。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、単極パルス駆動でありながら正負の対称性が良いバイポーラ波形を送信することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

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。

【0019】

(第1の実施形態)

図1は第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【0020】

第1の実施形態に係る超音波診断装置は、装置本体100および超音波プローブ200を備える。

【0021】

装置本体100はさらに、システムコントローラ1、ビームフォーマ2、スキャンコンバータ3および表示装置4を含む。超音波プローブ200はさらに、送信ビームフォーマ5、サブレイビームフォーマ6および複数の振動子セット7を含む。

【0022】

システムコントローラ1は、送信ビームフォーマ5に遅延データおよび送信波形データを転送する。送信ビームフォーマ5は、遅延データおよび送信波形データに基づいて、所要の超音波ビームを形成するように複数の振動子セット7のそれぞれを制御する。

【0023】

サブレイビームフォーマ6は、複数の振動子セット7のそれぞれから出力されるエコー信号を、複数の振動子セット7を複数にグループ分けして形成されたサブグループ内で微少遅延加算する。サブレイビームフォーマ6は、サブグループ毎に得られる加算エコー信号をビームフォーマ2に送る。ビームフォーマ2は、サブグループ毎に得られる加算エコー信号の全てを遅延加算して、所要の受信ビームに関するエコー信号を得る。またビームフォーマ2は、パルスインバージョン映像法を適用するべきときには、上記のエコー信号から高調波成分を抽出する処理を行う。すなわちビームフォーマ2は、後述するように180度位相をずらした2回の送信に基づく2つのエコー信号を加算して基本波成分を相殺することによって、高調波成分を抽出する。スキャンコンバータ3は、ビームフォー

10

20

30

40

50

マ 2 で得られたエコー信号を表示装置 4 での表示に適するデータに変換する。表示装置 4 は、スキャンコンバータ 3 で変換されたデータに基づいて超音波画像を表示する。

【 0 0 2 4 】

さて複数の振動子セット 7 は、いずれも同じ構成を持つ。すなわち振動子セット 7 は、超音波振動子 7 1、第 1 乃至第 4 のトランジスタ 72-1 ~ 72-4、パルサ 74-1, 74-2、第 1 乃至第 4 のダイオード 73-1 ~ 73-4 および受信アンプ 7 5 を含む。

【 0 0 2 5 】

超音波振動子 7 1 は、第 1 および第 2 の電極 7 1 a, 7 1 b を含み、この電極間に印加される電圧の変化に応じて超音波を放出する。第 1 の電極 7 1 a は、超音波放射面側に位置し、第 2 の電極 7 1 b は、超音波放射面と反対側の背面に位置する。複数の振動子セット 7 のそれぞれに含まれた超音波振動子 7 1 が配列されて、1.5 次元アレイまたは 2 次元アレイを形成している。

10

【 0 0 2 6 】

第 1 のトランジスタ 72-1 は、電圧が V_{pp} である電位点 P 1 と第 1 の電極 7 1 a との間に介挿されている。第 2 のトランジスタ 72-2 は、グランド電位である電位点 P 2 と第 1 の電極 7 1 a との間に介挿されている。第 3 のトランジスタ 72-3 は、電位点 P 1 と第 2 の電極 7 1 b との間に介挿されている。第 4 のトランジスタ 72-4 は、グランド電位である電位点 P 3 と第 2 の電極 7 1 b との間に介挿されている。第 1 および第 2 のトランジスタ 72-1, 72-2 のゲートは、パルサ 74-1 に接続される。第 3 および第 4 のトランジスタ 72-3, 72-4 のゲートは、パルサ 74-2 に接続される。第 1 乃至第 4 のトランジスタ 72-1 ~ 72-4 としては、いずれも同種の素子を用いる。すなわち第 1 乃至第 4 のトランジスタ 72-1 ~ 72-4 は、いずれも同じ特性を持つ。ここでは、同型の p チャネルトランジスタを採用している。

20

【 0 0 2 7 】

第 1 および第 2 のダイオード 73-1, 73-2 は、ともに電位点 P 2 と第 2 のトランジスタ 72-2 との間に介挿される。第 1 および第 2 のダイオード 73-1, 73-2 は、互いに逆向きで並列している。第 3 および第 4 のダイオード 73-3, 73-4 は、ともに電位点 P 3 と第 4 のトランジスタ 72-4 との間に介挿される。第 3 および第 4 のダイオード 73-3, 73-4 は、互いに逆向きで並列している。

【 0 0 2 8 】

パルサ 74-1, 74-2 には、送信ビームフォーマ 5 から出力される制御信号が入力される。パルサ 74-1 は、上記の制御信号に基づいて、駆動信号 S 1, S 2 を第 1 および第 2 のダイオード 73-1, 73-2 に送る。パルサ 74-2 は、上記の制御信号に基づいて、駆動信号 S 3, S 4 を第 3 および第 4 のダイオード 73-3, 73-4 に送る。

30

【 0 0 2 9 】

受信アンプ 7 5 は、差増幅回路であって、2 つの入力端子を備えている。一方の入力端子は、第 2 のトランジスタ 72-2 を介して第 1 の電極 7 1 a に接続されている。他方の入力端子は、第 4 のトランジスタ 72-4 を介して第 2 の電極 7 1 b に接続されている。つまり受信アンプ 7 5 には、超音波振動子 7 1 が受信したエコー信号が、第 2 および第 4 のトランジスタ 72-2, 72-4 を介して入力される。受信アンプ 7 5 はこのエコー信号を増幅した上で、サブアレイビームフォーマ 6 へ送る。

40

【 0 0 3 0 】

次に以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。なお、この超音波診断装置の動作において従来よりの動作と異なるのは、超音波送信の際の超音波振動子 7 1 の駆動に関する動作であるので、以下ではこの点を中心として説明し、これ以外の動作の説明は省略する。

【 0 0 3 1 】

図 2 は 1 回目と 2 回目の送信で 180 度反転させた波形を送信するシーケンスを示したタイミングチャートである。

【 0 0 3 2 】

1 回目の送信開始タイミングである時点 t_1 から時間 T に渡る期間 P a において、パル

50

サ74-1, 74-2は駆動信号S 1, S 4をハイレベルとするとともに、駆動信号S 2, S 3をローレベルとする。なお、時間Tは、1 / 2波長に相当する時間である。例えば2 MHzの超音波振動子であれば、時間Tは250 nsecとなる。そうすると、第1のトランジスタ72-1および第4のトランジスタ72-4がオン状態となる。このときには図3に示すように、パルス電流が電位点P 1から第1のトランジスタ72-1、超音波振動子71、第4のトランジスタ72-4および第4のダイオード73-4を通過して電位点P 3に流れ込む。

【0033】

期間P aが終了する時点t 2から時間Tに渡る期間P bにおいて、パルサ74-1, 74-2は駆動信号S 2, S 3をハイレベルとするとともに、駆動信号S 1, S 4をローレベルとする。そうすると、第2のトランジスタ72-2および第3のトランジスタ72-3がオン状態となる。このときには図4に示すように、パルス電流が電位点P 1から第3のトランジスタ72-3、超音波振動子71、第2のトランジスタ72-2および第1のダイオード73-1を通過して電位点P 2に流れ込む。

10

【0034】

このように、期間P a, P bにおいては、ともに同じ電圧が超音波振動子71に印加されるが、パルス電流の向きは逆になる。このため図2に示す送信音圧の波形から分かるように、音響出力は期間P aと期間P bとでその正負が逆になる。

【0035】

音響出力を行わない期間P c, P fにおいては、パルサ74-1, 74-2は駆動信号S 2, S 4をハイレベルとするとともに、駆動信号S 1, S 3をローレベルとする。そうすると、第2のトランジスタ72-2および第4のトランジスタ72-4がオン状態となる。このときには図5に示すように、超音波振動子71が超音波エコーを受けて発生するエコー信号は、第2のトランジスタ72-2または第4のトランジスタ72-4を介して受信アンプ75に入力される。第1乃至第4のダイオード73-1~73-4は、高インピーダンスで超音波振動子71からのエコー信号を受信アンプ75に入力する。すなわち、第1乃至第4のダイオード73-1~73-4は、T/Rスイッチの働きをする。

20

【0036】

2回目の送信開始タイミングである時点t 3から時間Tに渡る期間P dにおいて、パルサ74-1, 74-2は駆動信号S 2, S 3をハイレベルとするとともに、駆動信号S 1, S 4をローレベルとする。従って、この期間P dにおける状態は、期間P bと同じである。

30

【0037】

期間P dが終了する時点t 4から時間Tに渡る期間P eにおいて、パルサ74-1, 74-2は駆動信号S 1, S 4をハイレベルとするとともに、駆動信号S 2, S 3をローレベルとする。従って、この期間P eにおける状態は、期間P aと同じである。このため図2に示す送信音圧の波形から分かるように、音響出力は期間P a, P bと期間P d, P eとで位相が180度反転する。

【0038】

このように第1の実施形態によれば、パルサ74-1, 74-2が出力する駆動信号S 1~S 4はいずれも単極パルスでありながら、音響出力を図2に示すようなバイポーラ波形にすることができ、さらにそのバイポーラ波形の位相を180度反転させることができる。そして、位相が180度異なる波形のいずれを送信する場合でも、その波形の立ち上がりを作るトランジスタは同じ特性を持つため、両波形の対称性が優れている。

40

【0039】

2回の送受信で高調波イメージングを行う映像法は、180度反転させたときの送信波形の対称性が画質性能に大きく影響する。このため、第1の実施形態の超音波診断装置によれば、高調波イメージングの画質を向上することができる。

【0040】

さらに、例えば従来の単極パルスで送信電圧100 V_{p-p}を出力するためには、電源電圧100 Vが必要であるが、第1の実施形態では、電源電圧は50 Vで良い。また、両極パルスで同様に100 V_{p-p}を出力するには、+50 Vおよび-50 Vの2種類の電圧源

50

が必要であるが、本発明では + 5 0 V の 1 種類の電圧源のみで良い。すなわち第 1 の実施形態によれば、電源回路の電圧出力が送信電圧のピーク値の 1 / 2 で良い。

【 0 0 4 1 】

さらに、送信電圧が 1 0 0 V p-p である場合、従来の単極パルサを作るためには、トランジスタの耐圧は 1 0 0 V 以上が必要であるが、第 1 の実施形態では第 1 乃至第 4 のトランジスタ 72-1 ~ 72-4 の耐圧は 5 0 V で良い。すなわち第 1 の実施形態によれば、第 1 乃至第 4 のトランジスタ 72-1 ~ 72-4 の耐圧が送信電圧のピーク値の 1 / 2 で良い。電源電圧を 1 / 2 とすれば、電流も 1 / 2 となるので、第 1 乃至第 4 のトランジスタ 72-1 ~ 72-4 としては、安価で小型な素子を使用できる。

【 0 0 4 2 】

なお、パルサ 74-1, 74-2 が図 6 に示すように、1 回目は駆動信号 S 1, S 4 をハイレベルとし、2 回目は駆動信号 S 2, S 3 のみをハイレベルとすれば、1 回目は正の 1 波、2 回目は負の 1 波とした広帯域パルスを 1 8 0 度反転させて送信することが可能である。

【 0 0 4 3 】

また、パルサ 74-1, 74-2 が図 7 に示すように、パルス幅変調したパルスを各駆動信号に生じさせるようにすれば、高調波を抑えた送信をしたり、送信チャンネル毎に関数を与えて送信ウェイティングをすることもできる。

【 0 0 4 4 】

(第 2 の実施形態)

図 8 は第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。なお、図 8 において図 1 と同一部分は図示を省略するか、あるいは同一符号を付して示し、その詳細な説明は省略する。なお、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置が第 1 の実施形態と異なるのは、振動子セット 7 に代えて振動子セット 8 を備えている点であるので、図 8 では 1 つの振動子セット 8 の構成のみを示している。

【 0 0 4 5 】

振動子セット 8 は、超音波振動子 7 1、第 1 乃至第 4 のトランジスタ 72-1 ~ 72-4、パルサ 74-1, 74-2、第 1 および第 2 のダイオード 73-1, 73-2 および受信アンプ 7 5 を含む。

【 0 0 4 6 】

すなわち振動子セット 8 は、振動子セット 7 における第 3 および第 4 のダイオード 73-3, 73-4 を省略し、第 4 のトランジスタ 72-4 を直接に電位点 P 3 に接続している。

【 0 0 4 7 】

そして、受信アンプ 7 5 の反転入力端子には受信アンプ 7 5 の出力をフィードバックし、受信アンプ 7 5 の非反転入力端子を第 2 のトランジスタ 72-2 を介して第 1 の電極 7 1 a に接続している。

【 0 0 4 8 】

振動子セット 7 をこのような構成の振動子セット 8 に変更しても、第 1 の実施形態で述べたような効果が同様に達成できる。

【 0 0 4 9 】

そして受信エコーの検出は、図 8 に示すように受信アンプ 7 5 への片側入力によっても実現できる。

【 0 0 5 0 】

(第 3 の実施形態)

図 9 は第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。なお、図 9 において図 1 と同一部分は図示を省略するか、あるいは同一符号を付して示し、その詳細な説明は省略する。なお、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置が第 1 の実施形態と異なるのは、振動子セット 7 に代えて振動子セット 9 を備えている点であるので、図 9 では 1 つの振動子セット 9 の構成のみを示している。

【 0 0 5 1 】

振動子セット 9 は、超音波振動子 7 1、第 1 乃至第 4 のトランジスタ 72-1 ~ 72-4、パルサ 74-1, 74-2、第 1 乃至第 2 のダイオード 73-1 ~ 73-4、受信アンプ 7 5、コンデンサ 91-1

10

20

30

40

50

、91-2および抵抗器92-1、92-2を含む。

【0052】

すなわち振動子セット9は、振動子セット7にコンデンサ91-1、91-2および抵抗器92-1、92-2を追加している。コンデンサ91-1、91-2は、第2および第4のダイオード72-2、72-4と受信アンプ75の2つの入力端子との間にそれぞれ介挿されている。抵抗器92-1、92-2は、受信アンプ75の2つの入力端子とグランド電位の電位点との間に介挿されている。

【0053】

さらに振動子セット9においては、第1の電極71aが、第2のトランジスタ72-2と第1および第2のダイオード73-1、73-2を介して、電圧が V_{nn} である電位点P4に接続されている。第2の電極71bも、第4のトランジスタ72-4と第3および第4のダイオード73-3、73-4を介して、電位点P4に接続されている。電圧 V_{nn} は電圧 V_{pp} とは異なる値である。

10

【0054】

このような構成であると、2種類の電圧源が必要にはなるが、それ以外は第1の実施形態で述べたような効果が同様に達成できる。

【0055】

なお、エコー信号は、コンデンサ91-1および抵抗器92-1またはコンデンサ91-2および抵抗器92-2によって構成される交流カップリングを介して受信アンプ75へと導かれる。

【0056】

(第4の実施形態)

図10は第4の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。なお、図10において図1と同一部分は図示を省略するか、あるいは同一符号を付して示し、その詳細な説明は省略する。なお、第4の実施形態に係る超音波診断装置が第1の実施形態と異なるのは、振動子セット7に代えて振動子セット10を備えている点であるので、図10では1つの振動子セット10の構成のみを示している。

20

【0057】

振動子セット10は、超音波振動子71、第1乃至第6のトランジスタ72-1~72-6、第1乃至第2のダイオード73-1~73-4、パルサ74-3、74-4および受信アンプ75を含む。

【0058】

すなわち振動子セット9は、振動子セット7に第5および第6のトランジスタ72-5、72-6を追加するとともに、パルサ74-1、74-2に代えてパルサ74-3、74-4を備えている。

30

【0059】

第5のトランジスタ72-5は、電圧が V_{nn} である電位点P5と第1の電極71aとの間に介挿されている。第6のトランジスタ72-6は、電位点P5と第2電極71bとの間に介挿されている。第1、第2および第5のトランジスタ72-1、72-2、72-5のゲートは、パルサ74-3に接続される。第3、第4および第6のトランジスタ72-3、72-4、72-6のゲートは、パルサ74-4に接続される。第5および第6のトランジスタ72-5、72-6としては、いずれも第1乃至第4のトランジスタ72-1~72-4と同種の素子を用いる。電圧 V_{nn} は、電圧 V_{pp} とは逆極性である。

40

【0060】

パルサ74-3、74-4には、送信ビームフォーマ5から出力される制御信号が入力される。パルサ74-3は、上記の制御信号に基づいて、駆動信号S1、S2、S5を第1、第2および第5のダイオード73-1、73-2、73-5に送る。パルサ74-4は、上記の制御信号に基づいて、駆動信号S3、S4、S6を第3、第4および第6のダイオード73-3、73-4、73-6に送る。

【0061】

次に以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。なお、この超音波診断装置の動作において従来よりの動作と異なるのは、超音波送信の際の超音波振動子71の駆動に関する動作であるので、以下ではこの点を中心として説明し、これ以外の動

50

作の説明は省略する。

【 0 0 6 2 】

図 1 1 は 1 回目と 2 回目の送信で 1 8 0 度反転させた波形を送信するシーケンスを示したタイミングチャートである。

【 0 0 6 3 】

1 回目の送信開始タイミングである時点 t_{11} から時間 T に渡る期間 P_g において、パルサ 74-3, 74-4 は駆動信号 S_1, S_4 をハイレベルとするとともに、その他の駆動信号 S_2, S_3, S_5, S_6 をローレベルとする。そうすると、第 1 のトランジスタ 72-1 および第 4 のトランジスタ 72-4 がオン状態となり、パルス電流が電位点 P_1 から第 1 のトランジスタ 72-1、超音波振動子 7 1、第 4 のトランジスタ 72-4 および第 4 のダイオード 73-4 を通

10

【 0 0 6 4 】

期間 P_g が終了する時点 t_{12} から時間 T に渡る期間 P_h において、パルサ 74-3, 74-4 は駆動信号 S_4, S_5 をハイレベルとするとともに、その他の駆動信号 S_1, S_2, S_3, S_6 をローレベルとする。そうすると、第 4 のトランジスタ 72-4 および第 5 のトランジスタ 72-5 がオン状態となり、パルス電流が電位点 P_5 から第 5 のトランジスタ 72-5、超音波振動子 7 1、第 4 のトランジスタ 72-4 および第 4 のダイオード 73-4 を通って電位点 P_3 に流れ込む。

【 0 0 6 5 】

このように、期間 P_g, P_h においては、超音波振動子 7 1 におけるパルス電流の向きは同じになるが、超音波振動子 7 1 に印加される電圧は互いに逆極性になる。このため図 1 1 に示す送信音圧の波形から分かるように、音響出力は期間 P_g と期間 P_h とでその正負が逆になる。

20

【 0 0 6 6 】

音響出力を行わない期間 P_i, P_m においては、パルサ 74-3, 74-4 は駆動信号 S_2, S_4 をハイレベルとし、その他の駆動信号 S_1, S_3, S_5, S_6 をローレベルとする。そうすると、第 2 のトランジスタ 72-2 および第 4 のトランジスタ 72-4 がオン状態となる。この様子は図 5 と同様である。

【 0 0 6 7 】

2 回目の送信開始タイミングである時点 t_{13} から時間 T に渡る期間 P_j において、パルサ 74-3, 74-4 は駆動信号 S_2, S_3 をハイレベルとし、その他の駆動信号 S_1, S_4, S_5, S_6 をローレベルとする。そうすると、第 2 のトランジスタ 72-2 および第 3 のトランジスタ 72-3 がオン状態となり、パルス電流が電位点 P_1 から第 3 のトランジスタ 72-3、超音波振動子 7 1、第 2 のトランジスタ 72-2 および第 1 のダイオード 73-1 を通って電位点 P_2 に流れ込む。この様子は図 4 と同様である。

30

【 0 0 6 8 】

期間 P_j が終了する時点 t_{14} から時間 T に渡る期間 P_k において、パルサ 74-3, 74-4 は駆動信号 S_2, S_6 をハイレベルとするとともに、その他の駆動信号 S_1, S_3, S_4, S_5 をローレベルとする。そうすると、第 2 のトランジスタ 72-2 および第 6 のトランジスタ 72-6 がオン状態となり、パルス電流が電位点 P_5 から第 6 のトランジスタ 72-6、超音波振動子 7 1、第 2 のトランジスタ 72-2 および第 1 のダイオード 73-1 を通って電位点 P_2 に流れ込む。

40

【 0 0 6 9 】

このように、期間 P_j, P_k においては、超音波振動子 7 1 におけるパルス電流の向きは同じになるが、超音波振動子 7 1 に印加される電圧は互いに逆極性になる。このため図 1 1 に示す送信音圧の波形から分かるように、音響出力は期間 P_j と期間 P_k とでその正負が逆になる。

【 0 0 7 0 】

そして、期間 P_j, P_k におけるパルス電流の向きは、期間 P_g, P_h におけるそれとは逆になり、印加される電圧の変化は同様になるので、図 1 1 に示す送信音圧の波形から

50

分かるように、音響出力は期間 P g , P h と期間 P j , P k とで位相が 180 度反転する。

【0071】

かくして第4の実施形態においても、パルサ74-3, 74-4が出力する駆動信号 S 1 ~ S 6 はいずれも単極パルスでありながら、音響出力を図11に示すようなバイポーラ波形にすることができ、さらにそのバイポーラ波形の位相を180度反転させることができる。そして、位相が180度異なる波形のいずれを送信する場合でも、その波形の立ち上がりを作るトランジスタは同じ特性を持つため、両波形の対称性が優れている。

【0072】

以上の各実施形態は、次のような種々の変形実施が可能である。

10

【0073】

超音波プローブ200に実装される回路の一部を装置本体100の側に備えることも可能である。例えば、超音波振動子71の両極から信号を引き出し本体に接続し、超音波振動子71以外の全ての回路を装置本体100の側に備えることも可能である。

【0074】

第1および第3のトランジスタ72-1, 72-3は、ともに電圧が V pp である別々の電位点に接続されても良い。第5および第6のトランジスタ72-5, 72-6は、ともに電圧が V nn である別々の電位点に接続されても良い。

【0075】

なお、本発明は上記各実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記各実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、各実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【0076】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】第1の実施形態において1回目と2回目の送信で180度反転させた波形を送信するシーケンスを示したタイミングチャート。

【図3】図1に示す振動子セット7におけるパルス電流の経路を示す図。

30

【図4】図1に示す振動子セット7におけるパルス電流の経路を示す図。

【図5】図1に示す振動子セット7においてエコー信号が流れる経路を示す図。

【図6】第1の実施形態において1回目と2回目の送信で180度反転させた波形を送信するシーケンスの変形例を示したタイミングチャート。

【図7】第1の実施形態において1回目と2回目の送信で180度反転させた波形を送信するシーケンスの変形例を示したタイミングチャート。

【図8】本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図9】本発明の第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図10】本発明の第4の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図11】第4の実施形態において1回目と2回目の送信で180度反転させた波形を送信するシーケンスを示したタイミングチャート。

40

【符号の説明】

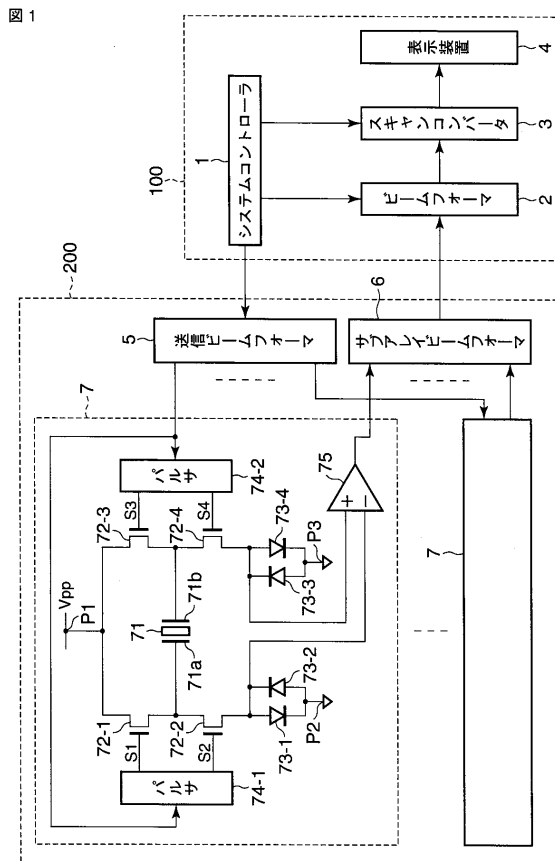
【0077】

1 ... システムコントローラ、2 ... ビームフォーマ、3 ... スキャンコンバータ、4 ... 表示装置、5 ... 送信ビームフォーマ、6 ... サブアレイビームフォーマ、7, 8, 9, 10 ... 振動子セット、71 ... 超音波振動子、71 a ... 第1の電極、71 b ... 第2の電極、72-1 ... 第1のトランジスタ、72-2 ... 第2のトランジスタ、72-3 ... 第3のトランジスタ、72-4 ... 第4のトランジスタ、72-5 ... 第5のトランジスタ、72-6 ... 第6のトランジスタ、73-1 ... 第1のダイオード、73-2 ... 第2のダイオード、73-3 ... 第3のダイオード、73-4 ... 第4のダイオード、74-1 ~ 74-4 ... パルサ、75 ... 受信アンプ、91-1, 91-2 ... コンデンサ、92-1, 92-2 ... 抵抗

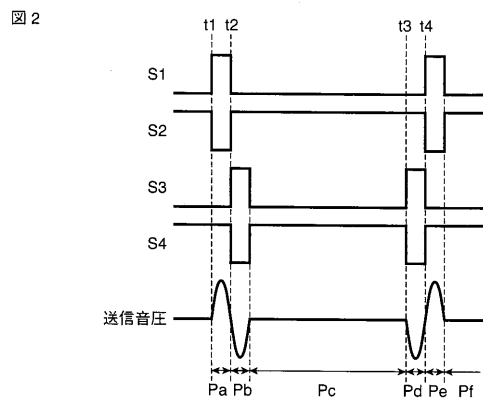
50

器、100...装置本体、200...超音波プローブ、P1, P2, P3, P4, P5...電位点。

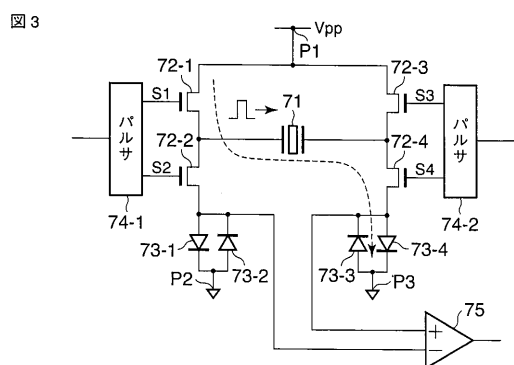
【図1】



【図2】

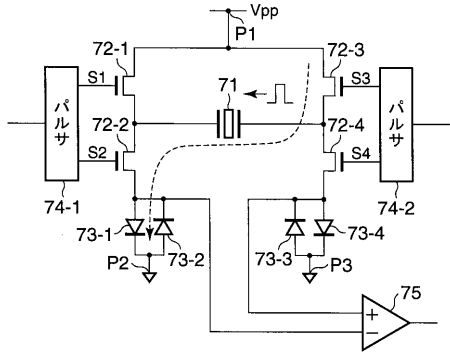


【図3】



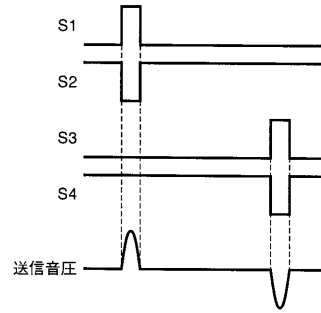
【 図 4 】

図 4



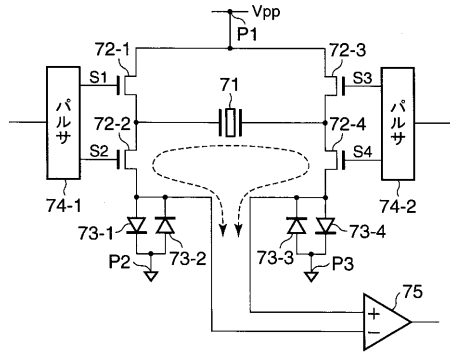
【 図 6 】

図 6



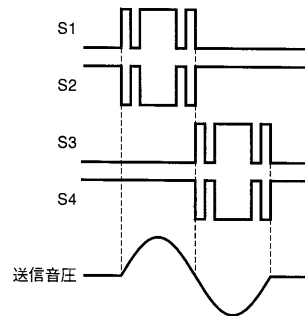
【 図 5 】

図 5



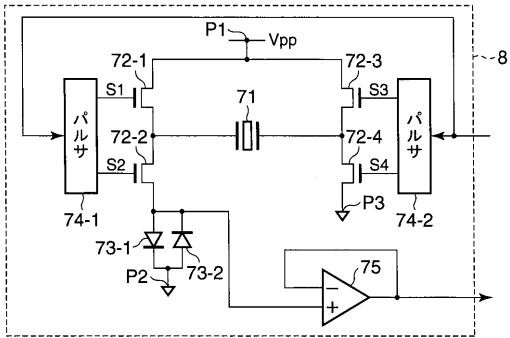
【 図 7 】

図 7



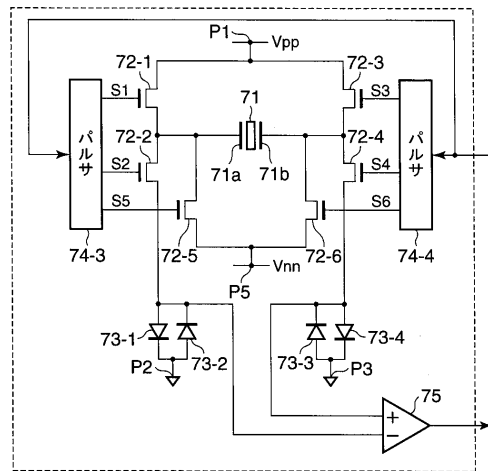
【 図 8 】

図 8



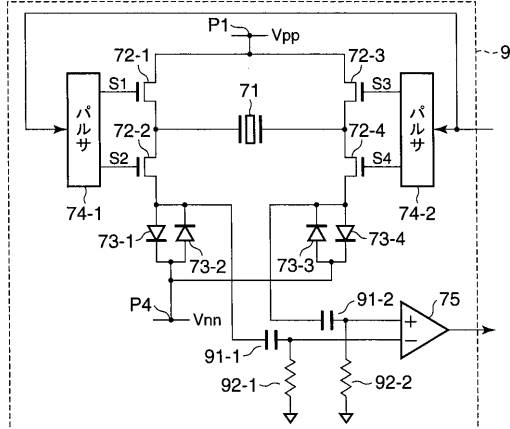
【 図 10 】

図 10



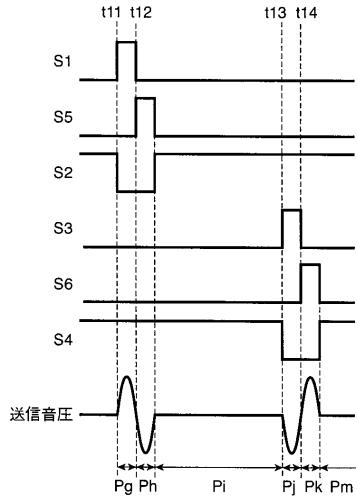
【 図 9 】

図 9



【 図 1 1 】

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 岩間 信行

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 EE14 HH01 HH04

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2007117668A	公开(公告)日	2007-05-17
申请号	JP2005317651	申请日	2005-10-31
[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		
CPC分类号	B06B1/023		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE12 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/HH01 4C601/HH04		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在进行单极性脉冲驱动时，要传输具有良好正/负对称性的双极性波形。 解决方案：插入在超声换能器71的电位点P1和第一电极71a之间的第一晶体管72-1，以及电位不同于电位点P1的电位点P2和第一晶体管72-1。 介于电位点P1和第二电极71b之间的第二晶体管72-2和位于电位点P1与第二电极71b之间的第三晶体管72-3与电位点P2相同 第四晶体管72-4插入在具有该点的电位点P3和第二电极71b之间。 脉冲星74-1和74-2在第一传输周期中导通第一和第四晶体管72-1和72-4，并且在第二传输周期中的第二脉冲不同于第一传输周期。 并且第三晶体管72-2和72-3导通。 [选型图]图1

