

(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2015-116332

(P2015-116332A)

(43) 公開日 平成27年6月25日(2015.6.25)

(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 9 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2013-261701 (P2013-261701)
(22) 出願日 平成25年12月18日 (2013.12.18)

(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 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
(74) 代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

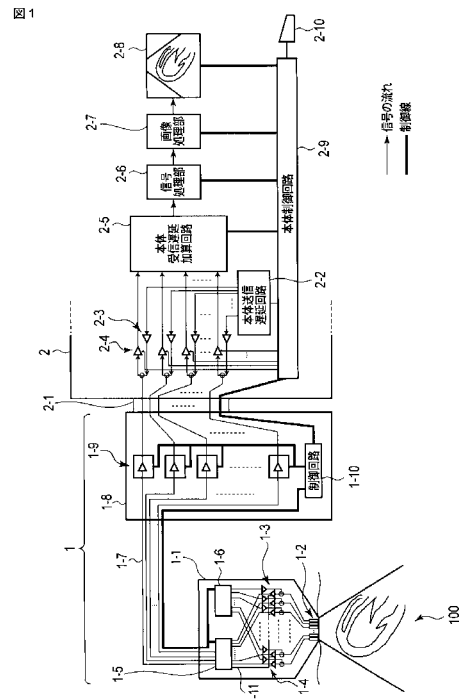
(54) 【発明の名称】 超音波プローブおよび超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】限られた電源の能力において正負の送信波形の対称性を向上させ、良好な超音波画像を得ることが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。

【解決手段】複数の振動子は、超音波パルスを送受信する。送信手段は、複数の振動子を介して被観測体に超音波パルスを送信する。受信手段は、複数の振動子を介して被観測体からの超音波エコーを受信する。調整手段は、送信手段から送信される超音波パルスの正極側および負極側の送信波形の形状が対称になるよう調整する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波パルスを送受信する複数の振動子と、
前記複数の振動子を介して被観測体に超音波パルスを送信する送信手段と、
前記複数の振動子を介して前記被観測体からの超音波エコーを受信する受信手段と、
前記送信手段から送信される超音波パルスの正極側および負極側の送信波形の形状が対称になるよう調整する調整手段と
を具備する超音波プローブ。

【請求項 2】

前記送信手段は、
前記超音波パルスの正極側の電源を供給する正極側電源手段と、
前記超音波パルスの負極側の電源を供給する負極側電源手段と、
前記正極側および負極側電源手段から出力される電源をドライブ段からの駆動信号に基づいて切り換える 2 つのメイントランジスタとを備える請求項 1 記載の超音波プローブ。

10

【請求項 3】

前記調整手段は、前記正極側および負極側電源手段の少なくとも一方において、バイパスコンデンサとしての第 1 のコンデンサよりも容量が小さく、前記第 1 のコンデンサに並列接続される第 2 のコンデンサの数によって、前記正極側および負極側電源手段の少なくとも一方のインピーダンスを調整する請求項 2 記載の超音波プローブ。

20

【請求項 4】

前記超音波パルスの送信波形を検出する検出手段をさらに備え、
前記調整手段は、正極側および負極側に設けられる 2 つのメイントランジスタの少なくとも一方において、前記メイントランジスタとしての第 1 のトランジスタよりもサイズが小さく、前記第 1 のトランジスタに並列接続される第 2 のトランジスタの数によって、前記検出手段で検出される超音波パルスの正極側および負極側の送信波形の形状が対称となるよう、前記正極側および負極側のメイントランジスタの少なくとも一方の駆動能力を調整する請求項 2 記載の超音波プローブ。

【請求項 5】

超音波パルスを送受信する複数の振動子と、
前記複数の振動子を介して被観測体に超音波パルスを送信する送信手段と、
前記複数の振動子を介して前記被観測体からの超音波エコーを受信する受信手段と、
前記送信手段による超音波パルスの送信動作および前記受信手段による超音波エコーの受信動作を制御する制御手段と、
前記送信手段から送信される超音波パルスの正極側および負極側の送信波形の形状が対称になるよう調整する調整手段と
を具備する超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記送信手段は、
前記超音波パルスの正極側の電源を供給する正極側電源手段と、
前記超音波パルスの負極側の電源を供給する負極側電源手段と、
前記正極側および負極側電源手段から出力される電源をドライブ段からの駆動信号に基づいて切り換える 2 つのメイントランジスタとを備える請求項 5 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記調整手段は、前記正極側および負極側電源手段の少なくとも一方において、バイパスコンデンサとしての第 1 のコンデンサよりも容量が小さく、前記第 1 のコンデンサに並列接続される第 2 のコンデンサの数によって、前記正極側および負極側電源手段の少なくとも一方のインピーダンスを調整する請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波パルスの送信波形を検出する検出手段をさらに備える請求項 7 記載の超音波

50

診断装置。

【請求項 9】

前記超音波パルスの送信波形を検出する検出手段をさらに備え、

前記調整手段は、正極側および負極側に設けられる 2 つのメイントランジスタの少なくとも一方において、前記メイントランジスタとしての第 1 のトランジスタよりもサイズが小さく、前記第 1 のトランジスタに並列接続される第 2 のトランジスタの数によって、前記検出手段で検出される超音波パルスの正極側および負極側の送信波形の形状が対称となるよう、前記正極側および負極側のメイントランジスタの少なくとも一方の駆動能力を調整する請求項 6 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波ビームで走査して被観測体から超音波画像を取得する超音波プローブおよび超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、電子回路を内蔵し、数千個におよぶ振動子 (AM) による送受信を行い、3 次元の超音波画像をリアルタイム表示可能な 2D アレイプローブが開発され、人間の臓器等、被観測体の診断に使用されている。上記 2D アレイプローブにおいて、分解能の良い超音波画像を得るためには、上記複数の振動子を正負両極の対称性の良い波形で駆動し、得られた超音波エコーから基本周波数成分を消去し、周波数の高い高調波成分を取り出して画像化する THI (Tissue Harmonic Imaging) の方法が用いられている。

20

【0003】

ところで、正負の対称性の良い波形を得るためには、十分な電流を送信回路に供給することのできる強力な電源が必要である。しかしながら、従来の 2D アレイプローブは、送信回路や電源等を収めるケースが小さいため、正負の駆動波形を生成する回路に十分な電源を供給することができない。その結果、正負の送信回路の特性の差異が顕在化して対称性の異なる送信波形が生じ、得られた超音波エコーから基本周波数成分が十分に消去されない。得られた超音波エコーから基本周波数成分が十分に消去されない状態で画像化すると、分解能が悪く診断に影響を及ぼすような画像が取得され、実用に供することが困難である。

30

【0004】

十分な電源を供給するために、従来の 2D アレイプローブは、コンデンサの数を増やして電源のインピーダンスを下げることで、電流供給能力を向上させることが考えられる。しかしながら、コンデンサの数を増やして電源のインピーダンスを下げ、電流供給能力を向上させる場合、送信用高圧電源のコンデンサの個数が膨大となり、ケース内に収まらなくなる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

40

【特許文献 1】特開 2008 - 220753 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本実施形態の目的は、限られた電源の能力において正負の送信波形の対称性を向上させ、良好な超音波画像を得ることが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】

【0007】

本実施形態に係る超音波プローブは、超音波パルスを送受信する複数の振動子と、前記

50

複数の振動子を介して被観測体に超音波パルスを送信する送信手段と、前記複数の振動子を介して前記被観測体からの超音波エコーを受信する受信手段と、前記送信手段から送信される超音波パルスの正極側および負極側の送信波形の形状が対称になるよう調整する調整手段とを具備する。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】実施形態に係る超音波プローブを備える超音波診断装置の構成の一例を示す回路図。

【図2】送信波形のドループの非対称性および送信波形の非対称性を示す概略図。

【図3】図1に示す超音波プローブの送信回路の一例を示すブロック図。

10

【図4】第1の実施形態に係る超音波プローブの送信回路を示す回路図。

【図5】送信波形の非対称成分検出回路を示す図。

【図6】第2の実施形態に係る超音波プローブの送信回路を示す回路図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係る超音波プローブおよび超音波診断装置を説明する。

【0010】

図1は、実施形態に係る超音波プローブを備える超音波診断装置の構成の一例を示す回路図である。

20

【0011】

図1に示す超音波診断装置は、心臓等の被観測体100から超音波画像を取得する装置であり、超音波プローブ1および装置本体2を備える。

【0012】

超音波プローブ1は、振動子群1-2、パルサー群（送信駆動回路）1-3、プリアンプ群1-4、TGCライン1-11、サブアレイ受信遅延回路1-5、送信遅延回路1-6およびプローブコネクタ1-8を備える。

【0013】

振動子群1-2は、プローブハンドルの1-1において、アレイ状に配列される複数の振動子を有する。

30

【0014】

パルサー群1-3は、振動子群1-2に接続され、送信遅延回路1-6で生成されたタイミングに従って対応する複数の振動子に電圧パルス（駆動信号）を印加する。

【0015】

プリアンプ群1-4は、振動子群1-2から送波された超音波ビームが被観測体100内の構造物の境界等の音響インピーダンスの異なる界面で反射を受け、被観測体100内の構造・動き等の情報を得て振動子群1-2で受信される微弱な超音波エコー信号を良好に伝送するための低雑音増幅またはバッファリング等の処理を行う。

【0016】

TGCライン1-11は、プリアンプ群1-4のゲインを共通で設定する。

40

【0017】

サブアレイ受信遅延回路1-5は、プリアンプ群1-4からの出力信号を数チャンネルのグループで遅延時間を与えて加算し、超音波プローブ1からの出力信号線数を減少させる。

【0018】

送信遅延回路1-6は、振動子群1-2を駆動して所定の指向性を持つ超音波ビームを発生させるタイミングを生成する。

【0019】

プローブコネクタ1-8は、電子回路群1-9および制御回路1-10を備える。

【0020】

50

電子回路群 1 - 9 は、必要に応じて増幅、バッファリングおよび帯域調整等の超音波エコー信号の追加処理を行う。

【0021】

制御回路 1 - 10 は、後述する装置本体 2 より伝送される制御信号を基にして、プローブヘッド内のサブレイ受信遅延回路群 1 - 5 および送信遅延回路 1 - 6 に伝送する制御信号を生成する。

【0022】

また、上記プローブハンドル 1 - 1 およびプローブコネクタ 1 - 8 は、プローブケーブル 1 - 7 で接続される。

【0023】

装置本体 2 は、本体プリアンプ群 2 - 4、本体受信遅延加算回路 2 - 5、信号処理部 2 - 6、画像処理部 2 - 7 および表示部 2 - 8 を備える。

【0024】

本体プリアンプ群 2 - 4 は、超音波プローブ 1 で数チャンネルのグループで最初の受信遅延加算処理が施された超音波エコー信号を増幅する。受信遅延加算回路 2 - 5 は、本体プリアンプ群 2 - 4 で増幅された複数の超音波エコー信号のタイミングを合わせる。信号処理部 2 - 6 は、複数の超音波エコー信号を検波して、複数の超音波エコー信号のエンベロープを取り出す。画像処理部 2 - 7 は、被観測体 100 の断面に合わせて座標変換し、また画像表示に適した階調処理等を施す。表示部 2 - 8 は、座標変換および階調処理等が施された超音波画像を表示する。これにより、超音波診断装置は、リアルタイムで被観測体 100 内の形態情報（図示しない）を表示することが可能となる。

【0025】

また、画像処理部 2 - 7 は、被観測体 100 内の血流に対して超音波の送受信が行われて得られる、血球の動きによる超音波ビームの周波数のドブラ偏移を検出・処理し、表示部 2 - 8 で表示する。これにより、超音波診断装置は、ドブラ画像（図示しない）として血流速度情報を表示することが可能となる。

【0026】

また、装置本体 2 は、各処理部の動作を制御すると共に、プローブコネクタ 1 - 8 の制御回路 1 - 10 に制御情報を伝送するための、本体制御回路 2 - 9 および操作パネル 2 - 10 を備える。

【0027】

また、装置本体 2 は、電子回路を内蔵しない超音波プローブを接続する場合、すなわち超音波プローブ内の振動子を装置本体 2 で駆動させる場合に動作させる、本体送信遅延回路 2 - 2 および本体パルサー群 2 - 3 を備える。

【0028】

ここで、上記超音波診断装置の送信に関係する部分について、詳しく説明する。

【0029】

図 2 は、図 1 に示す超音波診断装置の送信回路の一例を示すブロック図である。

【0030】

図 2 に示す送信回路は、送信遅延回路 3 - 1（図 1 の送信遅延回路 1 - 6 または本体送信遅延回路 2 - 2 に対応）、パルサ 3 - 2 1 ~ 3 - 2 n（図 1 のパルサー群 1 - 3 または本体パルサー群 2 - 3 に対応）および電源部 3 - 3 を備える。

【0031】

パルサ 3 - 2 1 ~ 3 - 2 n は、それぞれ送信遅延回路 3 - 1 から出力されるレートパルスに基づくタイミングで、対応する複数の振動子に電圧パルス（駆動信号）を印加する。電源部 3 - 3 は、上記複数の振動子に印加される高電圧の電圧パルスを発生する。

【0032】

さらに、上記送信回路の回路構成について、詳しく説明する。

【0033】

（第 1 の実施形態）

10

20

30

40

50

第1の実施形態は、上記電源部3-3に含まれるバイパスコンデンサの電気容量を調整することにより、送信波形のパルス列の継続により波高値が徐々に低下するドループ(図3(a)参照)という現象について、正極側の送信波形と負極側の送信波形とで対称性を改善するものである。

【0034】

図4は、第1の実施形態に係る超音波プローブの送信回路を示す回路図である。

【0035】

図4に示すように、送信回路の電源部3-3のバイパスコンデンサに、当該バイパスコンデンサよりも値の小さいコンデンサを複数個並列に接続して電気容量の調整を行う。ここで、正負両側の電源に対して行うのは調整が煩雑になるため、正負どちらかの電源に対して行う。第1の実施形態では、負極側の電源に対して調整を行うが、正極側も同様に調整を行うことが可能である。

10

【0036】

まず、送信回路は、超音波パルスの正極側の送信波形を形成する正側送信用高圧電源バイパスコンデンサ4-1(以降、バイパスコンデンサ4-1と表記)、超音波パルスの負極側の送信波形を形成する負側送信用高圧電源バイパスコンデンサ4-2(以降、バイパスコンデンサ4-2と表記)および正側および負側送信用高圧電源バイパスコンデンサからの正側および負側の電源をドライブ段からの駆動信号に基づいて切り替え、高圧送信波形を生成する2つのメイントランジスタとを備える。ここで、負極側の電源V E Eに接続するメインのバイパスコンデンサ4-2の電気容量を正極側の電源V D Dに接続するバイパスコンデンサ4-1よりも小さいものにする。このメインのバイパスコンデンサ4-2に小容量コンデンサ群4-3を並列接続できるように配置する。例えば、正極側のバイパスコンデンサ4-1の容量比を10とすると、負極側のメインのバイパスコンデンサ4-2の容量比は5とする。また、小容量コンデンサ群4-3は、0.5, 1, 2, 4等の容量比のコンデンサをラダー状に接続しておく。当該小容量コンデンサ群4-3のコンデンサの接続数を切り換えることにより、負極側のバイパスコンデンサ全体の容量比を12.5から5まで設定することが可能である。小容量コンデンサ群4-3は、フレキ基板4-4上にラダー状に搭載され、片方の電極側は外側に湾曲するパターンで接続されるように構成する。この場合の電気容量の調整は、送信波形をモニタしながらラダー状に接続されている小容量コンデンサ群4-3をフレキ基板4-4上で外側に湾曲するパターンで形成される調整用切断ループ4-5で順に切り離し、正極側の送信波形と負極側の送信波形との対称性が最適となるようにする。このフレキ基板4-4は、フレキコネクタ4-6で負極側のメインのバイパスコンデンサ4-2に接続することも可能であり、その構成にするとフレキ基板4-4の取り換えにより調整を繰り返すことができ、より最適な小容量コンデンサ群4-3の付加を設定することが可能である。

20

30

【0037】

図5は、送信波形の非対称成分検出回路を示す図である。

【0038】

容量の調整は、図5に示す送信波形の非対称成分検出回路からモニタリング情報を取得して、表示部2-8でモニタリングする。図5に示すように、一般的に200Vもの高圧の送信波形をアッテネータ5-1により処理が容易な電圧、たとえば数Vに降圧する。降圧後、制御回路1-10からの信号に基づいて、送信波形周期の整数倍で積分するゲート付き積分器5-2により正極側の波形の面積と負極側の波形の面積の差を演算して波形の非対象成分を電圧として出力する。この電圧の出力値をプローブケーブル1-7を介して装置本体2の表示部2-8等で表示して、その電圧の出力値が最小になるように調整を行う。これにより、コンデンサの容量の調整を容易とすることが可能である。

40

【0039】

(第2の実施形態)

第2の実施形態は、駆動回路の出力段の能力を調整し、送信波形の立ち上がり/立ち下り時間を変化させることにより、正極側の送信波形と負極側の送信波形とで対称性を改善

50

するものである（図2（b）参照）。

【0040】

図6は、第2の実施形態に係る超音波プローブの送信回路を示す回路図である。

【0041】

図6に示すように、送信回路の出力段において、サイズの小さいトランジスタをメイントランジスタに複数個並列に接続して駆動能力を調整する場合においても、正負どちらかのメイントランジスタに対して行う。第2の実施形態では、負極側の出力トランジスタ6-2に対して行うが、正極側も同様に行うことが可能である。

【0042】

まず、送信回路は、第1の実施形態と同様に、バイパスコンデンサ4-1、バイパスコンデンサ4-2（図6では、バイパスコンデンサ4-1およびバイパスコンデンサ4-2の図示を省略する。）および正側および負側送信用高圧電源バイパスコンデンサからの正側および負側の電源をドライブ段からの駆動信号に基づいて切り替え、高圧送信波形を生成する2つのメイントランジスタを備える。ここで、送信回路の負極側のメイントランジスタ6-2の能力を正極側のメイントランジスタ6-1よりも小さいものにしておく。この負極側のメイントランジスタ6-2に複数個の小トランジスタ群6-3を並列接続し、ドライブ段からの駆動信号を、送信波形をモニタしながら補正用ゲート6-4により小トランジスタ群6-3に順に供給してONして行き、正極側の送信波形と負極側の送信波形との対称性が最適となるようにする。この場合の調整においても第1の実施形態中に記載の送信波形を周期の整数倍で積分して電圧として出力する。この電圧の出力値をプローブケーブル1-7を介して装置本体2の表示部2-8等で表示して、その電圧の出力値が最小になるように調整を行う。

【0043】

また、調整の自動化および、出荷後でも、小トランジスタ群6-3の並列数を調整して対応可能である。加えて超音波画像のモード（Bモード、カラードブラ等）、送信出力、超音波の周波数等により送信波形が変化するので、それらの各条件においてONする小トランジスタ群6-3の数を制御回路1-10中のメモリ（図示しない）に格納し、読み出して適用することにより各条件において送信波形の正側と負側の対称性を最適化することが可能となる。

【0044】

ここで、第2の実施形態に係る超音波診断装置では、超音波プローブ1内に検査器等を内蔵して、当該検査器により送信波形をモニタリングしながら補正用ゲート6-4により小トランジスタ群6-3に順に供給してONして行き、正極側の送信波形と負極側の送信波形との対称性が最適となるようにしてもよい。

【0045】

上記構成によれば、第1および第2の実施形態に係る超音波プローブは、正負の極性の送信波形を、送信用高圧電源のコンデンサ数を増やさずに、対称性のよい状態にすることが可能である。

【0046】

したがって、超音波プローブは、形状の小さく限られた電源能力を持つプローブにおいても正負の送信波形の対称性を向上させ、良好な超音波画像を得ることができる。また、上記対称性を向上させる機能を有する超音波診断装置を提供することができる。

【0047】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

10

20

30

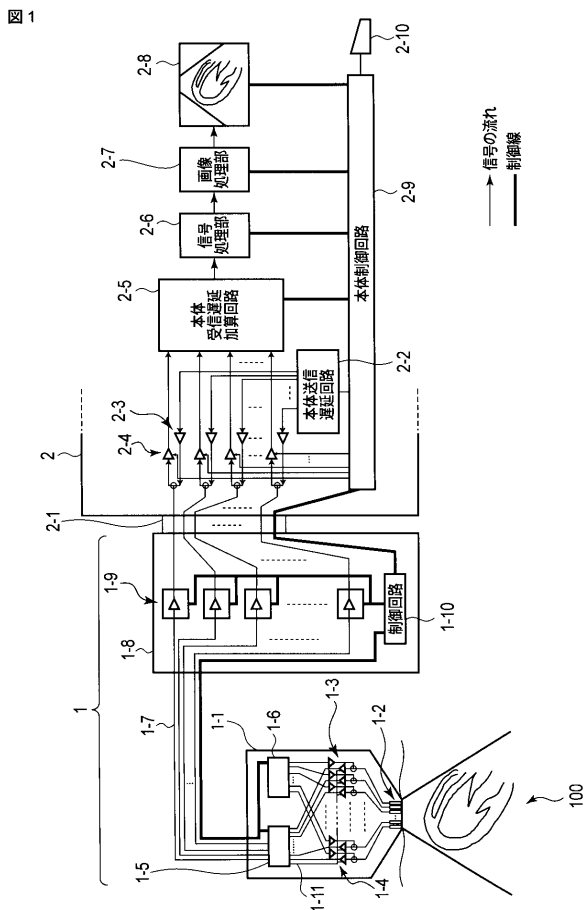
40

50

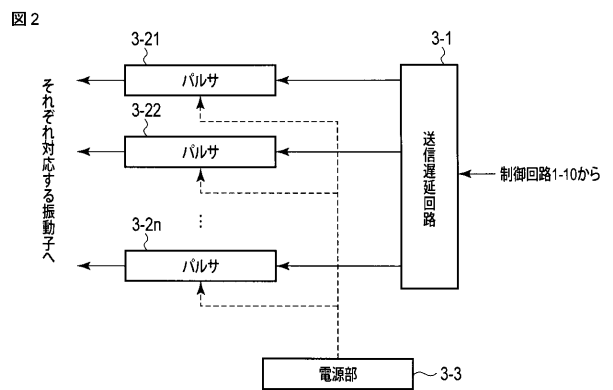
【0048】

100...被観測体(心臓)、1...超音波プローブ、1-1...プローブハンドル、振動子群1-2...、1-3...パルサー群(送信駆動回路)、1-4...プリアンプ群、1-5...サブアレイ受信遅延回路、1-6...送信遅延回路、1-7...プローブケーブル、1-8...プローブコネクタ、1-9...電子回路群、1-10...制御回路、1-11...TGCライン、2...装置本体、2-1...本体側プローブコネクタ、2-2...本体送信遅延回路、2-3...本体パルサー群、2-4...本体プリアンプ群、2-5...本体受信遅延加算回路、2-6...信号処理部、2-7...画像処理部、2-8...表示部、2-9...本体制御回路、2-10...操作パネル、4-1...正側送信用高圧電源バイパスコンデンサ、4-2...負側送信用高圧電源バイパスコンデンサ、4-3...補正用コンデンサ群、4-4...フレキシット、4-5...調整用切断ループ、4-6...フレキコネクタ、5-1...アッテネータ、5-2...ゲート付き積分器、6-1...正側メイン出力トランジスタ、6-2...負側メイン出力トランジスタ、6-3...補正用小トランジスタ群、6-4...補正用ゲート(スイッチ)。

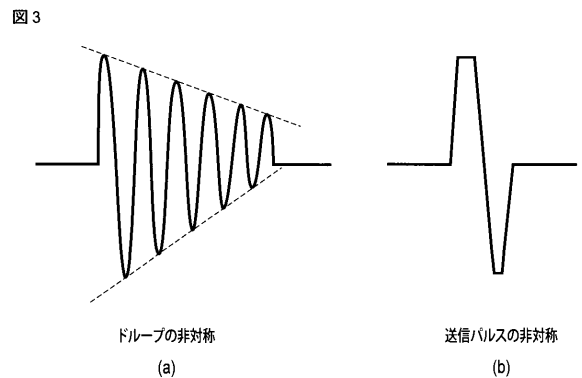
【図1】



【図2】

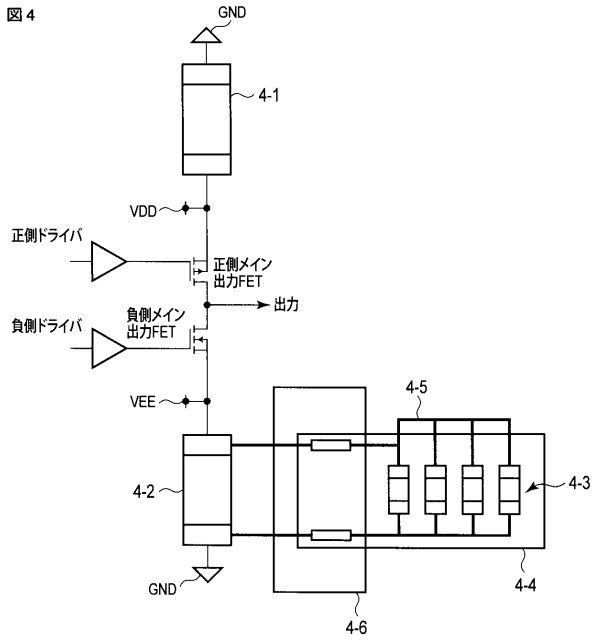


【図3】



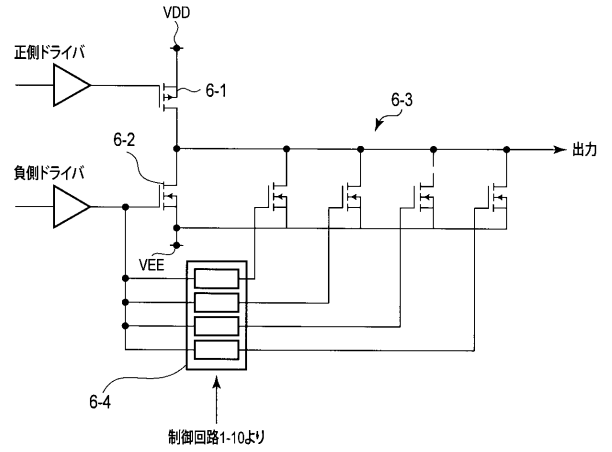
【 図 4 】

図 4



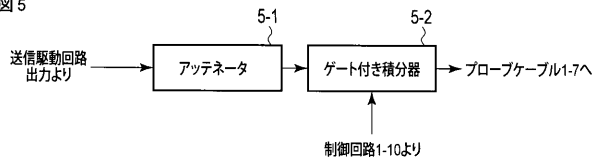
【 図 6 】

図 6



【 図 5 】

図 5



フロントページの続き

- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 本郷 宏信
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
- (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本社内
- (72)発明者 内海 勲
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
- (72)発明者 森川 浩一
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
- (72)発明者 宮島 泰夫
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
- (72)発明者 奥村 貴敏
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 BB06 EE03 EE13 EE15 GB03 GB22 HH01 HH04 JB08

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2015116332A	公开(公告)日	2015-06-25
申请号	JP2013261701	申请日	2013-12-18
[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	本郷宏信 岩間信行 内海勲 森川浩一 宮島泰夫 奥村貴敏		
发明人	本郷 宏信 岩間 信行 内海 勲 森川 浩一 宮島 泰夫 奥村 貴敏		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE03 4C601/EE13 4C601/EE15 4C601/GB03 4C601/GB22 4C601/HH01 4C601/HH04 4C601/JP08		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
其他公开文献	JP6251030B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波探头和超声波诊断装置，其能够以有限的电源容量来改善正和负传输波形的对称性并获得良好的超声波图像。多个换能器发送和接收超声脉冲。发射装置通过多个换能器将超声脉冲发射到要观察的对象。接收单元经由多个换能器从被观察物接收超声波回波。调节单元将在正极侧和负极侧上从发送单元发送的超声脉冲的发送波形的形状调整为对称。[选型图]图1

