

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5238438号  
(P5238438)

(45) 発行日 平成25年7月17日(2013.7.17)

(24) 登録日 平成25年4月5日(2013.4.5)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2008-256984 (P2008-256984)	(73) 特許権者	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20年10月2日(2008.10.2)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2010-82350 (P2010-82350A)	(74) 代理人	110000866 特許業務法人三澤特許事務所
(43) 公開日	平成22年4月15日(2010.4.15)	(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内
審査請求日	平成23年9月22日(2011.9.22)	(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内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の振動子と、

超音波を送受信する期間を示す同期信号を受けて、前記同期信号が示す時間から第1の時間  $t_1$  後に送信信号を出力する手段と、

前記同期信号を受けて、前記複数の振動子に供給する出力電圧が閾値以上の場合に、前記第1の時間  $t_1$  の前であって前記同期信号が示す時間から第2の時間  $t_2$  が経過した時点で、前記送信信号を出力する時間間隔  $T_1$  を含む時間間隔  $T_2$  の間、バイアス電流を供給し、前記出力電圧が前記閾値未満の場合に、前記同期信号が示す時間より第3の時間  $t_3$  前の時点からバイアス電流を供給し続けるバイアス電流供給手段と、

前記バイアス電流の供給を受けて、前記送信信号を前記出力電圧に増幅して前記複数の振動子に供給する増幅手段と、

前記複数の振動子が受信した受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記バイアス電流供給手段は、前記出力電圧の大きさに応じて、前記バイアス電流の大きさを変えて供給することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記バイアス電流供給手段は、前記出力電圧の周波数に応じて、前記バイアス電流の大

きさを変えて供給することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波に基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置に関し、特に、超音波を送信する送信系に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置においては、超音波画像の分解能や感度の向上を目的にして、超音波の送受信回路の開発が進められている。矩形状のパルス波を送信するだけでなく、2次高調波を抑えるためにガウス振幅変調されたサイン波の送信、複数の周波数を組み合わせた多周波の送信、及び、チャープ波の送信など、映像モードに応じて様々な送信が可能な任意波形送信回路が開発されている。

10

【0003】

従来において、リニアアンプを備えた超音波診断装置が提案されている（例えば特許文献1）。リニアアンプは、バイアス電流を流すことで線形性を確保したり、高速動作させたりすることができる。従来技術に係る任意波形送信回路について図3を参照して説明する。図3は、送信回路を示すブロック図である。

【0004】

図3に示す送信回路は、コンプリメンタリ増幅回路になっている。この送信回路は反転動作をし、入力電圧 $V_{in}$ が入力されると、入力段トランジスタ $M1$ 、 $M2$ から正負の信号がそれぞれ伝達され、バイアスゲートトランジスタ $M3$ 、 $M4$ を経由して増幅段のトランジスタ $M5 \sim M8$ で増幅される。増幅された信号は、バッファ段のトランジスタ $M9$ 、 $M10$ から振動子アレイ2に供給される。

20

【0005】

また、この送信回路は、バイアス電流を制御する手段を備えている。この送信回路は、 $V_P$ 、 $V_N$ の2電源で動作するため、バイアス制御電源も2種類設置されている。バイアスゲートトランジスタ $M3$ 、 $M4$ のゲートに、それぞれ電圧 $V_{G1}$ 、 $V_{G2}$ を発生する制御電源 $C_{S1}$ 、 $C_{S2}$ を接続している。

【0006】

30

電圧 $V_{G1}$ 、 $V_{G2}$ は、波形送信期間（波形を出力している時間帯とその前後の所定時間）に、バイアス電流を流すように制御される。この送信回路は両極性であるため、バイアスゲートトランジスタ $M3$ は、N型チャンネルであり、バイアスゲートトランジスタ $M4$ は、P型チャンネルとなっている。また、電圧 $V_{G1}$ 、 $V_{G2}$ は、逆の極性の電圧が与えられる。

【0007】

上記送信回路の動作シーケンスを図4に示す。図4は、従来技術に係る送信回路の動作シーケンスを示すタイミングチャートである。図4のタイミングチャートには、制御電源 $C_{S1}$ 、 $C_{S2}$ の発生電圧波形、バイアス電流、入力電圧 $V_{in}$ 、及び出力電圧 $V_{out}$ の波形が示されている。上記の送信回路では、送信信号を出力するときのみバイアス電流を流すように、制御電源 $C_{S1}$ 、 $C_{S2}$ の電圧 $V_{G1}$ 、 $V_{G2}$ を、HighとLowとに切り替えることで、送信信号を出力しないときには電流を流さないようにする。

40

【0008】

具体的には、送信信号を出力する所定時間前にバイアス電流の供給が開始されるように、制御電源 $C_{S1}$ 、 $C_{S2}$ の電圧 $V_{G1}$ 、 $V_{G2}$ を、HighとLowとに切り替える。そして、任意の波形が送信されてから所定時間が経過した後に、バイアス電流の供給が停止されるように、制御電源 $C_{S1}$ 、 $C_{S2}$ の電圧 $V_{G1}$ 、 $V_{G2}$ を、HighとLowとに切り替える。

【0009】

この送信回路は、バイアス電流が供給されることによりアクティブ状態になり、入力信

50

号を増幅することが可能となる。しかしながら、電流を常時流し続けると、送信回路の消費電力が上昇するため、回路の温度が上昇する。超音波診断装置は、生体に超音波を所定の時間間隔でパルス送信することで、任意の深さからの反射波を受信する。送信信号が出力されている時間帯以外は、送信回路は停止状態になるため、バイアス電流の供給を停止することで送信回路自体の動作を停止させる。そのことにより、送信回路の消費電力の上昇を抑え、その結果、送信回路の温度上昇を抑えることが可能となる。

【0010】

【特許文献1】特開2000-152930号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0011】

しかしながら、上記の送信回路においては、バイアス電流をON/OFFする際に、急激にバイアス電流がON/OFFされる。そのため、図6に示すように、バイアス電流をON/OFFする際に、グリッチノイズが発生してしまう。送信パルスによる生体の構造物からの反射波を検出するのが本来の動作であるが、図6に示すように、送信信号の手前、又は後ろに別の送信パルスが存在することになる。そのため、超音波画像の二重化が生じるおそれがある。また、映像化したい送信帯域とは別の送信帯域の周波数が検出されてしまい、その結果、分解能が低下するおそれがある。

【0012】

特に、超音波造影剤を血管内に投与して、造影剤を壊さずに映像化するコントラスト映像モードのように低い送信電圧で出力する場合には、グリッチノイズは、送信電圧に対して無視できないほどの電圧レベルになる場合がある。その場合、グリッチノイズがアーチファクトとして、超音波画像に顕著に表れてしまうという問題がある。例えば、送信信号の電圧が数V程度のものである場合には、グリッチノイズは、その送信信号に対して無視できないほどの電圧レベルになってしまう。

20

【0013】

この発明は上記の問題を解決するものであり、送信信号を増幅するためのバイアス電流のON/OFFに起因するノイズの影響を低減して、アーチファクトの影響を低減することが可能な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】

30

【0014】

請求項1に記載の発明は、複数の振動子と、超音波を送受信する期間を示す同期信号を受けて、前記同期信号が示す時間から第1の時間 $t_1$ 後に送信信号を出力する手段と、前記同期信号を受けて、前記複数の振動子に供給する出力電圧が閾値以上の場合に、前記第1の時間 $t_1$ の前であって前記同期信号が示す時間から第2の時間 $t_2$ が経過した時点で、前記送信信号を出力する時間間隔 $T_1$ を含む時間間隔 $T_2$ の間、バイアス電流を供給し、前記出力電圧が前記閾値未満の場合に、前記同期信号が示す時間より第3の時間 $t_3$ 前の時点からバイアス電流を供給し続けるバイアス電流供給手段と、前記バイアス電流の供給を受けて、前記送信信号を前記出力電圧に増幅して前記複数の振動子に供給する増幅手段と、前記複数の振動子が受信した受信信号に基づいて超音波画像データを生成する画像生成手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【発明の効果】

【0015】

この発明によると、出力電圧の大きさに応じて、バイアス電流を供給するタイミングと供給を停止するタイミングとを制御することで、バイアス電流のON/OFFに起因するノイズの影響を低減して、アーチファクトの影響を低減することが可能となる。例えば、出力電圧が閾値未満の場合は、バイアス電流を供給し続けることで、バイアス電流のON/OFFに起因するノイズの発生を抑制することができる。そのことにより、ノイズの影響を受けやすい低電圧の信号を出力する場合であっても、ノイズの発生を抑制して、アーチファクトの発生を抑えた超音波画像を生成することが可能となる。

50

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0016】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図1を参照して説明する。図1は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

## 【0017】

この実施形態に係る超音波診断装置は、送受信部1、信号処理部12、画像生成部13、表示部14、及び制御部15を備えている。

## 【0018】

(送受信部1)

送受信部1は、振動子アレイ2、T/Rスイッチ3、送信制御部4、送信モード制御部5、波形生成部6、バイアスゲート部7、遅延制御部8、DAC9、送信パルス発生部10、及び受信部11を備えている。

10

## 【0019】

(振動子アレイ2)

振動子アレイ2は、複数の超音波振動子が所定方向(走査方向)に1列に配置されている。または、複数の超音波振動子が2次的に配置された振動子アレイ2を、超音波診断装置に設置しても良い。振動子アレイ2は、超音波の送信と受信とを切り替えるT/Rスイッチ3を経由して、受信部11と送信パルス発生部10とに接続されている。超音波振動子の素子数に応じて、複数チャンネルの送信回路と受信回路とが備えられ、チャンネル数は64ch、128ch、又は256chなどの数になる。振動子アレイ2は、送信信号の出力電圧の供給を送信パルス発生部10から受けて、被検体に超音波を送信する。また、振動子アレイ2は、被検体からの反射波を受信して、受信信号をT/Rスイッチ3を介して受信部11に出力する。

20

## 【0020】

(送信制御部4)

送信制御部4は、制御部15から供給される送信パラメータを受けて、その送信パラメータを送信モード制御部5、波形生成部6、及び遅延制御部8に出力する。送信パラメータには、要求される超音波の送信信号の情報、超音波を送受信する期間を示す情報(同期信号)、送信信号を出力するタイミングを示す情報(第1の時間 $t_1$ )、送信信号を出力する時間間隔 $T_1$ を示す情報、バイアス電流を供給するタイミングを示す情報(第2の時間 $t_2$ 、第3の時間 $t_3$ )、バイアス電流を供給する時間間隔 $T_2$ 、及び、各送信チャンネルの遅延時間を示す情報が含まれている。送信信号の情報には、送信信号の周波数と振幅とを示す情報が含まれている。

30

## 【0021】

制御部15は、撮影モードごとに異なる送信パラメータを送信制御部4に出力する。例えば、超音波造影剤を用いたコントラスト撮影モードでは、送信信号を低電圧にする。コントラスト撮影モードで撮影を行う場合には、制御部15は、コントラスト撮影モードに対応した送信パラメータを送信制御部4に出力する。また、別の撮影モードでは、高電圧の送信信号を送信した後、次の送受信においては、低電圧で送信信号を送信する。この撮影モードで撮影を行う場合には、制御部15は、この撮影モードに対応した送信パラメータを送信制御部4に出力する。例えば、撮影モードごとに異なる送信パラメータを制御部15に設定しておき、操作者が図示しない入力部によって撮影モードを選択すると、制御部15は、操作者によって選択された撮影モードに対応する送信パラメータを送信制御部4に出力する。

40

## 【0022】

(送信モード制御部5)

送信モード制御部5は、送信制御部4から供給される送信パラメータに含まれる送信信号に基づいて、送信パルス発生部10に供給するバイアス電流の値を決定する。例えば、送信モード制御部5は、送信信号の周波数に基づいて、バイアス電流値を決定する。または、送信モード制御部5は、送信信号の振幅に基づいて、バイアス電流値を決定する。送

50

信モード制御部 5 は、バイアス電流値をバイアスゲート部 7 に出力する。

【 0 0 2 3 】

( 波形生成部 6 )

波形生成部 6 は、送信制御部 4 から供給される送信パラメータに含まれる送信信号に基づいて、送信波形データを生成して遅延制御部 8 に出力する。

【 0 0 2 4 】

( 遅延制御部 8 )

遅延制御部 8 は、送信パラメータに含まれる送信信号を出力するタイミングを示す情報に従って、送信信号の出力のタイミングになると、波形生成部 6 にて生成された送信波形データを D A C 9 に出力する。送信信号を出力するタイミングは、送信パラメータに含まれる同期信号によって管理されている。遅延制御部 8 は、時間を計測するタイマーを有し、同期信号が示す時間から所定時間経過後 ( 第 1 の時間  $t_1$  後 ) に送信波形データを D A C 9 に出力する。

【 0 0 2 5 】

被検体の体表から深い位置にある部位を撮影する場合、反射エコーが振動子アレイ 2 に返ってくる時間が長い場合、超音波の送信間隔が長くなるように同期信号によって送信間隔を制御する。一方、被検体の体表に位置する部位を撮影する場合、反射エコーが振動子アレイ 2 に返ってくる時間が短いため、超音波の送信間隔が短くなるように同期信号によって送信間隔を制御する。

【 0 0 2 6 】

また、遅延制御部 8 は、送信信号を出力するタイミングを示す情報 ( 同期信号 ) 及び送信信号の情報に従って、送信信号を増幅するためのバイアス電流を供給するタイミング、及びバイアス電流を供給する時間の長さを制御する。バイアス電流の供給及びその供給の停止は、後述するバイアスゲート部 7 におけるバイアスゲートの ON / OFF によって行われる。遅延制御部 8 は、送信信号を出力するタイミングを示す情報及び送信信号の情報に従って、バイアスゲートを ON する時間の長さ、バイアスゲートを OFF する時間の長さ、及び、バイアスゲートを ON / OFF するタイミングを決定し、バイアスゲート部 7 に、バイアスゲートを ON / OFF する指示を与える。すなわち、遅延制御部 8 は、バイアス電流を流す時間の長さ、バイアス電流を流さない時間の長さ、及び、バイアス電流を ON / OFF するタイミングを決定し、ON / OFF する指示をバイアスゲート部 7 に与える。具体的には、遅延制御部 8 は、送信信号を出力するタイミングを示す情報と、送信信号の電圧の大きさによって、バイアスゲートを ON / OFF するタイミングを決定する。

【 0 0 2 7 】

例えば、高電圧の送信信号を出力する場合、その出力のタイミングを示す同期信号が示す時間の後、第 1 の時間  $t_1$  ( 送信信号を出力するタイミング ) の前であって、第 2 の時間  $t_2$  ( バイアス電流を供給するタイミング ) が経過した時点で、バイアスゲートが ON されてバイアス電流を流すように、遅延制御部 8 は、バイアスゲートを ON する指示をバイアスゲート部 7 に与える。具体的には、同期信号が示す時間から第 2 の時間  $t_2$  が経過した後、送信信号を出力する時間間隔  $T_1$  を含む時間間隔  $T_2$  の間、バイアスゲートが ON されてバイアス電流を流すように、遅延制御部 8 は、バイアスゲートを ON する指示をバイアスゲート部 7 に与える。そして、時間間隔  $T_2$  が経過すると、遅延制御部 8 は、バイアスゲートが OFF されてバイアス電流が流れないように、バイアスゲートを OFF する指示をバイアスゲート部 7 に与える。

【 0 0 2 8 】

また、低電圧の送信信号を出力する場合、その出力のタイミングを示す同期信号が示す時間より第 3 の時間  $t_3$  の前にバイアスゲートが ON されてバイアス電流を流すように、遅延制御部 8 は、バイアスゲートを ON する指示をバイアスゲート部 7 に与える。すなわち、遅延制御部 8 は、同期信号が示す時間の直前にバイアスゲートが ON されてバイアス電流を流すように、バイアスゲートを ON する指示をバイアスゲート部 7 に与える。低電

10

20

30

40

50

圧の送信信号を出力する場合には、送信信号を出力した後も、次の送信タイミングまでバイアスゲートをONし続ける。すなわち、遅延制御部8は、バイアスゲートをOFFする指示をバイアスゲート部7に与えず、バイアスゲート部7はバイアス電流を送信パルス発生部10に与え続ける。

【0029】

例えば、電圧の閾値を遅延制御部8に設定しておき、送信信号の電圧が閾値以上の場合、遅延制御部8は、高電圧の送信であると判断して、実際に送信される直前にバイアスゲートをONさせ、送信信号が出力されるとバイアスゲートをOFFさせる。一方、送信信号の電圧が閾値未満の場合、遅延制御部8は、低電圧の送信であると判断して、同期信号が示す時間の直前にバイアスゲートをONさせ、バイアスゲートをONの状態に維持させる。

10

【0030】

1例として、送信信号の電圧が100[V]の場合、遅延制御部8は、高電圧の送信であるとして、実際に送信される直前にバイアスゲートをONさせ、送信信号が出力されるとバイアスゲートをOFFさせる。一方、送信信号の電圧が5[V]の場合、遅延制御部8は、低電圧の送信であるとして、同期信号が示す時間の直前にバイアスゲートをONさせ、バイアスゲートをONの状態のまま維持させる。

【0031】

(バイアスゲート部7)

バイアスゲート部7は、遅延制御部8から与えられるバイアスゲートをON/OFFするタイミングに従って、送信モード制御部5によって決定されたバイアス電流を送信パルス発生部10に供給する。なお、バイアスゲート部7が、この発明の「バイアス電流供給手段」の1例に相当する。

20

【0032】

(DAC9)

DAC9は、遅延制御部8から送信波形データを受けて、送信波形データをデジタル信号からアナログ信号に変換して送信パルス発生部10に出力する。

【0033】

(送信パルス発生部10)

送信パルス発生部10は、バイアスゲート部7からバイアス電流の供給を受けて、DAC9から供給された送信信号の電圧(入力電圧 $V_{in}$ )を増幅する。そして、送信パルス発生部10は、その増幅によって得られた送信信号の出力電圧 $V_{out}$ をT/Rスイッチ3を介して振動子アレイ2に供給する。なお、送信パルス発生部10が、この発明の「増幅手段」の1例に相当する。

30

【0034】

ここで、バイアスゲート部7及び送信パルス発生部10の具体例について説明する。バイアスゲート部7及び送信パルス発生部10は、1例として、図3に示す送信回路によって構成されている。図3に示す送信回路において、制御電源CS1、制御電源CS2、バイアスゲートトランジスタM3、及び、バイアスゲートトランジスタM4によって、バイアスゲート部7が構成されている。この構成によって、バイアスゲートのON/OFFを切り替えて、送信パルス発生部10にバイアス電流を流す。また、バイアスゲートトランジスタM5~M8によって、送信パルス発生部10が構成されている。この構成によって、送信信号の入力電圧 $V_{in}$ を増幅することで出力電圧 $V_{out}$ を生成する。

40

【0035】

例えば、高電圧の送信信号を出力する場合、送信信号を出力する直前にバイアス電流の供給が開始されるように、遅延制御部8は、バイアスゲートをONする指示をバイアスゲート部7に与える。バイアスゲート部7は、遅延制御部8からその指示を受けて、バイアス電流が供給されるように、制御電源CS1、CS2の電圧 $V_{G1}$ 、 $V_{G2}$ を、HighとLowとに切り替える。そして、送信信号が出力された後、バイアス電流の供給が停止されるように、遅延制御部8は、バイアスゲートをOFFする指示をバイアスゲート部7

50

に与える。バイアスゲート部 7 は、遅延制御部 8 からその指示を受けて、バイアス電流の供給が停止されるように、制御電源 C S 1、C S 2 の電圧 V G 1、V G 2 を、H i g h と L o w とに切り替える。

**【 0 0 3 6 】**

一方、低電圧の送信信号を出力する場合、その出力のタイミングを示す同期信号が示す時間の直前にバイアス電流が供給されるように、遅延制御部 8 は、バイアスゲートを O N する指示をバイアスゲート部 7 に与える。バイアスゲート部 7 は、遅延制御部 8 からその指示を受けて、バイアス電流が供給されるように、制御電源 C S 1、C S 2 の電圧 V G 1、V G 2 を、H i g h と L o w とに切り替える。そして、送信信号を出力した後でも、次の送信タイミングまでバイアス電流が供給されるように、電圧 V G 1、V G 2 の状態を維持する。これにより、バイアスゲート部 7 は、バイアス電流を送信パルス発生部 1 0 に供給し続ける。すなわち、遅延制御部 8 は、バイアスゲートを O F F する指示をバイアスゲート部 7 には与えず、バイアスゲート部 7 は、バイアス電流を送信パルス発生部 1 0 に供給し続ける。

10

**【 0 0 3 7 】**

(受信部 1 1)

受信部 1 1 は、図示しないプリアンプ、A / D 変換部、受信遅延部、及び加算部を備えている。プリアンプは、振動子アレイ 2 の各振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A / D 変換部は、増幅されたエコー信号を A / D 変換する。受信遅延部は、A / D 変換後のエコー信号に対して受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算部は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。この加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

20

**【 0 0 3 8 】**

(信号処理部 1 2)

信号処理部 1 2 は、B モード処理部、ドブラ処理部、及びカラーモード処理部を備えている。受信部 1 1 から出力されたデータは、いずれかの処理部にて処理が施される。B モード処理部はエコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波データを生成する。ドブラ処理部はドブラ偏移周波数成分を取り出し、更に F F T 処理等を施して血流情報を有するデータを生成する。カラーモード処理部は、動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波データを生成する。血流情報には、速度、分散、パワー等の情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。

30

**【 0 0 3 9 】**

(画像生成部 1 3)

画像生成部 1 3 は、信号処理後のデータを、空間座標に基づいた座標系のデータに変換する(デジタルスキャンコンバージョン)。例えば、画像生成部 1 3 は、B モード処理部から出力された信号処理後のデータに対してスキャンコンバージョン処理を施すことで、被検体内の組織の形状を表す B モード画像データを生成する。画像生成部 1 3 は、B モード画像データなどの超音波画像データを表示部 1 4 に出力する。表示部 1 4 は、B モード画像データなどの超音波画像データに基づく画像を表示する。

40

**【 0 0 4 0 】**

次に、バイアス電流の O N / O F F の制御について図 2 を参照して説明する。図 2 は、この発明の実施形態に係るバイアス電流の O N / O F F 制御を説明するためのタイミングチャートである。

**【 0 0 4 1 】**

ここでは、同期信号 1 に応じて、例えば 1 0 0 [ V ] の高電圧の送信信号を生成して出力し、同期信号 1 の後、同期信号 2 に応じて、例えば 5 [ V ] の低電圧の送信信号を生成して出力する場合について説明する。

**【 0 0 4 2 】**

同期信号 1 に対応する高電圧の送信信号を出力する場合、同期信号 1 が示す時間の後、第 1 の時間 t 1 (送信信号を出力するタイミング)の前であって、第 2 の時間 t 2 (バイ

50

アス電流を供給するタイミング)が経過した時点でバイアス電流が供給されるように、遅延制御部8は、バイアスゲートをONする指示をバイアスゲート部7に与える。また、遅延制御部8は、同期信号1が示す時間の後、第1の時間 $t_1$ が経過すると送信波形データをDAC9に出力する。DAC9は、送信波形データをデジタル信号からアナログ信号に変換して送信パルス発生部10に出力する。バイアスゲート部7は、遅延制御部8から与えられた指示に従って、送信パルス発生部10にバイアス電流を供給する。送信パルス発生部10は、バイアスゲート部7からバイアス電流の供給を受けて、DAC9から供給された送信信号の電圧(入力電圧 $V_{in}$ )を増幅することで、出力電圧 $V_{out}$ を有する送信信号を生成する。そして、出力電圧 $V_{out}$ を有する送信電圧は、T/Rスイッチ3を介して振動子アレイ2に供給される。高電圧の送信信号が出力されると、遅延制御部8は、バイアス電流の供給が停止されるように、バイアスゲートをOFFする指示をバイアスゲート部7に与える。具体的には、第2の時間 $t_2$ から所定の時間間隔 $T_2$ が経過すると、遅延制御部8は、バイアスゲートをOFFする指示をバイアスゲート部7に与える。バイアスゲート部7は、遅延制御部8から与えられた指示に従って、バイアス電流の供給を停止する。これにより、送信パルス発生部10には、バイアス電流は供給されなくなる。

10

#### 【0043】

同期信号1の後、同期信号2に対応する低電圧の送信波形を出力する場合、同期信号2が示す時間より第3の時間 $t_3$ 前の時点でバイアス電流が供給されるように、遅延制御部8は、バイアスゲートをONする指示をバイアスゲート部7に与える。また、遅延制御部8は、同期信号2が示す時間の後、第1の時間 $t_1$ が経過すると送信波形データをDAC9に出力する。DAC9は、送信波形データをデジタル信号からアナログ信号に変換して送信パルス発生部10に出力する。バイアスゲート部7は、遅延制御部8から与えられた指示に従って、送信パルス発生部10にバイアス電流を供給する。例えば、同期信号1に対応する超音波の送受信において受信が終了した時点(同期信号2が示す時間より第3の時間 $t_3$ 前の時点)で、遅延制御部8は、バイアスゲートをONする指示をバイアスゲート部7に与える。低電圧の送信信号を出力する場合、送信信号を出力した後も、遅延制御部8は、バイアスゲートをOFFする指示をバイアスゲート部7に与えない。これにより、バイアスゲート部7は、送信パルス発生部10にバイアス電流を供給し続ける。同期信号2以降も引き続き低電圧の送信信号を出力する場合には、バイアスゲートをOFFすることがないため、バイアス電流を供給し続け、この期間にグリッチノイズが発生することがない。

20

30

#### 【0044】

以上のように、高電圧の送信信号を出力する場合には、送信信号が出力されている時間間隔 $t_1$ を含む時間間隔 $T_2$ のみにバイアス電流を供給し、それ以外の時間帯にはバイアス電流の供給を停止することで、送信回路の消費電力の上昇を抑えることが可能となる。送信信号を出力する前後の時間帯でバイアス電流のON/OFFを行うことで、送信信号の前後においてグリッチノイズが発生してしまうが、このグリッチノイズは、100[V]程度の高電圧の送信信号に比べて電圧レベルが低い。そのため、グリッチノイズの影響を顕著に受けにくい超音波画像を生成することが可能となる。すなわち、グリッチノイズに起因するアーチファクトの影響を受けにくい超音波画像を生成することが可能となる。

40

#### 【0045】

一方、低電圧の送信信号を出力する場合には、バイアス電流を供給し続けてバイアス電流をON/OFFすることがないため、バイアス電流のON/OFF動作に起因するグリッチノイズの発生を抑制することが可能となる。低電圧の送信信号を出力する場合、グリッチノイズは無視できない電圧レベルになるため、バイアス電流を供給し続けることで、グリッチノイズの発生を抑制することが可能となる。例えば、超音波造影剤を被検体内に投与して、造影剤を壊さずに映像化するコントラスト撮影モードにおいては、低電圧の送信信号を出力して撮影を行う。この実施形態では、バイアス電流のON/OFF動作に起因するグリッチノイズの発生を抑制することが可能となるため、アーチファクトの発生を

50

抑えて、感度の良いハーモニックイメージングを行うことが可能となる。

【0046】

以上のように、この実施形態に係る超音波診断装置によると、高電圧の送信信号を出力する場合には、送信回路の消費電力を抑えつつグリッチノイズの影響を顕著に受けない超音波画像を生成することができる。また、低電圧の送信信号を出力する場合には、グリッチノイズの発生を抑制することで、アーチファクトの発生を抑制した超音波画像を生成することができる。

【0047】

バイアスゲート部7及び送信パルス発生部10は、図3に示す送信回路以外の送信回路によって構成しても良い。例えば、米国特許第6028484号に記載の電流出力型の送信回路によってバイアスゲート部7及び送信パルス発生部10を構成しても良い。米国特許第6028484号に記載の送信回路を図5に示す。この送信回路について簡単に説明する。

【0048】

図5に示す送信回路は、送信信号生成回路22と、電流アンプ24と、高電圧アンプ26と、低電圧アンプ28とを備えている。図5に示す送信回路において、パルスドブラ法(PW法)においては、電流アンプ24と高電圧アンプ26とが用いられ、連続波ドブラ法(CW法)においては、低電圧アンプ28が用いられる。

【0049】

スイッチアレイ42は、複数の抵抗44を介してトランジスタ48、50に接続されている。パルスドブラ法においては、電流アンプ24、出力段54、及びトランス56の一部が用いられる。出力段54とトランス56の一部とによって高電圧アンプ26が構成されている。一方、連続波ドブラ法においては、ダイオード58とトランス56の一部とが用いられる。

【0050】

パルスドブラ法においては、トランジスタ50のゲイン電圧は零に設定され、トランジスタ48のゲイン電圧は数ボルトに設定され、電流はトランジスタ48に供給される。一方、連続波ドブラ法においては、トランジスタ48のゲイン電圧は零に設定され、トランジスタ50のゲイン電圧は数ボルトに設定される。

【0051】

電流アンプ24は、トランジスタ60と抵抗62とによって構成され、パルスドブラ法においては、送信信号の電流は電流アンプ24によって増幅される。電流アンプ24からの出力は出力段54に供給される。出力段54は、例えば、2つのトランジスタ66によって構成されている。バイアス電圧 $V_{BIAS}$ がトランジスタ66に供給される。

【0052】

出力段54から出力された送信信号はトランス56に供給される。トランス56は、パルスドブラ法用のコイル68と、出力用のコイル70と、連続波ドブラ法用のコイル72とによって構成されている。トランス56から出力された送信信号は、出力部74から振動子アレイ2に供給される。

【0053】

図5に示す電流出力型の送信回路の場合には、スイッチアレイ42の選択スイッチの数を切り替えることで、送信信号がアナログ信号に変換されて増幅され、高電圧の送信信号として出力される。スイッチアレイ42から流れる電流の合計がゲイン電圧 $V_{GAIN}$ で増幅され、トランス56経由で出力 $V_{out}$ として出力される。この電流出力型の送信回路の場合には、ゲイン電圧 $V_{GAIN}$ やスイッチアレイ42に流す電流を切り替える部分をバイアスゲートとして用いることで、図3に示す送信回路と同様の動作をさせることができる。

【0054】

また、バイアスゲート部7は、送信信号の周波数や振幅によってバイアス電流の値を変えても良い。送信回路はFETなどのトランジスタで構成されており、送信信号の周波数

10

20

30

40

50

や振幅によって応答特性が異なる。バイアス電流が小さすぎると送信信号の歪みが大きくなり、また、周波数応答が遅くなるため高周波パルスに追従できなくなる。

【 0 0 5 5 】

この実施形態では、送信信号の周波数や振幅に応じてバイアス電流の値を変えることで、送信回路の消費電力を抑制する。

【 0 0 5 6 】

送信信号の周波数が低い場合は、バイアス電流値を小さくしても、歪みのない高電圧の送信信号を生成して出力することができる。そこで、この実施形態では、送信モード制御部 5 は、送信信号の周波数が低くなるにつれて、バイアス電流値を小さくする。バイアスゲート部 7 は、送信モード制御部 5 によって決定された電流値に従ってバイアス電流を送信パルス発生部 10 に供給する。このように、送信信号の周波数が低い場合には、送信パルス発生部 10 に供給するバイアス電流の値を小さくすることで、送信回路の消費電力を抑制することが可能となる。

10

【 0 0 5 7 】

例えば、周波数の閾値を送信モード制御部 5 に設定しておき、送信モード制御部 5 は、その閾値に従ってバイアス電流値を決定しても良い。具体的には、第 1 バイアス電流値と、第 1 バイアス電流値よりも値が小さい第 2 バイアス電流値とを、送信モード制御部 5 に設定しておく。そして、閾値未満となる周波数を有する送信信号を出力する場合には、送信モード制御部 5 は、値が小さい第 2 バイアス電流値を示す情報をバイアスゲート部 7 に出力する。バイアスゲート部 7 は、値が小さいバイアス電流を送信パルス発生部 10 に供給する。

20

【 0 0 5 8 】

また、送信モード制御部 5 は、送信信号の周波数の高さに応じて、段階的にバイアス電流値を変えても良い。例えば、送信信号の周波数の高さに応じて、複数のバイアス電流値を送信モード制御部 5 に設定しておく。そして、送信モード制御部 5 は、送信信号の周波数の高さに対応するバイアス電流値を決定し、そのバイアス電流値を示す情報をバイアスゲート部 7 に出力する。これにより、バイアスゲート部 7 は、送信信号の周波数の高さに応じた電流値のバイアス電流を送信パルス発生部 10 に供給する。

【 0 0 5 9 】

なお、高周波の送信信号と低周波の送信信号とを交互に送信する場合には、低周波の送信信号を送信するときにバイアス電流値を小さくし、高周波の送信信号を送信するときにバイアス電流値を大きくすれば良い。

30

【 0 0 6 0 】

また、低電圧の送信信号を出力する場合は、高電圧の送信信号と同じバイアス電流を供給しなくても、入力電圧  $V_{in}$  を要求されている電圧に増幅することができる。そこで、この実施形態では、送信モード制御部 5 は、送信信号の電圧が低くなるにつれて、バイアス電流値を小さくする。バイアスゲート部 7 は、送信モード制御部 5 によって決定された値に従ってバイアス電流を送信パルス発生部 10 に供給する。これにより、低電圧の送信信号を出力する場合には、送信パルス発生部 10 に供給するバイアス電流を小さくすることで、送信回路の消費電力を抑制することが可能となる。

40

【 0 0 6 1 】

例えば、電圧の閾値を送信モード制御部 5 に設定しておき、送信モード制御部 5 は、その閾値に従ってバイアス電流値を決定しても良い。具体的には、第 1 バイアス電流値と、第 1 バイアス電流値よりも値が小さい第 2 バイアス電流値とを、送信モード制御部 5 に設定しておく。そして、閾値未満となる電圧を有する送信信号を出力する場合には、送信モード制御部 5 は、値が小さい第 2 バイアス電流値を示す情報をバイアスゲート部 7 に出力する。バイアスゲート部 7 は、値が小さいバイアス電流を送信パルス発生部 10 に供給する。

【 0 0 6 2 】

また、送信モード制御部 5 は、送信信号の電圧の高さに応じて、段階的にバイアス電流

50

値を変えても良い。例えば、送信信号の電圧の高さに応じて、複数のバイアス電流値を送信モード制御部 5 に設定しておく。そして、送信モード制御部 5 は、送信信号の電圧の高さに応じるバイアス電流値を決定し、そのバイアス電流値を示す情報をバイアスゲート部 7 に出力する。これにより、バイアスゲート部 7 は、送信信号の電圧の高さに応じた電流値のバイアス電流を送信パルス発生部 10 に供給する。

【 0 0 6 3 】

なお、高電圧の送信信号と低電圧の送信信号とを交互に送信する場合には、低電圧の送信信号を送信するときにバイアス電流値を小さくし、高電圧の送信信号を送信するときにバイアス電流値を大きくすれば良い。また、送信信号の周波数と電圧とに応じて、バイアス電流値を変えても良い。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 4 】

【 図 1 】 この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【 図 2 】 この発明の実施形態に係るバイアス電流の ON / OFF 制御を説明するためのタイミングチャートである。

【 図 3 】 送信回路を示すブロック図である。

【 図 4 】 従来技術に係る送信回路の動作シーケンスを示すタイミングチャートである。

【 図 5 】 送信回路を示すブロック図である。

【 図 6 】 従来技術に係る送信回路を動作させたときにおいて、バイアス電流を ON / OFF したときに発生するグリッチノイズの発生状況を説明するための図である。

20

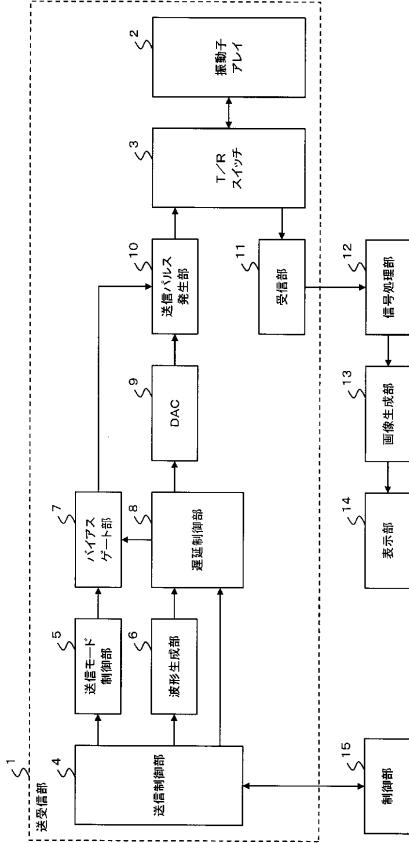
【 符号の説明 】

【 0 0 6 5 】

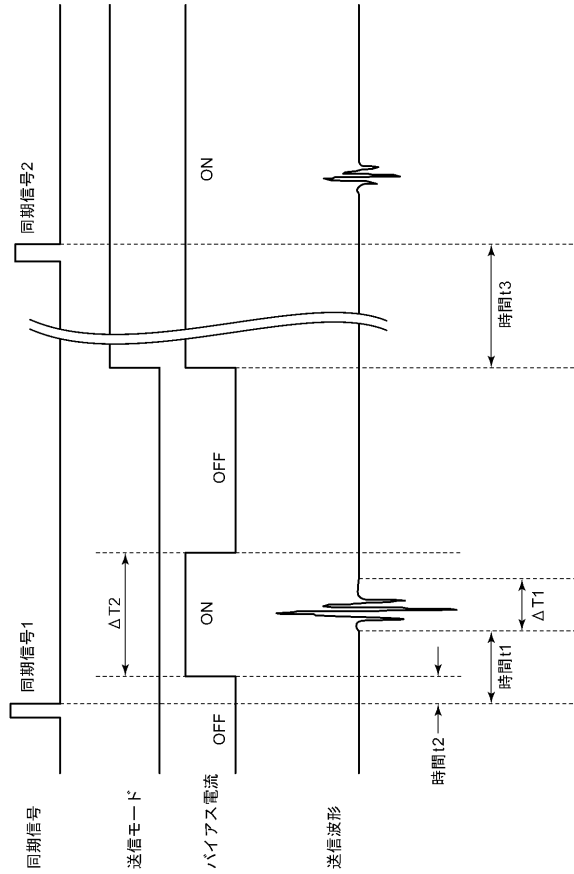
- 1 送受信部
- 2 振動子アレイ
- 3 T / R スイッチ
- 4 送信制御部
- 5 送信モード制御部
- 6 波形生成部
- 7 バイアスゲート部
- 8 遅延制御部
- 9 D A C
- 10 送信パルス発生部
- 11 受信部
- 12 信号処理部
- 13 画像生成部
- 14 表示部
- 15 制御部

30

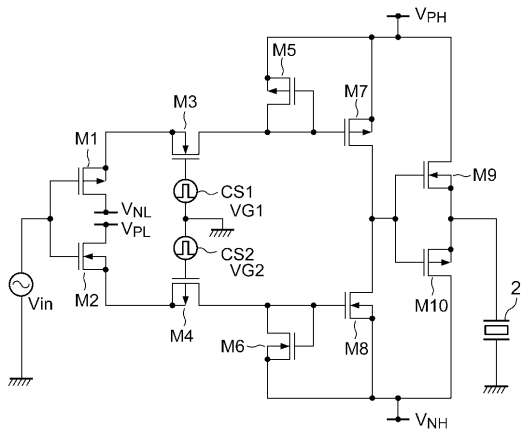
【図1】



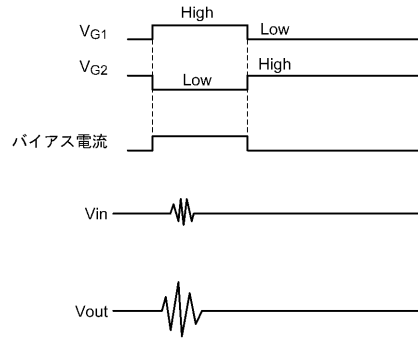
【図2】



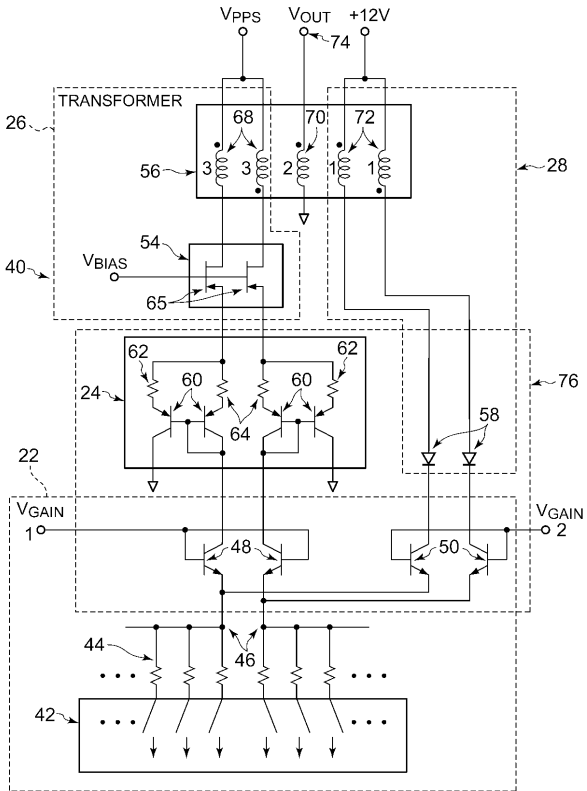
【図3】



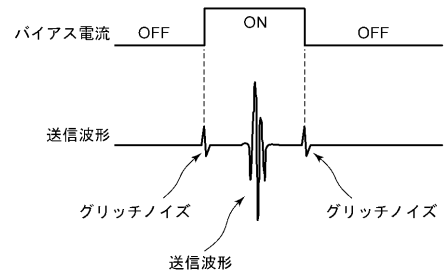
【図4】



【図5】



【図6】



## フロントページの続き

- (72)発明者 石塚 正明  
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内
- (72)発明者 神山 聡  
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内
- (72)発明者 平野 亨  
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内
- (72)発明者 深澤 雄志  
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内

審査官 杉田 翠

- (56)参考文献 特開2005-152450(JP,A)  
特開2007-96507(JP,A)  
特開2006-217942(JP,A)  
特表2004-500146(JP,A)  
特開2005-278666(JP,A)  
特開2000-152930(JP,A)  
米国特許出願公開第2003/0048698(US,A1)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15  
G01N29/00-29/02  
29/04-29/06  
29/09  
29/12-29/26  
29/28-29/30  
29/38  
29/44  
G01S1/72-1/82  
3/80-3/86  
5/18-5/30  
7/52-7/64  
15/00-15/96

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5238438B2</a>	公开(公告)日	2013-07-17
申请号	JP2008256984	申请日	2008-10-02
[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		
当前申请(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 内海勲 石塚正明 神山聡 平野亨 深澤雄志		
发明人	岩間 信行 内海 勲 石塚 正明 神山 聡 平野 亨 深澤 雄志		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/4483 A61B8/481 A61B8/488 G01S7/5202 G01S7/523		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/HH01 4C601/HH05 4C601/HH06		
其他公开文献	JP2010082350A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够减小由偏置电流的接通/断开引起的噪声影响的超声波诊断装置，用于放大发送信号。偏置栅极部分向发送脉冲发生部分提供偏置电流。发送脉冲发生器10接收偏置电流的供应以放大输入电压并将通过放大获得的输出电压提供给换能器阵列2。偏置门单元7根据从换能器阵列2发送超声波的定时和提供给换能器阵列2的输出电压的大小来改变偏置电流的供应定时，以产生作为发送脉冲的偏置电流第10节。点域1

