

(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2004-236869
(P2004-236869A)

(43) 公開日 平成16年8月26日(2004.8.26)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 8/00

F 1

A 61 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号

特願2003-29405 (P2003-29405)

(22) 出願日

平成15年2月6日 (2003.2.6)

(71) 出願人

300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710
・3000

(74) 代理人

100089118

弁理士 酒井 宏明

(72) 発明者

雨宮 慎一

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社内F ターム(参考) 4C601 BB08 EE13 EE15 HH01 HH05
HH21 LL26

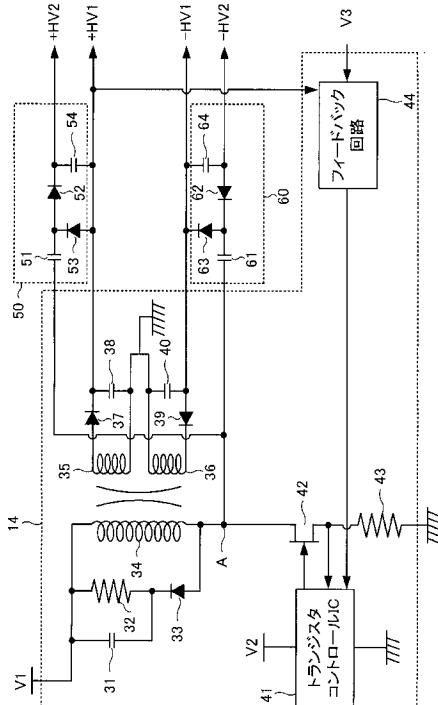
(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置の電源の小型化および低消費電力化を実現すること。

【解決手段】送信用電源14に対してチャージポンプ回路50およびチャージポンプ回路60を接続する。送信用電源14のレギュレータによってチャージポンプ回路50を駆動し、送信用電源14が生成する正側の電圧+HV1に対して高い正側バイアス電圧+HV2を生成する。また、送信用電源14のレギュレータによってチャージポンプ回路60を駆動し、送信用電源14が生成する負側の電圧-HV1に対して低い負側バイアス電圧-HV2を生成する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波振動子から検査対象に超音波信号を送信し、当該超音波信号の反射波を受信して表示する超音波診断装置であって、

前記超音波信号の送信および前記反射波の受信をおこなう超音波振動子を切り替えるアナログスイッチと、

前記超音波振動子に前記超音波信号を駆動させる送信回路に高電圧を供給する送信用電源と、

前記送信用電源から、前記アナログスイッチ用のバイアス電源を生成するバイアス電源生成回路と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記バイアス電源生成回路は、前記送信用電源の正側の電圧値に比して高い電圧値を出力する正側バイアス電源生成回路と、前記送信用電源の負側の電圧値に比して低い電圧を出力する負側バイアス電源生成回路とを備え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】

前記送信用電源から、前記バイアス電源を生成する回路は、チャージポンプであることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記送信用電源の電圧値を可変制御する送信電圧制御回路であることを特徴とする請求項 1, 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記チャージポンプの駆動回路は、前記送信用電源内の駆動回路と共に用されていることを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記送信用電源は、前記送信回路に供給する正側の電圧値を低下安定させる安定化電源回路と、前記送信回路に供給する負側の電圧値を上昇安定させる安定化電源回路を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

この発明は、超音波振動子から検査対象に超音波信号を送信し、当該超音波信号の反射波を受信して表示する超音波診断装置に関し、特に、小型で消費電力の小さい超音波診断装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

従来、対象の検査部位に超音波プローブを当接して超音波を照射し、その反射波であるエコー信号を画像化することで対象の内部を撮像する超音波診断が広く用いられている。超音波は生体に対して無害であるため、超音波診断装置は、特に医療用として有用であり、生体内の異物の検出、外傷の度合いの判定、腫瘍の観察、胎児の観察などに用いられる。

【0003】

近年、この超音波診断装置の小型化、軽量化が求められている。超音波診断装置全体を小型かつ軽量に構成することで、簡易に持ち運べる超音波診断装置が期待される。この超音波診断装置の小型化および軽量化において特に問題となるのは、電源部分である。超音波診断装置では超音波振動子に対する送信用電源の供給に加え、アナログスイッチに対するバイアス電源が必要であるため、これらの電源の小型化が工夫されてきた。

【0004】

従来の電源の小型化の方法としては、アナログスイッチ用のバイアス電源から送信用電源を生成する方法がある（例えば、特許文献 1）。

【 0 0 0 5 】

【特許文献1】

特開2002-306475号公報

【 0 0 0 6 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した従来の超音波診断装置では、送信用電源とバイアス電源との一体化によって装置の小型化が実現できたものの、大きな電力ロスが発生するという問題点があつた。

【 0 0 0 7 】

すなわち、バイアス電源の電圧が送信用電源の電圧に比して大きいことが必要であるため 10
、従来の超音波診断装置では、バイアス電源からドロップ回路（直流安定化電源回路）によって送信用電源を得るように構成していた。しかし、この構成では、送信用電源から超音波振動子に供給する電圧が低い場合にバイアス電源と送信用電源との電圧差が大きくなり、大きな電力ロスが発生する。

【 0 0 0 8 】

このような電力ロスの発生により、超音波振動子をバッテリで駆動する可搬型の超音波診断装置では、使用時間が短くなり、発熱が大きくなるという問題点があつた。

【 0 0 0 9 】

本発明は上記従来技術の欠点に鑑みてなされたものであつて、小型かつ低消費電力の電源を備えた超音波診断装置を提供することを目的とする。 20

【 0 0 1 0 】

【課題を解決するための手段】

上述した課題を解決し、目的を達成するため、第1の観点にかかる発明は、超音波振動子から検査対象に超音波信号を送信し、当該超音波信号の反射波を受信して表示する超音波診断装置であつて、前記超音波信号の送信および前記反射波の受信をおこなう超音波振動子を切り替えるアナログスイッチと、前記超音波振動子に前記超音波信号を駆動させる送信回路に高電圧を供給する送信用電源と、前記送信用電源から、前記アナログスイッチ用のバイアス電源を生成するバイアス電源生成回路と、を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

この第1の観点にかかる発明によれば、超音波診断装置は、超音波信号の送信に用いる送信用電源からバイアス電源生成回路によってバイアス電源を生成し、アナログスイッチに供給するようにしているので、アナログスイッチのバイアス電圧のために独立した電源を設けることなく、電源を小型化することができる。 30

【 0 0 1 2 】

また、第2の観点にかかる発明は、第1の観点にかかる発明において、前記バイアス電源生成回路は、前記送信用電源の正側の電圧値に比して高い電圧値を出力する正側バイアス電源生成回路と、前記送信用電源の負側の電圧値に比して低い電圧を出力する負側バイアス電源生成回路とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

この第2の観点にかかる発明によれば、超音波診断装置は、正側バイアス電源回路によって送信用電源の正側の電圧値に比して高い電圧を生成し、負側バイアス電源回路によって送信用電源の負側の電圧値に比して低い電圧を生成するので、送信用電圧に対して十分な大きさのバイアス電圧を得ることができる。 40

【 0 0 1 4 】

また、第3の観点にかかる発明は、第1または第2の観点にかかる発明において、前記正側バイアス電源生成回路は、前記送信用電源の正側の電圧を基準とする正側チャージポンプ回路を備え、前記負側バイアス電源生成回路は、前記送信用電源の負側の電圧値を基準とする負側チャージポンプ回路を備え、前記バイアス電源生成回路は、前記正側チャージポンプ回路の出力と、前記負側チャージポンプ回路の出力とを前記アナログスイッチ用のバイアス電源として用いることを特徴とする。 50

【 0 0 1 5 】

この第3の観点にかかる発明によれば、超音波診断装置は、送信用電源の正側の電圧を基準としたチャージポンプ回路によって送信用電源の正側の電圧に比して高い電圧を生成し、送信用電源の負側の電圧を基準としたチャージポンプ回路によって送信用電源の負側の電圧に比して低い電圧を生成しているので、簡易な構成でアナログスイッチ用のバイアス電源を得ることができるとともに、電源の消費電力を低減することができる。そのため、超音波診断装置全体を小型化し、消費電力の低減を実現できる。

【 0 0 1 6 】

また、第4の観点にかかる発明は、第1，第2または第3の観点にかかる発明において、前記送信用電源の電圧値を可変制御する送信電圧制御部をさらに備えたことを特徴とする。
10

【 0 0 1 7 】

この第4の観点にかかる発明によれば、超音波診断装置は、送信電圧制御部によって送信用電圧を任意に制御可能であり、かつ送信用電圧を基準としてバイアス電圧を生成するため、電源の消費電力を最小限に抑えることができる。したがって、本発明をバッテリ駆動の超音波診断装置に適用することで、長時間使用可能な持ち運び用超音波診断装置を得ることができる。

【 0 0 1 8 】

また、第5の観点にかかる発明は、第3または第4の観点にかかる発明において、前記チャージポンプの駆動回路は、前記送信用電源内の駆動回路と共に用されていることを特徴とする。
20

【 0 0 1 9 】

この第5の観点にかかる発明によれば、駆動回路を共通化することによって、小型化と高効率を実現でき、持ち運び用超音波診断装置に適している。

【 0 0 2 0 】

また、第6の観点にかかる発明は、第1～5の観点にかかる発明において、前記送信用電源は、前記送信回路に供給する正側の電圧値を低下させる安定化電源回路と、前記送信回路に供給する負側の電圧値を上昇させる安定化電源回路を備えたことを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

この第6の観点にかかる発明によれば、超音波診断装置は、送信用電源に電圧ドロップ回路を設けることで、送信用電圧におけるノイズを減少させることができる。
30

【 0 0 2 2 】**【発明の実施の形態】**

以下、図面を参照して本発明の実施の形態にかかる超音波診断装置について詳細に説明する。

【 0 0 2 3 】

図1は、本実施の形態にかかる超音波診断装置の概要構成を説明する説明図である。図1において、超音波診断装置1は、モニタ2、コントロールユニット3および超音波プローブ18に接続される。ここで、モニタ2は、CRTモニタ、液晶モニタなど、任意のモニタを用いることができる。また、コントロールユニット3は、キーボードやマウスなどの汎用入力デバイスであってもよいし、専用のコンソールパネルを設けてもよい。
40

【 0 0 2 4 】

また、超音波診断装置1は、その内部に制御部11、画像処理部12、電源供給部13、アナログスイッチ16および送受信ビームフォーマ17を備える。さらに、電源供給部13は、その内部に送信用電源14およびバイアス電源15を有する。

【 0 0 2 5 】

この超音波診断装置1を用いて診断をおこなう場合、まず、送信用電源14から送受信ビームフォーマ17に送信用電源±HV1を供給する。送受信ビームフォーマ17は、この送信用電源±HV1を用い、アナログスイッチ16および接続ケーブル19を介して接続された超音波プローブ18内部の超音波振動子から超音波信号を送信する。その後、超音
50

波振動子は、送信した超音波信号の反射波を受信し、接続ケーブル 19 およびアナログスイッチ 16 を介して送受信ビームフォーマに入力する。

【0026】

送受信ビームフォーマ 17 は、入力された反射波を画像処理部 12 に送信し、画像処理部 12 は、反射波をもとに超音波画像を作成する。その後、制御部 11 は、コントロールユニット 3 からの入力をもとに画像処理部 12 が作成した超音波画像をモニタ 2 に表示する。

【0027】

アナログスイッチ 16 は、送受信ビームフォーマ 17 に接続する超音波振動子の切り替えをおこなう。アナログスイッチ 16 による切り替えによって、超音波信号を送信する超音波振動子が選択されるので、アナログスイッチ 16 を隨時切り替えることで検査範囲をスキヤンすることができる。

【0028】

図 2 にアナログスイッチ 16 の内部構成を示す。同図に示すように、アナログスイッチ 16 は、その内部に複数のスイッチ 16a を備えている。たとえば、送受信ビームフォーマ 17 が 63 チャンネルであり、超音波プロープ 18 が 124 個の超音波振動子を有する場合、アナログスイッチ 16 が有するスイッチ 16a の個数は、124 個となる。アナログスイッチ 16 は、スイッチ 16a のうち、どれをオンにするかによって、送受信ビームフォーマ 17 に接続する超音波振動子を選択する。さらに、アナログスイッチ 16 は、オンにするスイッチ 16a の変更によって超音波信号を送信する超音波振動子を変更し、超音波のスキヤンを実現する。

【0029】

ところで、このアナログスイッチ 16 に対しては、バイアス電源 15 がバイアス電圧 $\pm HV_2$ の供給をおこなう。このバイアス電圧 $\pm HV_2$ は、送信用電源 14 が出力する送信用電圧 $\pm HV_1$ に対して上下に 10V ~ 20V 大きいことが望ましい。例えば、送信用電圧 $\pm HV_1$ が -100V ~ +100V である場合に、バイアス電圧 $\pm HV_2$ を -120V ~ +120V とする。

【0030】

このようにバイアス電圧 $\pm HV_2$ の振幅幅を送信用電圧 $\pm HV_1$ の振幅幅に比して大きくするのは、バイアス電圧の低下によるアナログスイッチ 16 のオン抵抗の増加を防止するためである。

【0031】

つぎに、電源供給部 13 の具体的な構成について説明する。図 3 は、図 1 に示した電源供給部 13 の回路構成を示す図である。図 3 において、電源供給部 13 は、送信用電源 14 にチャージポンプ回路 50 およびチャージポンプ回路 60 を接続し、チャージポンプ回路 50, 60 の出力をバイアス電源 15 としている。

【0032】

具体的には、送信用電源 14 は、コンデンサ 31, 38, 40、ダイオード 33, 37, 39、抵抗 32 およびコイル 34, 35, 36 によってレギュレータ回路を形成し、直流電源 V1 から送信用電圧 $\pm HV_1$ を出力するようにしている。

【0033】

さらに、送信用電源 14 は、トランジスタ 42、SW 電源コントロール IC 41、抵抗 43 およびフィードバック回路 44 によって制御される。より詳細には、送信用電圧 $+HV_1$ と比較用の電圧 V3 とをフィードバック回路 44 に入力し、フィードバック回路 44 は、送信用電圧 $+HV_1$ と比較用の電圧 V3 とを SW 電源コントロール IC 41 に入力する。

【0034】

一方、SW 電源コントロール IC 41 は、トランジスタ 42 のスイッチング制御を行うことで、レギュレータ回路の動作を制御する。この時フィードバック回路 44 から入力された送信用電圧 $+HV_1$ が比較用電圧 V3 の定数倍になるようにトランジスタ 42 を制御す

10

20

30

40

50

ることで、送信用電圧 $\pm HV_1$ を所望の値に制御することができる。このように送信用電圧の値を制御可能とすることで、超音波振動子から送信される超音波信号の出力を最適な値に調節することが可能となる。

【0035】

チャージポンプ回路 50 は、コンデンサ 51, 54 およびダイオード 52, 53 によって形成する。このチャージポンプ回路 50 は、レギュレータ回路とトランジスタ 42との間の点 A に接続され、レギュレータ回路によって駆動されることで、送信用電圧 $+ HV_1$ に比してさらに高い電圧を正側のバイアス電圧 $+ HV_2$ として出力する。

【0036】

同様に、チャージポンプ回路 60 は、コンデンサ 61, 64 およびダイオード 62, 63 によって形成する。このチャージポンプ回路 60 は、レギュレータ回路とトランジスタ 42との間の点 A に接続され、レギュレータ回路によって駆動されることで、送信用電圧 $- HV_1$ に比してさらに低い電圧を負側のバイアス電圧 $- HV_2$ として出力する。

【0037】

このように、送信用電源 14 に対してチャージポンプ回路 50, 60 を付加し、送信用電源 14 内部のレギュレータによってチャージポンプ回路 50, 60 を駆動させることで、送信用電圧 $+ HV_1$ に比して高いバイアス電圧 $+ HV_2$ と送信用電圧 $- HV_1$ に比して低いバイアス電圧 $- HV_2$ とを得ることができる。

【0038】

ここで、バイアス電圧 $+ HV_2$ は、送信用電圧 $+ HV_1$ に対して $10V \sim 20V$ 高いことが望ましく、バイアス電圧 $- HV_2$ は、送信用電圧 $- HV_1$ に対して $10V \sim 20V$ 低いことが望ましい。したがって、送信用電圧 $\pm HV_1$ に対する一段のチャージポンプ回路では所望のバイアス電圧が得られない場合には、チャージポンプ回路 50, 60 に対してさらにチャージポンプ回路を接続した多段構成とすればよい。

【0039】

チャージポンプ回路にさらにチャージポンプ回路を接続した多段構成の電源供給部 13 の回路構成を図 4 に示す。図 4 に示した電源供給部では、チャージポンプ回路 50 に対してさらにチャージポンプ回路 55 を接続し、チャージポンプ回路 60 にさらにチャージポンプ回路 65 を接続している。

【0040】

具体的には、チャージポンプ回路 55 は、コンデンサ 56 およびダイオード 57, 58 によって形成され、バイアス電圧 $+ HV_2$ に比してさらに高い電圧を正側のバイアス電圧 $+ HV_3$ として出力する。また、チャージポンプ回路 65 は、コンデンサ 66 およびダイオード 67, 68 によって形成され、バイアス電圧 $- HV_2$ に比してさらに低い電圧を負側のバイアス電圧 $- HV_3$ として出力する。

【0041】

このように、チャージポンプ回路に対してさらにチャージポンプ回路を接続した多段構成のチャージポンプを用いることで、正側のバイアス電圧を所望の値まで引き上げるとともに、負側のバイアス電圧を所望の値まで引き下げることができる。

【0042】

なお、図 4 ではチャージポンプを 2 段構成としているが、必要に応じてさらにチャージポンプ回路を付加するようにしてもよい。また、図 4 では、チャージポンプ回路 50, 60 が output するバイアス電圧 $\pm HV_2$ と、チャージポンプ回路 55, 65 が output するバイアス電圧 $\pm HV_3$ とをそれぞれ出力している。

【0043】

したがって、図 4 に示した電源供給回路では、必要な電圧に応じて $\pm HV_2$ または $\pm HV_3$ のいずれか一方をバイアス電圧として使用することができる。このバイアス電圧の選択は、スイッチなどの任意の切り替え手段によって実現すればよい。また、常に $\pm HV_3$ の値をバイアス電圧として使用する場合は、切り替え手段や、 $\pm HV_2$ の出力端子を設ける必要はない。

10

20

30

40

50

【0044】

ところで、図3に示した電源供給回路では、レギュレータとトランジスタとの間である点Aにチャージポンプ回路50, 60を接続していたが、チャージポンプの接続位置はこの点Aに限るものではない。

【0045】

図5に電源供給回路の変形例を示す。同図では、チャージポンプ回路50を送信用電源14のコイル35とダイオード37との間の点Bに接続している。また、チャージポンプ回路60を送信用電源14のコイル35とダイオード39との間の点Cに接続している。

【0046】

チャージポンプ回路50を点Bに接続した場合においても、その出力+HV2は、送信用電圧+HVに対して十分に高くなる。また、チャージポンプ回路60を点Cに接続した場合においても、その出力-HV2は、送信用電圧-HV1に対して十分に低くなる。したがって、チャージポンプ回路50, 60をいずれの点に接続するかは、回路全体の構成などを鑑み、自由に設計することができる。

【0047】

つぎに、送信用電源14の出力について説明する。送信用電源14が出力する送信用電圧 $\pm HV_1$ は、超音波振動子に供給され、超音波信号の送信に用いられるので、送信用電圧 $\pm HV_1$ におけるノイズ除去が重要である。送信用電圧 $\pm HV_1$ からノイズを除去するためには電圧ドロップ回路やフィルタ回路が必要となる。

【0048】

図6に、送信用電源14のノイズ除去に用いる回路例を示す。図6(a)は、ノイズ除去回路として電圧ドロップ回路を用いる場合の回路構成である。同図に示すように、電圧ドロップ回路70は、トランジスタ71およびフィードバック回路72によって構成する。フィードバック回路72は、電圧V4を参照してトランジスタ71のスイッチング制御をおこない、電圧+HV1の値を所定量だけ低下させて電圧+HV1aを出力する。同様の電圧ドロップ回路を電圧-HV1に対して接続し、電圧-HV1の値を所定量だけ上昇させて電圧-HV1aを出力する。

【0049】

この電圧+HV1aと電圧-HV1aとを送受信ビームフォーマ17に供給することで、電圧 $\pm HV_1$ を供給する場合に比してノイズの小さな電源供給をおこなうことができる。なお、電圧+HV1と電圧+HV1aとの差は、3V程度とするのが好ましい。

【0050】

また、図6(b)は、ノイズ除去回路としてフィルタ回路を用いる場合の回路構成である。同図に示すように、フィルタ回路75は、コイル76およびコンデンサ77によって構成する。フィルタ回路75は、電圧+HV1から所定周波数のノイズを除去した電圧+HV1bを出力する。同様のフィルタ回路を電圧-HV1に対して接続し、電圧-HV1から所定周波数のノイズを除去した電圧-HV1bを出力する。

【0051】

この電圧+HV1bと電圧-HV1bとを送受信ビームフォーマ17に供給することで、電圧 $\pm HV_1$ を供給する場合に比してノイズの小さな電源供給をおこなうことができる。なお、フィルタ回路によって除去されるノイズの周波数は、コイル76およびコンデンサ77によって決定する。

【0052】

以上説明したように、本実施の形態にかかる超音波診断装置では、送受信ビームフォーマ17に供給するための送信用電源にチャージポンプ回路を接続し、チャージポンプ回路の出力をアナログスイッチ用のバイアス電源として用いるので、電源供給部を小型化とともに消費電力を低減することができる。

【0053】

また、正側のバイアス電圧を生成するためのチャージポンプ回路と、負側のバイアス電圧を生成するためのチャージポンプ回路は、それぞれコンデンサ2個とダイオード2個で実

10

20

30

40

50

現できるので、簡易な構成で安価に電源供給部を構築することができる。チャージポンプの駆動回路は、独立に持つても良いが、送信用電源内のスイッチング駆動回路からの出力を用いることが可能である。さらに、チャージポンプの多段構成や、チャージポンプと送信用電源との接続点の変更を行うことで、自由度の高い回路設計を実現可能である。

【0054】

また、低消費電力化により電源供給部からの発熱量を低減することができるので、大掛かりな冷却手段が不要となる。電源供給部の発熱量が大きい場合、強制空冷などの冷却手段が必要であったが、この冷却手段が不要となることで、超音波診断装置をさらに小型化することができる。

【0055】

このように、電源供給部自体の小型化、低消費電力化に加え、冷却手段が不要となることで、超音波診断装置全体を小型化し、かつバッテリによる動作時間を延ばすことができるので、持ち運び可能な小型超音波診断装置を実現することができる。

【0056】

また、本実施の形態では、アナログスイッチ16を超音波診断装置1の内部に設ける構成としたが、アナログスイッチを超音波プローブの内部に設ける場合など、アナログスイッチの配置場所に制限を受けることなく本発明の利用が可能である。

【0057】

また、本発明では、チャージポンプ回路を使用した。これは、チャージポンプに使用されるコンデンサは、小型トランジistorに比べて小型で安価であるためである。しかし、小型トランジistorを用いて送信用電源から、バイアス電源を構成する事によっても、本発明の基本的効果を得ることができる。

【0058】

【発明の効果】

上述してきたように、本発明によれば、超音波振動子に供給するための電圧を生成する送信用電源にチャージポンプ回路を接続し、チャージポンプ回路の出力をアナログスイッチ用のバイアス電源として用いるので、電源供給部を小型化するとともに消費電力を低減した超音波診断装置を提供することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態にかかる超音波診断装置の概要構成を説明する説明図である。
30

【図2】図1に示したアナログスイッチの内部構成を示す図である。

【図3】図1に示した電源供給部の回路構成を示す図である。

【図4】チャージポンプ回路を多段構成とした電源供給部の回路構成を示す図である。

【図5】図3に示した電源供給回路の変形例を説明する図である。

【図6】送信用電源に用いるノイズ除去回路を示す図である。

【符号の説明】

1 超音波診断装置

2 モニタ

3 コントロールユニット

1 1 制御部

1 2 画像処理部

1 3 電源供給部

1 4 送信用電源

1 5 バイアス電源

1 6 アナログスイッチ

1 6 a スイッチ

1 7 送受信ビームフォーマ

1 8 超音波プローブ

1 9 接続ケーブル

10

20

30

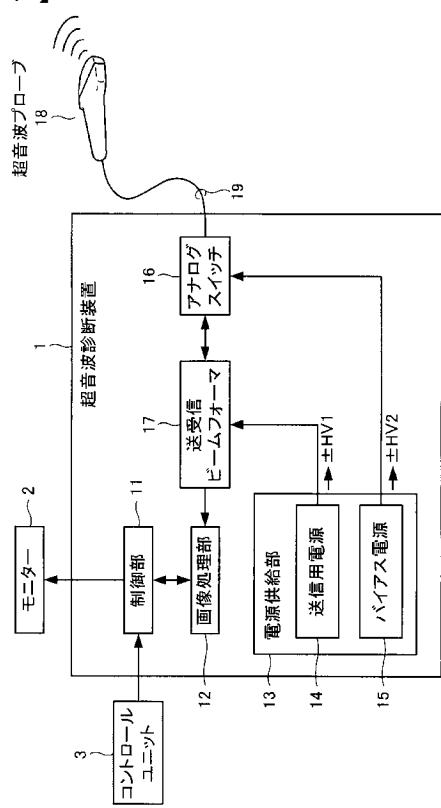
40

50

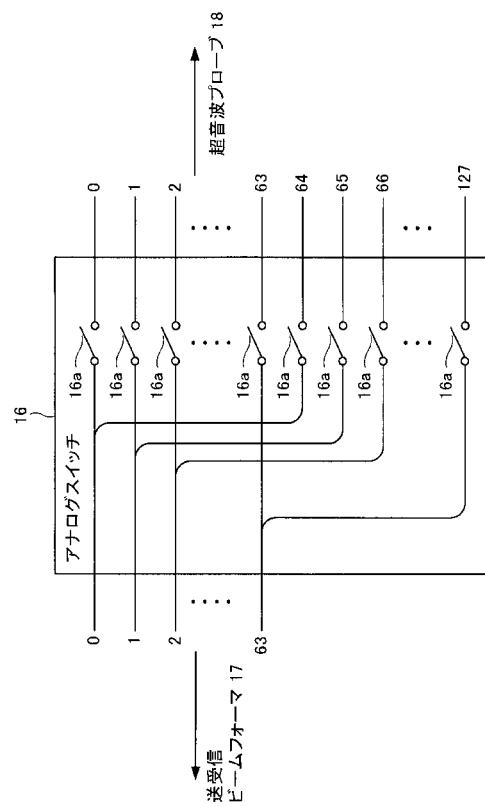
3 1 , 3 8 , 4 0 , 5 1 , 5 4 , 5 6 , 6 1 , 6 4 , 6 6 , 7 7 コンデンサ
 3 3 , 3 7 , 3 9 , 5 2 , 5 3 , 5 7 , 5 8 , 6 2 , 6 3 , 6 7 , 6 8 ダイオード
 3 2 , 4 3 抵抗
 3 4 , 3 5 , 3 6 , 7 6 コイル
 5 0 , 6 0 チャージポンプ回路
 4 1 SW電源コントロールIC
 4 2 , 7 1 トランジスタ
 4 4 , 7 2 フィードバック回路
 7 0 ドロップ回路
 7 5 フィルタ回路
 HV1 , HV1a , HV1b 送信用電圧
 HV2 , HV3 バイアス電圧

10

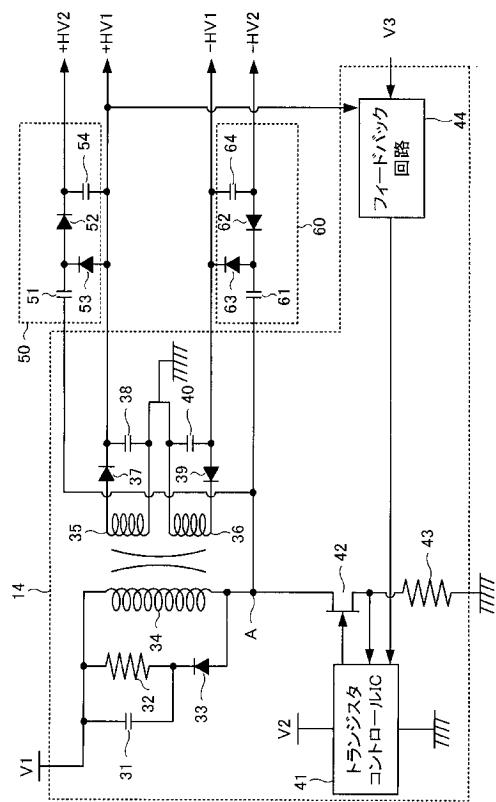
【図1】



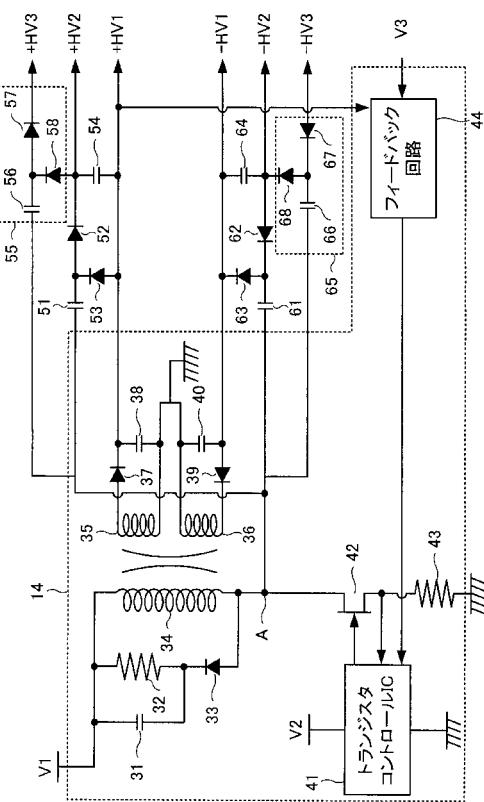
【図2】



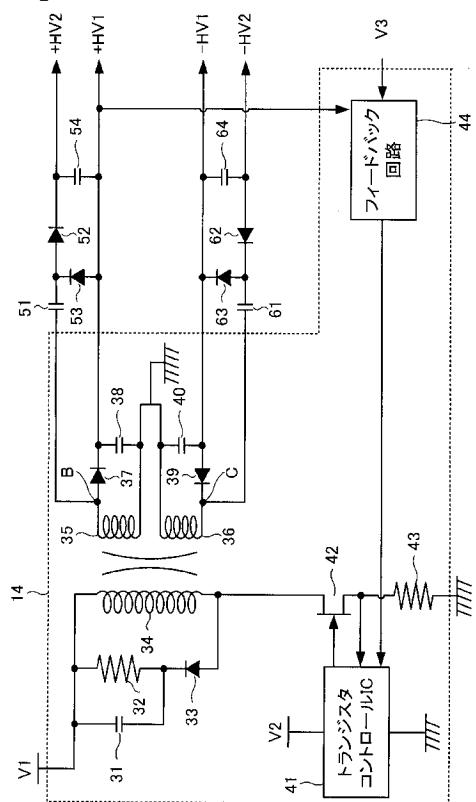
【図3】



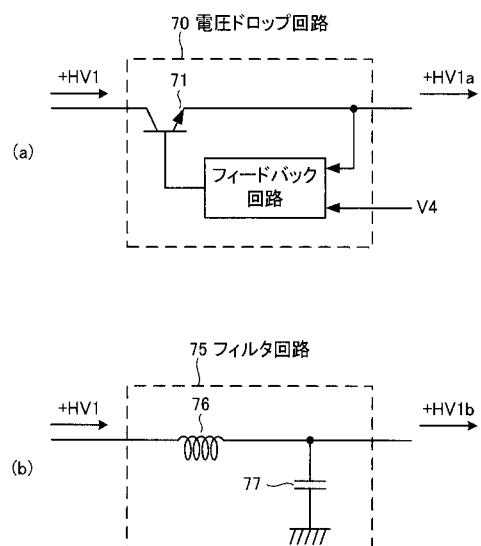
【図4】



【図5】



【図6】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004236869A	公开(公告)日	2004-08-26
申请号	JP2003029405	申请日	2003-02-06
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	雨宫慎一		
发明人	雨宫 慎一		
IPC分类号	A61B8/00 B06B1/02 G01S7/524		
CPC分类号	B06B1/0215 A61B8/44 B06B2201/76 G01S7/52019		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB08 4C601/EE13 4C601/EE15 4C601/HH01 4C601/HH05 4C601/HH21 4C601/LL26		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JP3964334B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现电源的小型化和超声诊断设备的低功耗。电荷泵电路和电荷泵电路连接到发送电源。电荷泵电路50由发送电源14的调节器驱动，并且产生高于由发送电源14产生的正电压+HV1的正偏置电压+HV2。此外，电荷泵电路60由发送电源14的调节器驱动，并且产生比由发送电源14产生的负电压-HV1低的负偏置电压-HV2。[选择图]图3

