

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3964334号

(P3964334)

(45) 発行日 平成19年8月22日(2007.8.22)

(24) 登録日 平成19年6月1日(2007.6.1)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 11 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)
 (65) 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)
 審査請求日 平成16年10月21日(2004.10.21)

(73) 特許権者 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

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】

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、

前記送信用電源は、1次側の第1のコイルと、2次側の第2のコイル及び第3のコイルと、前記第1のコイルの一端と直列に一端が接続され他端側が接地されたトランジスタとを備えるとともに、前記第2のコイル及び前記第3のコイルの一端が接地されており、前記第2のコイル及び前記第3のコイルの他端と直列に且つ互いに逆向きに一端が接続された第1のダイオード及び第2のダイオードと、前記第1のダイオード及び前記第2のダイオードの他端と前記第2のコイル及び前記第3のコイルの一端との間に接続された第1のコンデンサ及び第2のコンデンサとを備えており、前記第1のコイルの他端に供給される1次側の直流電源電圧(V1)を変換して前記第1のコンデンサの両端間に現れる第1の送信用電圧(+HV1)及び前記第2のコンデンサの両端間に現れる第2の送信用電圧(-HV1)を供給し、

10

20

前記バイアス電源生成回路は、第 1 のチャージポンプ回路により前記第 1 の送信用電圧（+HV1）よりも高い第 1 のバイアス電圧（+HV2）を生成するとともに、第 2 のチャージポンプ回路により前記第 2 の送信用電圧（-HV1）よりも低い第 2 のバイアス電圧（-HV2）を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記送信用電源は、前記第 1 のコイルの一端とアノードとが接続された第 3 のダイオードと、前記第 3 のダイオードのカソードと前記第 1 のコイルの他端との間に並列にそれぞれ接続された抵抗と第 3 のコンデンサとを更に備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記第 1 の送信用電圧（+HV1）が比較用電圧（V3）の定数倍になるように前記トランジスタを制御するコントローラを更に備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の超音波診断装置において、

前記バイアス電源生成回路は、前記第 1 のチャージポンプ回路に加えて設けられた第 3 のチャージポンプ回路により前記第 1 のバイアス電圧（+HV2）よりも高い第 3 のバイアス電圧（+HV3）を生成するとともに、第 2 のチャージポンプ回路に加えて設けられた第 4 のチャージポンプ回路により前記第 2 のバイアス電圧（-HV2）よりも低い第 4 のバイアス電圧（-HV3）を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【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）。

【0005】

【特許文献 1】

特開 2002 - 306475 号公報

【0006】

【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った。

【0007】

10

20

30

40

50

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、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。

【0008】

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ー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った。

【0009】

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って、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。

10

【0010】

【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。

【0011】

20

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。

【0012】

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値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。

【0013】

30

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。

【0014】

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。

40

【0015】

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。

【0016】

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、

50

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。

【 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、本発明をバッテリー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用されていることを特徴とする。

10

【 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。

20

【 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。

30

【 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 $\pm HV$ 1 を供給する。送受信ビームフォーマ 17 は、この送信用電源 $\pm HV$ 1 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。

40

【 0 0 2 6 】

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。

【 0 0 2 7 】

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

50

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 を随時切り替えることで検査範囲をスキャ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 16 a 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、超音波プローブ 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 16 a の個数は、124 個となる。アナログスイッチ 16 は、スイッチ 16 a 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 10
にするスイッチ 16 a 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、超音波のスキャンを実現する。

【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 $\pm HV2$ の供給をおこなう。このバイアス電圧 $\pm HV2$ は、送信用電源 14 が出力する送信用電圧 $\pm HV1$ 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 $\pm HV1$ が -100V ~ +100V である場合に、バイアス電圧 $\pm HV2$ を -120V ~ +120V とする。

【0030】

このようにバイアス電圧 $\pm HV2$ の振幅幅を送信用電圧 $\pm HV1$ の振幅幅に比して大きく 20
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 30
電源 V1 から送信用電圧 $\pm HV1$ 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 $+HV1$ 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 $+HV1$ 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 $+HV1$ が比較用電圧 V3 の定数倍になるようにトランジスタ 42 を制御する 40
ことで、送信用電圧 $\pm HV1$ 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 $+HV1$ に比してさらに高い電圧を正側のバイアス電圧 $+HV2$ 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 50

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 - HV1 に比してさらに低い電圧を負側のバイアス電圧 - HV2 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 + HV1 に比して高いバイアス電圧 + HV2 と送信用電圧 - HV1 に比して低いバイアス電圧 - HV2 とを得ることができる。

【0038】

ここで、バイアス電圧 + HV2 は、送信用電圧 + HV1 に対して 10V ~ 20V 高いことが望ましく、バイアス電圧 - HV2 は、送信用電圧 - HV1 に対して 10V ~ 20V 低いことが望ましい。したがって、送信用電圧 ± HV1 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。

10

【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】

20

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 + HV2 に比してさらに高い電圧を正側のバイアス電圧 + HV3 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 - HV2 に比してさらに低い電圧を負側のバイアス電圧 - HV3 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】

30

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 が出力するバイアス電圧 ± HV2 と、チャージポンプ回路 55, 65 が出力するバイアス電圧 ± HV3 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 ± HV2 または ± HV3 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 ± HV3 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、± HV2 の出力端子を設ける必要はない。

40

【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

50

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 - HV 2 は、送信用電圧 - HV 1 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 ±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 ±HV 1 におけるノイズ除去が重要である。送信用電圧 ±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 + HV 1 の値を所定量だけ低下させて電圧 + HV 1 a を出力する。同様の電圧ドロップ回路を電圧 - HV 1 に対して接続し、電圧 - HV 1 の値を所定量だけ上昇させて電圧 - HV 1 a を出力する。

【0049】

この電圧 + HV 1 a と電圧 - HV 1 a とを送受信ビームフォーマ 17 に供給することで、電圧 ±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 + HV 1 と電圧 + HV 1 a との差は、3 V 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 + HV 1 から所定周波数のノイズを除去した電圧 + HV 1 b を出力する。同様のフィルタ回路を電圧 - HV 1 に対して接続し、電圧 - HV 1 から所定周波数のノイズを除去した電圧 - HV 1 b を出力する。

【0051】

この電圧 + HV 1 b と電圧 - HV 1 b とを送受信ビームフォーマ 17 に供給することで、電圧 ±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する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、独立に持っても良いが、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】

10

20

30

40

50

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、かつバッテリー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、小型トランスに比べて小型で安価であるためである。しかし、小型トランス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。

【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。

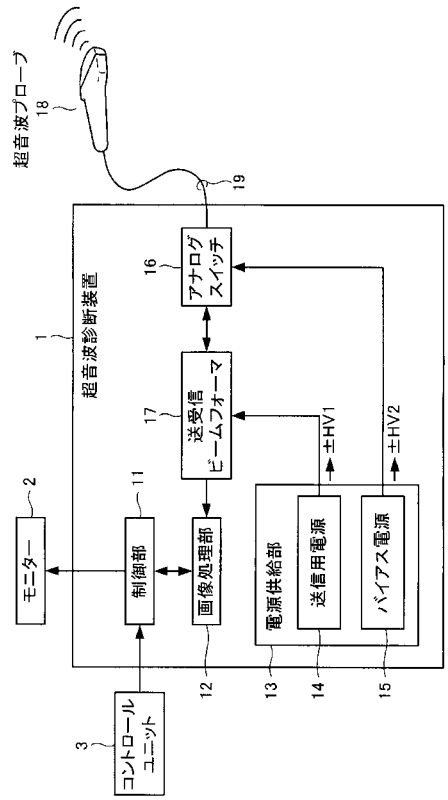
【図6】送信用電源に用いるノイズ除去回路を示す図である。

【符号の説明】

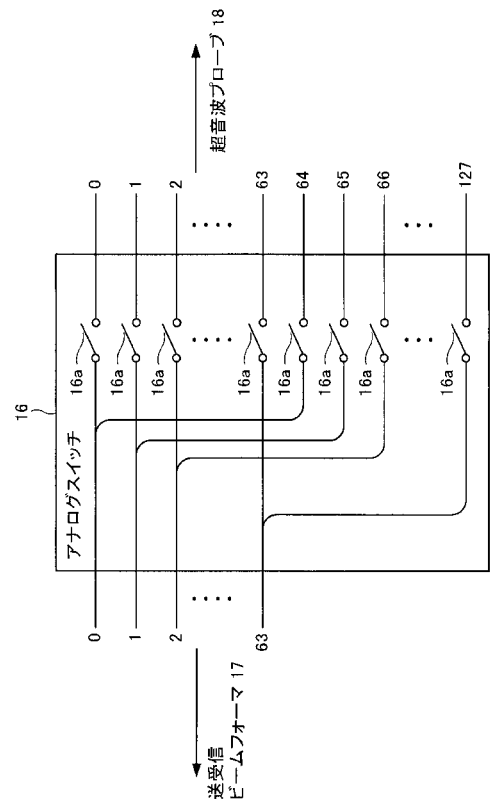
- | | | |
|--|--------------|----|
| 1 | 超音波診断装置 | |
| 2 | モニタ | |
| 3 | コントロールユニット | 30 |
| 11 | 制御部 | |
| 12 | 画像処理部 | |
| 13 | 電源供給部 | |
| 14 | 送信用電源 | |
| 15 | バイアス電源 | |
| 16 | アナログスイッチ | |
| 16a | スイッチ | |
| 17 | 送受信ビームフォーマ | |
| 18 | 超音波プローブ | |
| 19 | 接続ケーブル | 40 |
| 31, 38, 40, 51, 54, 56, 61, 64, 66, 77 | コンデンサ | |
| 33, 37, 39, 52, 53, 57, 58, 62, 63, 67, 68 | ダイオード | |
| 32, 43 | 抵抗 | |
| 34, 35, 36, 76 | コイル | |
| 50, 60 | チャージポンプ回路 | |
| 41 | SW電源コントロールIC | |
| 42, 71 | トランジスタ | |
| 44, 72 | フィードバック回路 | |
| 70 | ドロップ回路 | |
| 75 | フィルタ回路 | 50 |

HV1, HV1a, HV1b 送信用電圧
HV2, HV3 バイアス電圧

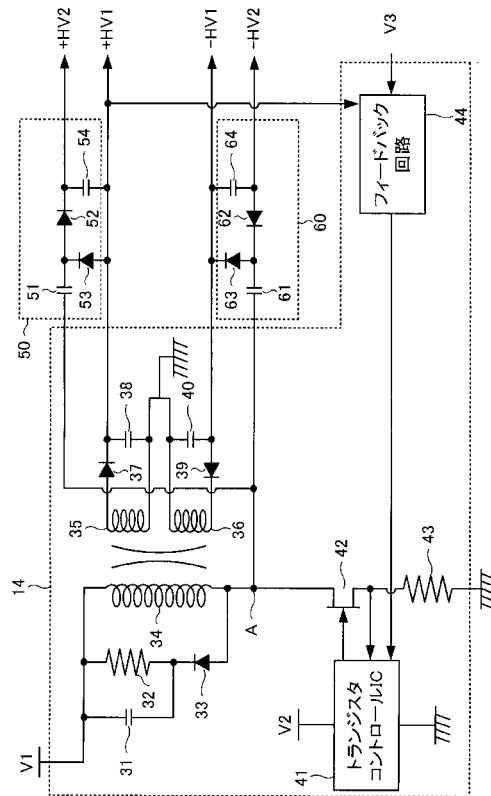
【図1】



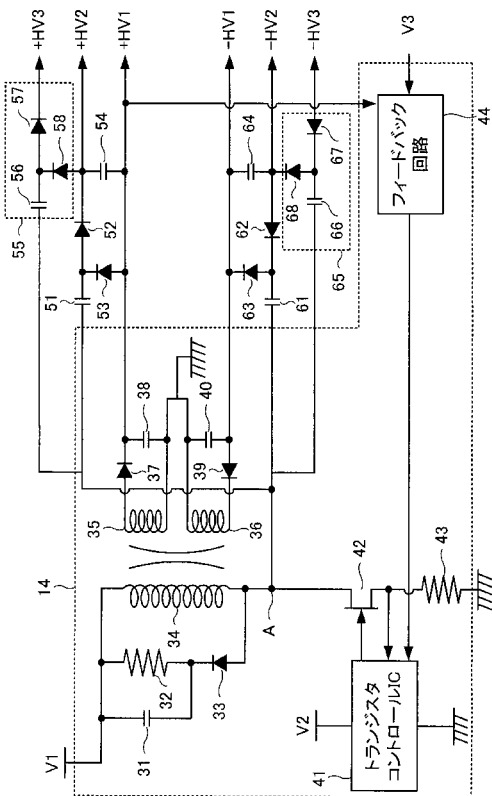
【図2】



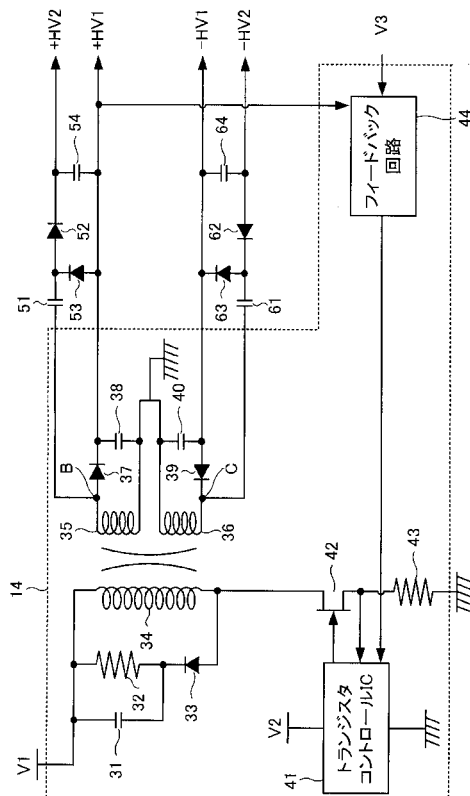
【図 3】



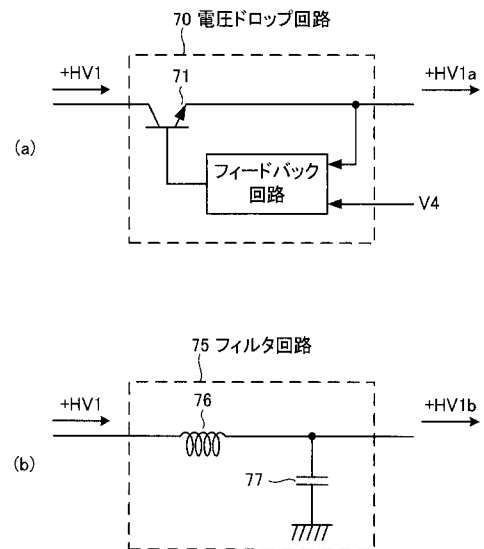
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

審査官 長井 真一

- (56)参考文献 特開2002-306475(JP,A)
特開平09-093914(JP,A)
特開平02-167144(JP,A)
特開平03-083111(JP,A)
特開2002-062858(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15
H02M 3/00 - 3/44

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3964334B2	公开(公告)日	2007-08-22
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		
当前申请(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	雨宮 慎一		
发明人	雨宮 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		
审查员(译)	永井伸一		
其他公开文献	JP2004236869A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现减小超声波设备的电源的尺寸和低功耗。解决方案：电荷泵电路50和电荷泵电路60连接到用于传输的电源14。电荷泵电路50由电源14的调节器驱动以进行传输，以产生高正侧偏压+HV2至由电源14产生的正侧电压+HV1以进行传输。电荷泵电路60由电源14的调节器驱动以进行传输，以产生低负侧偏压-HV2至由电源14产生的负侧电压-HV1以进行传输。Z

【 図 1 】

