

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6266223号
(P6266223)

(45) 発行日 平成30年1月24日 (2018. 1. 24)

(24) 登録日 平成30年1月5日 (2018. 1. 5)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006. 01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 8 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2013-88202 (P2013-88202)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年4月19日 (2013. 4. 19)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-236926 (P2013-236926A)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
(43) 公開日	平成25年11月28日 (2013. 11. 28)	(74) 代理人	110000866
審査請求日	平成28年3月4日 (2016. 3. 4)		特許業務法人三澤特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2012-96312 (P2012-96312)	(72) 発明者	亀石 渉
(32) 優先日	平成24年4月20日 (2012. 4. 20)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	芝沼 浩幸
			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内
		(72) 発明者	藤原 周太
			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内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び電源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

1 次側巻線と 2 次側巻線とを含んで構成されたトランスと、
 前記 1 次側巻線に接続された第 1 の電源及び第 2 の電源と、
 前記 2 次側巻線に誘起される電圧により駆動されて、被検体に向けて超音波を送信し、
 被検体で反射した反射波を受信して受信信号を出力する超音波振動子と、
 前記受信信号に処理を施し超音波画像を生成する処理部と、
 前記電圧が、前記第 1 の電源に基づく第 1 のレベルの電圧と、0 電圧と、前記第 2 の電
 源に基づく第 2 のレベルの電圧と、の間で変化するように前記 1 次側巻線を駆動し、かつ
 前記電圧を前記 0 電圧にするとき、前記 1 次側巻線の両端にコモン電圧を印加する駆動
 部と、

前記 1 次側巻線の一端と前記第 1 の電源との間の接続をオン / オフ可能な第 1 のスイッ
 チと、

前記 1 次側巻線他端と前記第 2 の電源との間の接続をオン / オフ可能な第 2 のスイッ
 チと、

前記 1 次側巻線の一端と前記コモン電圧との間の接続をオン / オフ可能な第 3 のスイッ
 チと、

前記 1 次側巻線他端と前記コモン電圧との間の接続をオン / オフ可能な第 4 のスイッ
 チと、を備え、

前記第 1 の電源と、前記第 2 の電源と、前記第 1 のスイッチと、前記第 2 のスイッチと

10

20

を一の回路群として、

前記一の回路群と同じ構成で、前記第 1 の電源及び前記第 2 の電源に替えて、第 3 の電源及び第 4 の電源を備えた他の回路群を有し、

前記 1 次側巻線に対して、前記一の回路群と前記他の回路群とを並列に接続し、

前記駆動部は、前記一の回路群及び前記他の回路群のうちのいずれかの前記第 1 のスイッチと前記第 4 のスイッチをオンする、または、複数の前記回路群のうちのいずれかの前記第 2 のスイッチと前記第 3 のスイッチとをオンすることで、前記 1 次側巻線に印加する電源を前記第 1 の電源～前記第 4 の電源のいずれかに切り替え可能であって、当該電源の切り替えの間に、前記第 3 のスイッチ及び前記第 4 のスイッチをオンする、

超音波診断装置。

10

【請求項 2】

1 次側巻線と 2 次側巻線とを含んで構成されたトランスと、

前記 1 次側巻線に接続された第 1 の電源及び第 2 の電源と、

前記 2 次側巻線に誘起される電圧により駆動されて、被検体に向けて超音波を送信し、被検体で反射した反射波を受信して受信信号を出力する超音波振動子と、

前記受信信号に処理を施し超音波画像を生成する処理部と、

前記電圧が、前記第 1 の電源に基づく第 1 のレベルの電圧と、0 電圧と、前記第 2 の電源に基づく第 2 のレベルの電圧と、の間で変化するように前記 1 次側巻線を駆動し、かつ前記電圧を前記 0 電圧にするとき、前記 1 次側巻線の両端にコモン電圧を印加する駆動部と、

20

前記 1 次側巻線の一端と前記第 1 の電源との間の接続をオン / オフ可能な第 1 のスイッチと、

前記 1 次側巻線他端と前記第 2 の電源との間の接続をオン / オフ可能な第 2 のスイッチと、

前記 1 次側巻線の一端と前記コモン電圧との間の接続をオン / オフ可能な第 3 のスイッチと、

前記 1 次側巻線他端と前記コモン電圧との間の接続をオン / オフ可能な第 4 のスイッチと、を備え、

前記第 1 の電源と、前記第 2 の電源と、前記第 1 のスイッチと、前記第 2 のスイッチと、前記第 3 のスイッチと、前記第 4 のスイッチと、前記 1 次側巻線とを一の回路群として

30

し、
前記一の回路群と同じ構成で、前記第 1 の電源及び前記第 2 の電源に替えて、第 3 の電源及び第 4 の電源を備えた他の回路群を有し、

前記駆動部は、前記一の回路群及び前記他の回路群のうちのいずれかの前記第 1 のスイッチと前記第 4 のスイッチをオンする、または、複数の前記回路群のうちのいずれかの前記第 2 のスイッチと前記第 3 のスイッチとをオンすることで、いずれかの前記 1 次側巻線に印加する電源を前記第 1 の電源～前記第 4 の電源のいずれかに切り替え可能であって、同一回路群の前記 1 次側巻線に印加する電源を前記第 1 の電源と第 2 の電源との間で切り替えるとき、又は前記第 3 の電源と第 4 の電源との間で切り替えるとき、それらの切り替えの間に、当該 1 次側巻線の両端に接続されている前記第 3 のスイッチ及び前記第 4 のスイッチをオンする、

40

超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 1 の電源と前記第 2 の電源とは、前記 1 次側巻線を挟んで配置されて、当該 1 次側巻線に対して互いに逆向きに電流を流すことを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

第 1 の電源及び第 2 の電源は、同じ電圧の電源であることを特徴とする請求項 1 ～請求項 3 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

50

前記駆動部は、前記第 1 のスイッチ及び前記第 4 のスイッチがオンすることで前記 2 次側巻線に前記第 1 のレベルの電圧を誘起させ、前記第 2 のスイッチ及び前記第 3 のスイッチをオンすることで当該 2 次側巻線に前記第 2 のレベルの電圧を誘起させ、前記第 3 のスイッチ及び前記第 4 のスイッチがオンして前記 1 次側巻線の両端を前記コモン電圧に接続させることで当該 2 次側巻線から誘起される前記電圧を前記 0 電圧にすることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 のスイッチ及び前記第 2 のスイッチを、P 型 MOSFET 及び N 型 MOSFET のうち的一方で構成し、他方で、前記第 3 のスイッチ及び前記第 4 のスイッチを構成することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

1 次側巻線と 2 次側巻線とを含んで構成されたトランスと、
前記 1 次側巻線に接続された第 1 の電源及び第 2 の電源と、
前記 2 次側巻線に誘起される電圧が、前記第 1 の電源に基づく第 1 のレベルの電圧と、0 電圧と、前記第 2 の電源に基づく第 2 のレベルの電圧と、の間で変化するように前記 1 次側巻線を駆動し、かつ前記電圧を前記 0 電圧にするときは、前記 1 次側巻線の両端にコモン電圧を印加する駆動部と、

前記 1 次側巻線の一端と前記第 1 の電源との間の接続をオン / オフ可能な第 1 のスイッチと、

前記 1 次側巻線他端と前記第 2 の電源との間の接続をオン / オフ可能な第 2 のスイッチと、

20

前記 1 次側巻線の一端と前記コモン電圧との間の接続をオン / オフ可能な第 3 のスイッチと、

前記 1 次側巻線他端と前記コモン電圧との間の接続をオン / オフ可能な第 4 のスイッチと、を備え、

前記第 1 の電源と、前記第 2 の電源と、前記第 1 のスイッチと、前記第 2 のスイッチとを一の回路群として、

前記一の回路群と同じ構成で、前記第 1 の電源及び前記第 2 の電源に替えて、第 3 の電源及び第 4 の電源を備えた他の回路群を有し、

前記 1 次側巻線に対して、前記一の回路群と前記他の回路群とを並列に接続し、

30

前記駆動部は、前記一の回路群及び前記他の回路群のうちのいずれかの前記第 1 のスイッチと前記第 4 のスイッチをオンする、または、複数の前記回路群のうちのいずれかの前記第 2 のスイッチと前記第 3 のスイッチとをオンすることで、前記 1 次側巻線に印加する電源を前記第 1 の電源 ~ 前記第 4 の電源のいずれかに切り替え可能であって、当該電源の切り替えの間に、前記第 3 のスイッチ及び前記第 4 のスイッチをオンする、

電源装置。

【請求項 8】

前記第 1 の電源と前記第 2 の電源とは、前記 1 次側巻線を挟んで配置されて、当該 1 次側巻線に対して互いに逆向きに電流を流すことを特徴とする請求項 7 に記載の電源装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び電源装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、複数の超音波振動子を備えた超音波プローブによって被検体内に超音波を送信し、その被検体からの反射波（超音波エコー）に基づいて、被検体内の断層像データや 3 次元画像データなどを生成する。

【0003】

また、超音波の高調波成分（二次高調波成分）を利用して超音波画像を生成するディッ

50

シュハーモニックイメージングという技術がある。この技術は、同一方向に続けて2回の超音波の送信を行い、この際に、1回目の送信波と2回目の送信波との位相を反転させる。このとき、2回目の送信波による受信波は、1回目の受信波に対して、基本波成分は位相が反転し、二次高調波成分は同相となる。そのため、1回目の受信波と2回目の受信波とを加算すると、基本波成分は打ち消し合い、二次高調波成分のみが強調されて（2倍となり）出力され、この二次高調波成分のみを映像化することが可能となる。このような技術を利用することで、例えば、送信波の多重反射の影響を抑えることが可能となる。

【0004】

また、超音波診断装置では、トランスの1次側巻線に電源を接続して電圧を印加することで、2次側巻線に誘起される電圧により超音波振動子を駆動させる構成をとる場合がある。このような構成とすることで、1次側巻線へ印加される電圧の方向を切り替えて、2次側巻線に誘起されるパルスの極性を反転させることが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-81966号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

一方で、トランスは1次側巻線と2次側巻線とが磁気的に結合しているので、1次側巻線に電流を流すことで1次側巻線に発生した電圧は、巻線比に応じて2次側巻線の電圧として現れる。このとき、1次側巻線への外部からの電流供給を断つと、レンツの法則に従い磁束変化を打ち消すように1次側巻線の負荷に応じた逆起電力が発生する。このため、この逆起電力により、巻線比に応じて2次側巻線に電圧が発生する。このようなことから、1次側巻線への外部からの電流供給を断っても、すぐには2次側巻線の電圧を0レベル（バイアス点）に戻ることはなく、2次側巻線に逆起電力が誘起され続け、この逆起電力に伴う信号が2次側巻線から発生し続ける。そのため、この間は、超音波振動子からの受信信号に、この逆起電力に伴う信号が重畳するため、例えば、被検体の浅い部分（以降では、「浅部」と呼ぶ場合がある）の反射波を受信することが困難であった。

【0007】

この発明の実施形態は、2次側巻線に誘起される起電力を高速に0レベルに変化させ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】

【0008】

この発明の実施形態は、トランスと、第1の電源及び第2の電源と、超音波振動子と、処理部と、駆動部と、第1のスイッチと、第2のスイッチと、第3のスイッチと、第4のスイッチと、を備え、第1の電源と、第2の電源と、第1のスイッチと、第2のスイッチとを一の回路群として、一の回路群と同じ構成で、第1の電源及び第2の電源に替えて、第3の電源及び第4の電源を備えた他の回路群を有し、1次側巻線に対して、一の回路群と他の回路群とを並列に接続した超音波診断装置である。トランスは、1次側巻線と2次側巻線とを含んで構成される。第1の電源及び第2の電源は、1次側巻線に接続されている。超音波振動子は、2次側巻線に誘起される電圧により駆動されて、被検体に向けて超音波を送信し、被検体で反射した反射波を受信して受信信号を出力する。処理部は、受信信号に処理を施し超音波画像を生成する。駆動部は、電圧を、第1の電源に基づく第1のレベルの電圧と、0電圧と、第2の電源に基づく第2のレベルの電圧と、の間で変化するように1次側巻線を駆動し、かつ電圧を0電圧にするときは、1次側巻線の両端にコモン電圧を印加する。第1のスイッチは、1次側巻線の一端と第1の電源との間の接続をオン/オフ可能である。第2のスイッチは、1次側巻線の他端と第2の電源との間の接続をオン/オフ可能である。第3のスイッチは、1次側巻線の一端とコモン電圧との間の接続をオン/オフ可能である。第4のスイッチは、1次側巻線の他端と前記コモン電圧との間の

接続をオン／オフ可能である。駆動部は、一の回路群及び他の回路群のうちのいずれかの第１のスイッチと第４のスイッチをオンする、または、複数の回路群のうちのいずれかの第２のスイッチと第３のスイッチとをオンすることで、１次側巻線に印加する電源を第１の電源～第４の電源のいずれかに切り替え可能であって、当該電源の切り替えの間に、第３のスイッチ及び第４のスイッチをオンする。

【図面の簡単な説明】

【０００９】

【図１】本実施形態に係る超音波診断装置のブロック図である。

【図２Ａ】第１の実施形態に係る送信回路の一例を示した回路図である。

【図２Ｂ】第１の実施形態における各トランジスタへのパルスと２次側巻線からの出力波形との関係を示した概略図である。

10

【図２Ｃ】第１の実施形態の各タイミングにおける各トランジスタのオン／オフの状態を示した図である。

【図３Ａ】第１の実施形態の所定のタイミングにおける等価回路を示した回路図である。

【図３Ｂ】第１の実施形態の所定のタイミングにおける等価回路を示した回路図である。

【図３Ｃ】第１の実施形態の所定のタイミングにおける等価回路を示した回路図である。

【図４】２次側巻線から出力されるパルスの振幅の変化を示したグラフである。

【図５Ａ】第２の実施形態に係る送信回路の一例を示した回路図である。

【図５Ｂ】第２の実施形態における各トランジスタへのパルスと２次側巻線からの出力波形との関係を示した概略図である。

20

【図５Ｃ】図５Ｂにおける各トランジスタのオン／オフの状態を示した図である。

【図６Ａ】第２の実施形態の所定のタイミングにおける等価回路を示した回路図である。

【図６Ｂ】第２の実施形態の所定のタイミングにおける等価回路を示した回路図である。

【図６Ｃ】第２の実施形態の所定のタイミングにおける等価回路を示した回路図である。

【図６Ｄ】第２の実施形態の所定のタイミングにおける等価回路を示した回路図である。

【図６Ｅ】第２の実施形態の所定のタイミングにおける等価回路を示した回路図である。

【図７】第２の実施形態に係る送信回路の一態様を示した回路図である。

【図８】第２の実施形態に係る送信回路の一態様を示した回路図である。

【図９Ａ】各トランジスタへのパルスと２次側巻線からの出力波形との関係の一例を示した概略図である。

30

【図９Ｂ】図９Ａにおける各トランジスタのオン／オフの状態を示した図である。

【図１０】変形例に係る送信回路の一例を示した回路図である。

【図１１Ａ】従来の送信回路の一例を示した回路図である。

【図１１Ｂ】従来の送信回路の一例を示した回路図である。

【発明を実施するための形態】

【００１０】

（第１の実施形態）

まず、第１の実施形態に係る超音波診断装置の構成について図１及び図２Ａを参照しながら説明する。図１に示すように、超音波診断装置は、送信回路１０と、駆動部１００と、超音波振動子群１１と、増幅回路１２と、遅延回路１３と、加算回路１４と、信号処理部１５と、画像処理部１６と、表示部１７とを含んで構成される。本実施形態に係る超音波診断装置は、所定のタイミングごとに超音波の送信と受信を切り替えながら動作する。

40

【００１１】

（送信回路１０）

ここで、図２Ａを参照しながら、送信回路１０の構成について、超音波振動子群１１を構成する超音波振動子Ｃ１０とあわせて説明する。送信回路１０は、トランスＫ３と、電源ＶＰ１１及びＶＰ１３と、トランジスタＭ１１、Ｍ１２、Ｍ１３、及びＭ１４と、ダイオードＤ１１、Ｄ１３、Ｄ２１、及びＤ２２とを含んで構成されている。トランスＫ３は、１次側巻線ＬＰ１と、２次側巻線ＬＳ１とを含んで構成されている。なお、図２ＡにおけるトランスＫ３の波線はコア部を示している。図２Ａの例では、トランジスタＭ１１及

50

びM13は、P型MOSFET(Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor)で構成されており、トランジスタM12及びM14は、N型MOSFETで構成されている。

【0012】

トランジスタM11のソースには電源VP11が接続されており、トランジスタM13のソースには電源VP13が接続されている。また、トランジスタM12及びM14のソースは、それぞれコモン電圧に接続されている。ここで、コモン電圧とは、回路内で共通の基準となる電圧(グランド)を示している。1次側巻線LP1の一端には、トランジスタM11のドレインと、トランジスタM14のドレインとが接続されている。なお、1次側巻線LP1の一端とトランジスタM11のドレインとの間には、ダイオードD11が介在し、1次側巻線LP1からトランジスタM11に向けた方向の電流の流れを規制している。同様に、1次側巻線LP1の他端には、トランジスタM13のドレインと、トランジスタM12のドレインとが接続されている。1次側巻線LP1の他端とトランジスタM13のドレインとの間には、ダイオードD13が介在し、1次側巻線LP1からトランジスタM13に向けた方向の電流の流れを規制している。なお、電源VP11が「第1の電源」に相当し、電源VP13が「第2の電源」に相当する。つまり、電源VP11と電源VP13とは、1次側巻線LP1を挟んで配置されて、1次側巻線LP1に対して互いに逆向きに電流を流すことができる。また、電源VP11は、電源VP13と異なる電圧を発生させるものであってもよいし、同一の電圧を発生させるものであってもよい。また、トランジスタM11が「第1のスイッチ」に相当し、トランジスタM13が「第2のスイッチ」に相当する。また、トランジスタM14が「第3のスイッチ」に相当し、トランジスタM12が「第4のスイッチ」に相当する。

【0013】

また、超音波振動子群11を構成する超音波振動子C10には、2次側巻線LS1の一端と、受信回路(即ち、増幅回路12)とが接続されている。なお、超音波振動子C10、2次側巻線LS1の一端、及び受信回路のそれぞれに接続された配線の接続部を接続点P21とする。また、2次側巻線LS1の他端は、コモン電圧に接続されている。なお、2次側巻線LS1の一端と接続点P21との間には、ダイオードD21及びD22とにより構成されるダイオードスイッチが介在する。このときダイオードD21及びD22は、一方のアノード端子と他方のカソード端子が同じ信号線に接続されるように配置されている。

【0014】

このダイオードD21及びD22は、例えば、通過する信号(パルス波、または連続波)の振幅が、 1.4 Vpp (電圧 $\pm 0.7\text{ V}$ 相当)の振幅以上の場合にオン状態になり信号を通過させるように働く。一方で、 1.4 Vpp 未満の場合にはオフ状態になり信号を遮断するように働く。超音波振動子C10の駆動時(即ち、超音波の送信時)は、2次側巻線LS1で誘起される信号は、 20 Vpp (電圧 $\pm 10\text{ V}$ 相当)~ 200 Vpp (電圧 $\pm 100\text{ V}$ 相当)の振幅を有するため、このダイオードスイッチを通過する。これに対し、超音波振動子C10によりエコー信号を受信するときは、そのエコー信号は、振幅が 1.0 Vpp (電圧 $\pm 0.5\text{ V}$ 相当)以下のため、このダイオードスイッチで遮断され、受信回路(即ち、増幅回路12)に出力される。このようにダイオードスイッチを設けることで、送信回路側(即ち、2次側巻線LS1)の電圧を下げた場合に、送信回路側の負荷を受信回路から見えなくする。即ち、送信回路側の影響を受信回路から分離することが可能となる。

【0015】

なお、増幅回路12の前段には、あらかじめ決められた振幅(例えば、 $\pm 0.7\text{ V}$)以上の信号の通過を制限するリミッタが設けられている。このリミッタにより、増幅回路12に向けた信号の振幅が $\pm 0.7\text{ V}$ 以上の場合には、増幅回路12への信号の通過が制限される。

【0016】

駆動部 100 は、所定のタイミングごとにトランジスタ M11 ~ M14 それぞれのオン / オフを切り替え、これにより 1 次側巻線 LP1 に印加される電圧 (1 次電圧) の種類及び方向を制御する。この駆動部 100 による制御について、図 2B 及び図 2C を参照しながら説明する。図 2B は、トランジスタ M11 ~ M14 それぞれへのパルスと 2 次側巻線 LS1 からの出力波形との関係を示した概略図である。図 2B における、T10、T11、及び T12 は、超音波を送信する周期中の各タイミングを示しており、このタイミングごとに、2 次側巻線 LS1 から誘起される電圧 (2 次電圧) が切り替わることで、複数のレベルの電圧を出力することができる。この一例として、図 2B における VP111 及び VP131 は、トランジスタ M11 ~ M14 のスイッチングによりトランス K3 の 2 次側 (即ち、2 次側巻線 LS1) に誘起された 2 次電圧を示している。図 2B における電圧 VP111 は、第 1 のレベルの電圧の一例であって、電源 VP11 に対応しており、電圧 VP131 は、第 2 のレベルの電圧の一例であって、電源 VP13 に対応している。また、図 2C は、図 2B に示したタイミング T10、T11、及び T12 におけるトランジスタ M11 ~ M14 それぞれのオン / オフの状態を示した図である。図 2C では、「○」で示された部分が「オン」の状態であることを示している。

10

【0017】

図 2B に示すように、タイミング T11 において、駆動部 100 は、トランジスタ M12 及び M13 にパルスを供給する。これにより、図 2C に示すように、トランジスタ M11 及び M12 がオンとなり、トランジスタ M13 及び M14 はオフとなる。この場合の等価回路を図 3A に示す。図 3A に示すように、タイミング T11 では、1 次側巻線 LP1 に対して電源 VP11 の 1 次電圧が印加される。これにより、2 次側巻線 LS1 には、図 2B に示すように、VP111 (正極) の 2 次電圧が誘起され、これが超音波振動子 C10 に印加される。

20

【0018】

また、図 2B に示すように、タイミング T12 において、駆動部 100 は、トランジスタ M11 及び M14 にパルスを供給する。これにより、図 2C に示すように、トランジスタ M13 及び M14 がオンとなり、トランジスタ M11 及び M12 はオフとなる。この場合の等価回路を図 3B に示す。図 3B に示すように、タイミング T12 では、1 次側巻線 LP1 に対して電源 VP13 の 1 次電圧が印加される。このとき、1 次側巻線 LP1 に流れる電流の方向は、図 3A に示したタイミング T11 の場合とは逆になる。そのため、2 次側巻線 LS1 には、図 2B に示すように、VP131 (負極) の 2 次電圧が誘起され、これが超音波振動子 C10 に印加される。

30

【0019】

また、図 2B に示すように、タイミング T10 において、駆動部 100 は、トランジスタ M11 ~ M14 にパルスを供給する。これにより、図 2C に示すように、トランジスタ M12 及び M14 がオンとなり、トランジスタ M11 及び M13 はオフとなる。この場合の等価回路を図 3C に示す。図 3C に示すように、タイミング T10 では、1 次側巻線 LP1 の両端はコモン電圧に接続される。これにより、タイミング T11 または T12 において、1 次側巻線 LP1 の両端の電位差を 0 にすることにより (1 次側巻線 LP1 への印加電圧が 0 となり)、2 次側巻線 LS1 の両端に発生する電圧差も 0 V となる。これにより、図 2B に示すように、2 次側巻線 LS1 からの出力振幅が 0 である第 3 のレベルの電圧となり (2 次側巻線に誘起される電圧が 0 となる)、超音波振動子 C10 への電圧が 0 となる。つまり、第 1 のレベルの電圧および第 2 のレベルの電圧とは 0 以外の信号であって、第 3 のレベルの電圧である 0 レベルの電圧との切り替わりにおいては、0 より大きい信号にあっては、急激に立ち下がり、0 よりも小さい信号にあっては、急激に立ち上がる。この立ち下がり、立ち上がりは、時間軸に対して垂直であることが好ましいが、例えば、多少の傾きを有して、及び / 又は多少のリングングを経て、第 3 のレベルの電圧である 0 レベルに収束してもよい。

40

【0020】

ここで、第 3 のレベルの電圧である 0 レベルへの切り替わりについて図 4 を参照して説

50

明する。図4は、1次側巻線LP1に対して印加された電圧をオフにした場合において、2次側巻線LS1から出力されるパルスの振幅の、時系列に沿った変化を示したグラフの一例である。図4におけるグラフG11は、本実施形態に係る超音波診断装置において、タイミングT10における制御、即ち、1次側巻線LP1の両端をコモン電圧に接続させた場合を示している。また、グラフG21は、増幅回路12の前段に設けられたリミッタのリミッタ電圧を示している。また、グラフG12は、従来の送信回路を用いた場合、即ち、1次側巻線LP1の両端をコモン電圧に接続させない場合を示している。

【0021】

このように、駆動部100は、トランジスタM11及びM12がオンすることで2次側巻線LS1に第1のレベルの電圧を誘起させる。また、トランジスタM13及びM14を

10

【0022】

ここで、従来の送信回路の構成について図11Aを参照しながら説明する。図11Aは、従来の送信回路の一例を示した回路図である。図11Aに示すように、従来の送信回路は、一次側巻線L31、L32、L41、及びL42と、二次側巻線L5を含むトランスと、電源VP0及びVP1とを含んで構成されている。一次側巻線L31及びL32の一端は電源VP0に接続されている。このとき、電源VP0から見て、一次側巻線L31及びL32の巻方向がそれぞれ異なるように接続されている。一次側巻線L31の他端には

20

【0023】

また、一次側巻線L41及びL42の一端は電源VP0に接続されており、一次側巻線L41及びL42の他端には、ダイオードD31及びD32を介して、トランジスタM41及びM42のドレインが接続されている。これらの接続関係は、電源VP1と、一次側巻線L31及びL32と、ダイオードD31及びD32と、トランジスタM31及びM32とを含む回路群と同様である。

30

【0024】

トランジスタM31、M32、M41、及びM42のいずれかをオンすることで、一次側巻線L31、L32、L41、及びL42のいずれかに電流が流れて磁気エネルギーが発生する。この場合、一次側巻線L31、L32、L41、及びL42に印加される電圧値はそれぞれ異なり、巻線の巻方向もそれぞれ異なる。このため、いずれかの一次側巻線に電流を流すことで、それぞれに対応した電圧値及び極性を選択することができ、二次側巻線L5に、この電圧値及び極性に基づいた電圧が誘起される。

【0025】

ここで、図4を参照する。グラフG12に示すように、従来の送信回路の場合（即ち、1次側巻線LP1の両端をコモン電圧に接続させない場合）には、1次側巻線LP1に発生した磁気エネルギーが、回路内の抵抗により消費されるまで、2次側巻線の電圧を0レベル（バイアス点）に戻らない。このことにより、2次側巻線には逆起電力が誘起され続け、この逆起電力に伴う信号が2次側巻線から発生し続ける。そのため、この2次側巻線LS1に誘起される電圧が、リミッタ電圧0.7[V]未満となるまで、切り替えから約1.3[μsec]の時間を要している。即ち、この時間においては、2次側巻線LS1に誘起される電圧がダイオードD21及びD22を通過するので、接続点である点P21に2次側巻線LS1に誘起される電圧が印加される。これにより、増幅回路12には、超音波振動子C10からの信号に対して2次側巻線LS1からの信号が重畳した信号が入力される。

40

【0026】

50

増幅回路 12 は、超音波振動子 C 10 からの信号の入力レンジにあわせてダイナミックレンジが設定されている。2 次側巻線 L S 1 からの信号の入力レンジ（振幅）は、超音波振動子 C 10 からの信号の入力レンジよりも高い。そのため、増幅回路が 2 次側巻線 L S 1 からの信号を受けると故障につながる可能性がある。即ち、2 次側巻線 L S 1 からの信号がダイオード D 2 1 及び D 2 2 を通過し増幅回路 12 へ流入する間は、増幅回路 12 でこれらの信号を受けることが困難である。そのため、上述したように、増幅回路 12 の前段には、リミッタが設けられている。

【 0 0 2 7 】

2 次側巻線 L S 1 に誘起される電圧がダイオード D 2 1 及び D 2 2 を通過する間、即ち、2 次側巻線 L S 1 に誘起される電圧が 0 . 7 [V] 未満となるまでは、超音波振動子 C 10 からの信号に 2 次側巻線 L S 1 からの信号（0 . 7 [V] 以上）が重畳する。そのため、超音波振動子 C 10 からの信号が 0 . 7 [V] 未満の信号であった場合でも、2 次側巻線 L S 1 からの信号が重畳することで、0 . 7 [V] 以上の信号となり、増幅回路 12 の前段に設けられたリミッタにより通過が制限される。そのため、この信号の重畳による制限がされている間は、増幅回路 12 は、超音波振動子 C 10 からの信号を受けることができない。

10

【 0 0 2 8 】

即ち、超音波の送信から受信に切り替える場合には、超音波の送信時に 2 次側巻線 L S 1 に誘起された電圧が、ダイオード D 2 1 及び D 2 2 で遮断可能な値となるまで、超音波の受信を開始することができない。そのため、この時間が長いほど、より早いタイミングで受信されるエコー信号（被検体内の浅部で反射するエコー信号）を受信回路側で処理することが困難となる。

20

【 0 0 2 9 】

一般的に、超音波振動子 C 10 と超音波プローブの表面との間を、超音波振動子 C 10 で発生した超音波が戻ってくるまでの時間（音響的な距離）は、プローブに依っても異なるが、一般的には 1 [μ s e c] 程度である。即ち、この時間（1 [μ s e c]）以降に受信する超音波は、被検体内で反射した反射波となる。そのため、この時間以内に、2 次側巻線 L S 1 に誘起された電圧が、増幅回路前段のリミッタのリミッタ電圧 0 . 7 [V] を下回ることが望ましい。

【 0 0 3 0 】

30

これに対して、本実施形態に係る超音波診断装置では、1 次側巻線 L P 1 へ印加された電圧をオフにしたとき、図 3 C に示すように、1 次側巻線 L P 1 の両端をコモン電圧に接続する。このように動作させることで、1 次側巻線 L P 1 の両端の電位差が 0 となり（1 次側巻線 L P 1 への印加電圧が 0 となり）、1 次側巻線 L P 1 に対して外部から電流が流れ込まなくなる。そのため、1 次側巻線 L P 1 に磁気エネルギーが発生しなくなる。これにより、図 4 のグラフ G 1 1 に示すように、切り替えから約 0 . 6 [μ s e c] で、2 次側巻線 L S 1 に誘起される電圧が、リミッタ電圧 0 . 7 [V] 未満となる。即ち、従来に比べて、より早いタイミングで、2 次側巻線 L S 1 からの出力振幅が 0 となる。そのため、1 次側巻線 L P 1 の両端をコモン電圧に接続させない場合に比べて、より早いタイミングで受信されるエコー信号を処理することが可能となる。

40

【 0 0 3 1 】

このように、本実施形態に係る超音波診断装置は、1 次側巻線 L P 1 へ印加された 1 次電圧をオフにしたとき、1 次側巻線 L P 1 の両端をコモン電圧に接続することで、1 次側巻線 L P 1 の両端の電位差を 0 とし、1 次側巻線 L P 1 における磁気エネルギーの発生を積極的に抑制する。これにより、1 次側巻線 L P 1 の両端をコモン電圧に接続しない場合に比べて、2 次側巻線 L S 1 に誘起された 2 次電圧を、速やかに 0 にすることが可能となる。

【 0 0 3 2 】

また、本実施形態に係る送信回路 10 では、1 次側巻線 L P 1 のいずれの方向に電圧を印加した場合においても（即ち、タイミング T 1 1 及び T 1 2 のいずれにおいても）、P

50

型MOSFETとN型MOSFETとを対として使用される構成となっている。一般的には、P型MOSFET及びN型MOSFETのように物理的に構造の異なる部品は、その特性も異なる。そのため、P型MOSFETとN型MOSFETとで、同じ特性を有する部品を調達することは困難である。一方で、P型MOSFET同士、またはN型MOSFET同士のように構造が同じものは、構造の異なるものに比べて、同じ特性を有する部品を調達することが容易である。本実施形態に係る送信回路10では、タイミングT11及びT12のいずれにおいても、P型MOSFETとN型MOSFETとが対として使用されるため、回路の構成が等しくなる。そのため、1次側巻線LP1へ印加する電圧を切り替えた場合においても、構造の違いに伴う特性の違いを少なくし、1次側巻線LP1に正負の振幅が対称な出力パルスを容易に誘起することが可能となる。

10

【0033】

なお、上記では、トランジスタM11～M14をスイッチとして用いているが、所望の切り替え速度を有するスイッチの機能を満たせば、この構成には限定されない。トランジスタM11～M14(MOSFET)に替えて、例えば、MEMS(Micro Electro Mechanical Systems)スイッチを用いてもよい。また、この場合に用いられるMOSFETは、基本的には限定されるものではなく、ディプレッションタイプであってもエンハンスメントタイプであってもよいが、ゲート電圧をかけないときにドレイン電流が流れないエンハンスメントタイプであることが好ましい。また、この実施形態及びこの実施形態以下で使用するトランジスタは、絶縁ゲート型のMOSFETに限定されるものではなく、接合型のJ-FETであってもよい。また、例えば、このトランジスタは、バイポーラトランジスタなどであってもよい。バイポーラトランジスタを用いる場合には、本実施形態に係る送信回路10は、例えば、P型MOSFETが、PNPトランジスタに置き換えられ、N型MOSFETが、NPNトランジスタに置き換えられて構成される。また、ゲートはベース、ドレインはエミッタ、ソースはコレクタにそれぞれ置き換えられて構成される。また、バイポーラトランジスタをONするタイミングは、前述したパルスが入力されるタイミングにおいてベースに駆動電流が流れるように構成される。また、このバイポーラトランジスタは、ベースに流れる駆動電流を小さくする観点から直流電流増幅率(以下hFEという)の値が大きいものを用いる、もしくは、複数のトランジスタをダーリントン接続するなどしてhFEの値を大きくするなどの構成を有することが好ましい。

20

30

【0034】

また、2次側巻線から振幅の正負が対称なパルスを出力する場合には、電源VP11とVP13とを同じ電源で構成してもよい。このような構成とすることで、送信回路10の構成を簡略化することが可能となる。

【0035】

また、本実施形態に係る送信回路10は、例えば、すべてのトランジスタを同一の型(P型、N型、PNP型、NPN型など)のもので構成することもできる。具体的には、例えば、トランジスタM11及びトランジスタM13をN型MOSFETとすることにより、送信回路10を全てN型MOSFETで構成する。そうすると、トランジスタM11及びトランジスタM13は、ソース側から信号が取り出されるソースフォロワ型スイッチ回路として動作する。ここで、トランジスタM11を駆動するために、トランジスタM11にゲートに印加される駆動信号は、トランジスタM14に印加される駆動信号に電圧VP111を加えた信号となる。また、トランジスタM13を駆動するために、同様に、トランジスタM13に印加される駆動信号は、トランジスタM12に印加される駆動信号に電圧VP131を加えた信号となる。このように、トランジスタのゲート・ソース間には、例えば、30Vを超える大きな電圧が印加されるので、ゲート・ソース間の耐電圧が高いMOSFETを選ぶことが好ましい。このMOSFETとしては、Si-MOSFETの他に、例えば、GaN-MOSFET、SiC-MOSFETなどが挙げられる。また、送信回路10を、全て同一の型のトランジスタで構成したので、例えば、IGBTやGTOなどの型の区別のないスイッチング素子をトランジスタとして用いることもできる。例

40

50

例えば、送信回路 10 を構成するトランジスタに G T O を用いる場合には、全て N 型 M O S F E T で送信回路 10 を構成する場合のドレインをカソード、ソースをアノードにそれぞれ置き換えられて構成される。これらのことは、以下に示す実施形態においても同様に適用することができる。

【 0 0 3 6 】

また、送信回路 10 は単独の電源装置として用いることもできる。この電源装置は、例えば、少なくとも超音波プローブに接続される、超音波診断装置用の電源装置である。この電源装置は、1 次側巻線 L P 1 と 2 次側巻線 L S 1 とを含んで構成されたトランス K 3 と、1 次側巻線 L P 1 に接続された第 1 の電源 V P 1 1 及び第 2 の電源 V P 1 3 と、2 次側巻線 L S 1 に誘起される電圧により駆動される。この電源装置は、誘起される電圧が、第 1 の電源 V P 1 1 に基づく第 1 のレベルの電圧と、第 2 の電源 V P 1 3 に基づく第 2 のレベルの電圧と、第 1 のレベルの電圧と第 2 のレベルの電圧との間の第 3 のレベルの電圧との間で変化するように駆動する駆動部を備えている。この電源装置は、例えば、送信回路 10 について前述したことを適宜選択して構成することができる。

【 0 0 3 7 】

(受信回路)

次に、図 1 を参照しながら、受信回路、即ち、増幅回路 12、遅延回路 13、加算回路 14、信号処理部 15、及び画像処理部 16 の動作について説明する。増幅回路 12 は、超音波振動子群 11 の各振動子に接続された信号線を介し、各振動子で受信される超音波エコー信号を受ける。増幅回路 12 は、各振動子から受けた超音波エコー信号を良好に伝送するために、低雑音増幅またはバッファリング等の処理を行う。

【 0 0 3 8 】

増幅回路 12 により増幅された信号は、遅延回路 13 により遅延時間が与えられ、加算回路 14 により加算されて信号処理部 15 に出力される。遅延回路 13、及び加算回路 14 により整相加算された信号は、信号処理部 15 にて検波されてエンベロープが抽出される。この抽出されたエンベロープは、画像処理部 16 にて被観測体の断面に合わせて座標変換されたり、画像表示に適した階調処理等が施されたりした後、表示部 17 に表示される。これにより、リアルタイムで被観測体内の形態情報が、表示部 17 に表示される。

【 0 0 3 9 】

以上、本実施形態に係る超音波診断装置は、1 次側巻線 L P 1 へ印加された 1 次電圧をオフにしたとき、1 次側巻線 L P 1 の両端をコモン電圧に接続することで、1 次側巻線 L P 1 の両端の電位差を 0 とし、1 次側巻線 L P 1 における磁気エネルギーの発生を積極的に抑制する。これにより、1 次側巻線 L P 1 の両端をコモン電圧に接続しない場合に比べて、2 次側巻線 L S 1 に誘起された 2 次電圧を、速やかに 0 にすることが可能となる。そのため、超音波の送信後、速やかに受信を開始することが可能となり、例えば、被検体の浅部で反射した超音波に基づく画像を生成することが可能となる。また、本実施形態に係る超音波診断装置では、正極側のパルスを出力する場合と、負極側のパルスを出力する場合とで、1 次側巻線 L P 1 に接続された回路の構成が等しくなる。これにより、各素子の構造の違いに基づく性能のバラツキを軽減することが可能となる。

【 0 0 4 0 】

(第 2 の実施形態)

次に、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、B モードや C モード等のように異なるモードを時分割で切り替えながら動作する。例えば、B モードは、2 次元形態像を表示させるモードである。B モードでは、1 つの超音波振動子で超音波の送信及び受信の双方を時分割で行い、このモードでは、振幅が大きく波数の少ない超音波を用いる。C モードは、ドプラ効果を応用して血流分布を解析し 2 次元血流像をカラー表示させるモードである。このモードでは、振幅が小さく波数の多い超音波を用いる。このように、これらのモードは、そのモードごとに超音波の振幅や波数が異なり、モードに応じて 2 次側巻線 L S 1 に誘起させる電圧が異なる。また、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波の送信中に、超音波振動子に印加する電圧を

変化させることで、送信パルスの波形を意図的に変化させる。このような動作を実現するために、本実施形態に係る送信回路 10 は、異なる種類の電圧を時分割で切り替えながら 1 次側巻線 L P 1 に印加する。以降では、本実施形態に係る超音波診断装置について、図 5 A を参照しながら、第 1 の実施形態と異なる送信回路 10 の構成と、駆動部 100 による制御に着目して説明する。図 5 A は、本実施形態に係る送信回路の一例を示した回路図である。

【 0 0 4 1 】

図 5 A に示すように、本実施形態に係る送信回路 10 は、図 2 A に示した構成に加え、電源 V P 1 5 及び V P 1 6 と、トランジスタ M 1 5 及び M 1 6 と、ダイオード D 1 5 及び D 1 6 とを含んで構成されている。トランジスタ M 1 5 及び M 1 6 は、トランジスタ M 1 1 及び M 1 3 と同様の構成、即ち、P 型 M O S F E T として構成されている。なお、電源 V P 1 5 が「第 3 の電源」に相当し、電源 V P 1 6 が「第 4 の電源」に相当する。

【 0 0 4 2 】

トランジスタ M 1 5 のソースには電源 V P 1 5 が接続されており、トランジスタ M 1 6 のソースには電源 V P 1 6 が接続されている。トランジスタ M 1 5 のドレインは、トランジスタ M 1 1 と同様に、1 次側巻線 L P 1 の一端に接続されている。また、トランジスタ M 1 6 のドレインは、トランジスタ M 1 3 と同様に、1 次側巻線 L P 1 の他端に接続されている。1 次側巻線 L P 1 の一端とトランジスタ M 1 5 のドレインとの間には、ダイオード D 1 5 が介在し、1 次側巻線 L P 1 からトランジスタ M 1 1 に向けた方向の電流の流れを規制している。同様に、1 次側巻線 L P 1 の他端とトランジスタ M 1 6 のドレインとの間には、ダイオード D 1 6 が介在し、1 次側巻線 L P 1 からトランジスタ M 1 6 に向けた方向の電流の流れを規制している。また、本実施の形態の送信回路 10 も、前述の第 1 の実施形態と同様にして、同一の型の素子で構成することができる。この場合においては、例えば、トランジスタ M 1 1、M 1 5、M 1 3、及び M 1 6 を N 型の M O S F E T として構成することができる。

【 0 0 4 3 】

駆動部 100 は、所定のタイミングごとにトランジスタ M 1 1 ~ M 1 6 それぞれのオン / オフを切り替え、これにより 1 次側巻線 L P 1 に印加される電圧（1 次電圧）の種類及び方向を制御する。この駆動部 100 による制御について、図 5 B 及び図 5 C を参照しながら説明する。図 5 B は、トランジスタ M 1 1 ~ M 1 6 それぞれへのパルスと 2 次側巻線 L S 1 からの出力波形との関係を示した概略図である。図 5 B における、T 2 0、T 2 1、T 2 2、T 2 3、及び T 2 4 は、超音波を送信する周期中の各タイミングを示しており、このタイミングごとに、2 次側巻線 L S 1 から誘起される電圧（2 次電圧）が切り替わる。なお、図 5 B における V P 1 1 1、V P 1 3 1、V P 1 5 1、及び V P 1 6 1 は、トランジスタ M 1 1 ~ M 1 6 のスイッチングによりトランス K 3 の 2 次側（即ち、2 次側巻線 L S 1）に誘起された 2 次電圧を示している。図 5 B における電圧 V P 1 1 1 は、電源 V P 1 1 に対応しており、電圧 V P 1 3 1 は、電源 V P 1 3 に対応している。また、図 5 B における電圧 V P 1 5 1 は、電源 V P 1 5 に対応しており、電圧 V P 1 6 1 は、電源 V P 1 6 に対応している。また、図 5 C は、図 5 B に示したタイミング T 2 0、T 2 1、T 2 2、T 2 3、及び T 2 4 におけるトランジスタ M 1 1 ~ M 1 6 それぞれのオン / オフの状態を示した図である。図 5 C では、「○」で示された部分が「オン」の状態であることを示している。

【 0 0 4 4 】

図 5 B に示すように、タイミング T 2 1 において、駆動部 100 は、トランジスタ M 1 1、M 1 2、M 1 3、及び M 1 6 にパルスを供給する。これにより、図 5 C に示すように、トランジスタ M 1 1 及び M 1 2 がオンとなり、トランジスタ M 1 3 ~ M 1 6 はオフとなる。この場合の等価回路を図 6 A に示す。図 6 A に示すように、タイミング T 2 1 では、1 次側巻線に対して電源 V P 1 1 の 1 次電圧が印加される。これにより、2 次側巻線 L S 1 には、図 5 B に示すように、V P 1 1 1（正極）の 2 次電圧が誘起され、これが超音波振動子 C 1 0 に印加される。

【 0 0 4 5 】

また、図 5 B に示すように、タイミング T 2 2 において、駆動部 1 0 0 は、トランジスタ M 1 2、M 1 3、M 1 5、及び M 1 6 にパルスを供給する。これにより、図 5 C に示すように、トランジスタ M 1 2 及び M 1 5 がオンとなり、トランジスタ M 1 1、M 1 3、M 1 4、及び M 1 6 はオフとなる。この場合の等価回路を図 6 B に示す。図 6 B に示すように、タイミング T 2 2 では、1 次側巻線 L P 1 に対して電源 V P 1 5 の 1 次電圧が印加される。これにより、2 次側巻線 L S 1 には、図 5 B に示すように、V P 1 5 1 (正極) の 2 次電圧が誘起され、これが超音波振動子 C 1 0 に印加される。

【 0 0 4 6 】

また、図 5 B に示すように、タイミング T 2 3 において、駆動部 1 0 0 は、トランジスタ M 1 1、及び M 1 4 ~ M 1 6 にパルスを供給する。これにより、図 5 C に示すように、トランジスタ M 1 4 及び M 1 6 がオンとなり、トランジスタ M 1 1 ~ M 1 3、及び M 1 5 はオフとなる。この場合の等価回路を図 6 C に示す。図 6 C に示すように、タイミング T 2 3 では、1 次側巻線 L P 1 に対して電源 V P 1 6 の 1 次電圧が印加される。このとき、1 次側巻線 L P 1 に流れる電流の方向は、図 6 A 及び図 6 B に示したタイミング T 2 1 及び T 2 2 の場合とは逆になる。そのため、2 次側巻線 L S 1 には、図 5 B に示すように、V P 1 6 1 (負極) の 2 次電圧が誘起され、これが超音波振動子 C 1 0 に印加される。

【 0 0 4 7 】

また、図 5 B に示すように、タイミング T 2 4 において、駆動部 1 0 0 は、トランジスタ M 1 1、及び M 1 3 ~ M 1 5 にパルスを供給する。これにより、図 5 C に示すように、トランジスタ M 1 3 及び M 1 4 がオンとなり、トランジスタ M 1 1、M 1 2、M 1 5、及び M 1 6 はオフとなる。この場合の等価回路を図 6 D に示す。図 6 D に示すように、タイミング T 2 4 では、1 次側巻線 L P 1 に対して電源 V P 1 3 の 1 次電圧が印加される。このとき、1 次側巻線 L P 1 に流れる電流の方向は、図 6 A 及び図 6 B に示したタイミング T 2 1 及び T 2 2 の場合とは逆になる。そのため、2 次側巻線 L S 1 には、図 5 B に示すように、V P 1 3 1 (負極) の 2 次電圧が誘起され、これが超音波振動子 C 1 0 に印加される。

【 0 0 4 8 】

また、図 5 B に示すように、タイミング T 2 0 において、駆動部 1 0 0 は、トランジスタ M 1 1 ~ M 1 6 にパルスを供給する。これにより、図 5 C に示すように、トランジスタ M 1 2 及び M 1 4 がオンとなり、トランジスタ M 1 1、M 1 3、M 1 5、及び M 1 6 はオフとなる。この場合の等価回路を図 6 E に示す。図 6 E に示すように、タイミング T 2 0 では、1 次側巻線 L P 1 の両端はコモン電圧に接続される。即ち、1 次側巻線 L P 1 の両端の電位差が 0 となり、1 次側巻線 L P 1 における逆起電力の発生が抑制される。これにより、図 5 B に示すように、2 次側巻線 L S 1 の電圧、即ち、超音波振動子 C 1 0 への電圧が 0 となる。

【 0 0 4 9 】

このように、本実施形態に係る超音波診断装置は、同じ構成で、接続された電源の電圧が異なる一の回路群と他の回路群とが 1 次側巻線 L P 1 に対して並列に接続されている。具体的には、一の回路群は、電源 V P 1 1 及び V P 1 3 と、トランジスタ M 1 1 及び M 1 3 とを含んで構成される回路群を示している。また、他の回路群は、電源 V P 1 5 及び V P 1 6 と、トランジスタ M 1 5 及び M 1 6 とを含んで構成される回路群を示している。このような構成とすることで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の作用効果を得られ、さらに、異なる複数 (3 以上) のレベルの電圧を適宜切り替えて超音波振動子 C 1 0 に印加することが可能となる。

【 0 0 5 0 】

なお、2 次側巻線から振幅の正負が対称なパルスを出力する場合には、電源 V P 1 1 と V P 1 3 とを同じ電源 V P 0 で構成し、同様に、電源 V P 1 5 と V P 1 6 とを同じ電源 V P 1 で構成してもよい。このような一例を示した、送信回路 1 0 の回路図を図 7 に示す。このような構成とすることで、図 5 B に示す電圧 V P 1 1 1、V P 1 3 1、V P 1 5 1、

10

20

30

40

50

及びVP161は、VP111=VP131=VP0、VP151=VP161=VP1の関係を満たすようになる。即ち、タイミングT22とタイミングT23とで2次側巻線TS1から出力されるパルス（誘起される電圧）は、0を基準に対称となる。同様に、タイミングT21とタイミングT24とで2次側巻線TS1から出力されるパルスは、0を基準に対称となる。

【0051】

また、上記の例では、電源VP11、VP13、VP15、及びVP16の電圧を調整することで、レベルの異なるパルスを2次側巻線LS1に誘起させていたが、トランスK3に接続された1次側巻線の巻き数を調整することで異なるレベルのパルスを出力するように構成してもよい。このような一例を示した、送信回路10の回路図を図8に示す。図8の例では、トランスK3の1次側に、1次側巻線LP11及びLP12を、これらが2次側巻線LS1に対して並列に接続されるように設けている。1次側巻線LP11の一端には、電源VP11と、トランジスタM11と、ダイオードD11とで構成される回路群が接続されており、他端には、電源VP13と、トランジスタM13と、ダイオードD13とで構成される回路群が接続されている。また、1次側巻線LP11の両端は、それぞれトランジスタM12及びM14を介してコモン電圧に接続されている。

10

【0052】

同様に、1次側巻線LP12の一端には、電源VP15と、トランジスタM15と、ダイオードD15とで構成される回路群が接続されており、他端には、電源VP16と、トランジスタM16と、ダイオードD16とで構成される回路群が接続されている。また、1次側巻線LP12の両端は、それぞれトランジスタM12'及びM14'を介してコモン電圧に接続されている。

20

【0053】

このような構成とすることで、電源VP11、VP13、VP15、及びVP16の電圧と、1次側巻線LP11及びLP12の巻き数を調整することで、2次側巻線LS1に誘起される電圧を調整することが可能となる。

【0054】

また、本実施形態に係る超音波診断装置に依れば、図9Aに示すように、超音波振動子C10に印加する電圧を変化させることが可能である。図9Aは、トランジスタM11～M16それぞれへのパルスと2次側巻線LS1からの出力波形との関係の一例を示した概略図である。図9Aにおける、T31、T32、T33、T34、及びT35は、超音波を送信する周期中の各タイミングを示しており、このタイミングごとに、2次側巻線LS1から誘起される電圧（2次電圧）が切り替わる。なお、図9AにおけるVP111、VP131、VP151、及びVP161は、図5BにおけるVP111、VP131、VP151、及びVP161に対応している。また、図9Bに、図9Aに示したタイミングT31、T32、T33、T34、及びT35におけるトランジスタM11～M16それぞれのオン/オフの状態を示す。図9Bでは、「○」で示された部分が「オン」の状態であることを示している。

30

【0055】

図9Aに示すように、タイミングT31において、駆動部100は、トランジスタM12、M13、M15、及びM16にパルスを供給する。これにより、図9Bに示すように、トランジスタM12及びM15がオンとなり、トランジスタM11、M13、M14、及びM16はオフとなる。即ち、タイミングT31では、1次側巻線LP1に対して電源VP15の1次電圧が印加される。これにより、2次側巻線LS1には、図9Aに示すように、VP151（正極）の2次電圧が誘起され、これが超音波振動子C10に印加される。

40

【0056】

また、図9Aに示すように、タイミングT32において、駆動部100は、トランジスタM11、M12、M13、及びM16にパルスを供給する。これにより、図9Bに示すように、トランジスタM11及びM12がオンとなり、トランジスタM13～M16はオ

50

フとなる。即ち、タイミングT32では、1次側巻線に対して電源VP11の1次電圧が印加される。これにより、2次側巻線LS1には、図5Bに示すように、VP111（正極）の2次電圧が誘起され、これが超音波振動子C10に印加される。

【0057】

また、図9Aに示すように、タイミングT33において、駆動部100は、トランジスタM11～M16にパルスを供給する。これにより、図9Bに示すように、トランジスタM12及びM14がオンとなり、トランジスタM11、M13、M15、及びM16はオフとなる。即ち、タイミングT33では、1次側巻線LP1の両端はコモン電圧に接続される。即ち、1次側巻線LP1の両端の電位差が0となり、1次側巻線LP1における逆起電力の発生が抑制される。これにより、図9Aに示すように、2次側巻線LS1の電圧、即ち、超音波振動子C10への電圧が0となる。

10

【0058】

また、図9Aに示すように、タイミングT34において、駆動部100は、トランジスタM11、及びM14～M16にパルスを供給する。これにより、図9Bに示すように、トランジスタM14及びM16がオンとなり、トランジスタM11～M13、及びM15はオフとなる。即ち、タイミングT34では、1次側巻線LP1に対して電源VP16の1次電圧が印加される。このとき、1次側巻線LP1に流れる電流の方向は、T31及びT32の場合とは逆になる。そのため、2次側巻線LS1には、図9Aに示すように、VP161（負極）の2次電圧が誘起され、これが超音波振動子C10に印加される。

【0059】

20

また、図9Aに示すように、タイミングT35において、駆動部100は、トランジスタM11、及びM13～M15にパルスを供給する。これにより、図9Bに示すように、トランジスタM13及びM14がオンとなり、トランジスタM11、M12、M15、及びM16はオフとなる。即ち、タイミングT35では、1次側巻線LP1に対して電源VP13の1次電圧が印加される。このとき、1次側巻線LP1に流れる電流の方向は、T31及びT32の場合とは逆になる。そのため、2次側巻線LS1には、図9Aに示すように、VP131（負極）の2次電圧が誘起され、これが超音波振動子C10に印加される。

【0060】

ここで、図11Bを参照する。図11Bは、従来の超音波診断装置で用いられているトーンボール型の送信回路の回路図を示している。図11Bに示すように、この送信回路は、電源VP11及びVP15と、マイナス電源VN13及びVN16と、トランジスタM11、M13、M15、及びM16を含んで構成されている。この送信回路は、ダイオードD21及びD22により構成されるダイオードスイッチを介して、超音波振動子C10及び受信回路（具体的には、増幅回路12）に接続されている。

30

【0061】

図11Bの例では、電源VP11及びVP15は、トランジスタM11及びM15のドレインにそれぞれ接続されている。同様に、マイナス電源VN13及びVN16は、トランジスタM13及びM16のドレインにそれぞれ接続されている。トランジスタM11、M13、M15、及びM16それぞれのソースは、ダイオードスイッチを介して、超音波振動子C10及び受信回路（具体的には、増幅回路12）に接続されている。なお、ダイオードスイッチと、トランジスタM11、M13、M15、及びM16それぞれとの間には、ダイオードD11、D13、D15、及びD16がそれぞれ介在しており、電流の流れを抑制している。

40

【0062】

このような構成により、図11Bに示した送信回路は、トランジスタM11、M13、M15、及びM16のいずれかをオンにすることで、電源VP11、電源VP15、マイナス電源VN13、及びマイナス電源VN16のうち、いずれかの電源に基づく電圧を超音波振動子C10に印加する。即ち、トランジスタM11、M13、M15、及びM16の制御により、超音波振動子C10に印加する電圧のレベル及び極性を切り替えている。

50

【 0 0 6 3 】

しかしながら、図 9 A のタイミング T 3 1 から T 3 2 に示すように、同じ極性で異なるレベルを出力しようとした場合には、図 1 1 B に示す従来の送信回路では、電圧 V P 1 1 5 から V P 1 1 1 に下げるためには、P 3 1 で示した出力ラインからチャージ（電荷）を吸い込む必要がある。しかしながら、従来の送信回路は、このチャージを吸い込む構成を有しないため、電圧 V P 1 1 5 から V P 1 1 1 に即座に変化させることが困難である。一方で、この図 1 1 B に示す従来の送信回路で、このチャージの吸い込みを実現しようとした場合には、例えば、タイミング T 3 1 から T 3 2 の場合には、電源 V P 1 5 に吸い込み及び吐き出しの双方を実行可能な電源を用いる必要がある。しかしながら、一般的な電源は、プラス電源は吐き出し、マイナス電源は吸い込みと決まっている。そのため、吸い込み及び吐き出しの双方を実行可能とするためには特殊な電源が必要となり、コスト、回路規模、性能の点で大きな制約となる。

10

【 0 0 6 4 】

一方で、図 5 A に示した本実施形態に係る送信回路に依れば、図 9 A のタイミング T 3 1 から T 3 2 に遷移する際に、トランジスタ M 1 2 を介してコモン電圧に吸い込みが行われる。そのため、吸い込み及び吐き出しの双方を実行可能な特殊な電源を用いずとも、電圧を即座に変化させることが可能となる。

【 0 0 6 5 】

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置は、同じ回路構成で、接続された電源の電圧が異なる一の回路群と他の回路群とが 1 次側巻線 L P 1 に対して並列に接続されている。具体的には、図 5 A において、一の回路群は、電源 V P 1 1 及び V P 1 3 と、トランジスタ M 1 1 及び M 1 3 とを含んで構成される回路群を示している。また、他の回路群は、電源 V P 1 5 及び V P 1 6 と、トランジスタ M 1 5 及び M 1 6 とを含んで構成される回路群を示している。このような構成とすることで、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置と同様の作用効果を得られ、さらに、異なる複数のレベル（0 の場合を含めて 5 以上のレベル）の電圧を適宜切り替えて超音波振動子 C 1 0 に印加することが可能となる。

20

【 0 0 6 6 】

（変形例）

次に、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の変形例について、図 1 0 を参照しながら説明する。図 1 0 は、変形例に係る超音波診断装置における送信回路 1 0 の回路図の一例を示している。

30

【 0 0 6 7 】

第 2 の実施形態に示した例（図 5 A 参照）では、トランジスタ M 1 1、M 1 3、M 1 5、及び M 1 6 を P 型 MOS FET、トランジスタ M 1 2 及び M 1 4 を N 型 MOS FET で構成していた。このような構成の場合には、電源（即ち、V P 1 1、V P 1 3、V P 1 5、及び V P 1 6）に接続される型のトランジスタ（P 型 MOS FET）が、コモン電圧に接続される型のトランジスタ（N 型 MOS FET）より多く必要となる。しかしながら、1 次側巻線 L P 1 に対して電圧の種類と方向を切り替え可能であれば、この構成に限定されない。例えば、変形例では、図 1 0 に示すように、電源側に N 型 MOS FET を接続し、コモン電圧側に P 型 MOS FET を接続して送信回路 1 0 を構成している。具体的には、送信回路 1 0 におけるトランス K 3 の 1 次側巻線 L P 1 に接続された回路は、マイナス電源 V N 1 1、V N 1 3、V N 1 5、及び V N 1 6 と、トランジスタ M 1 1' ~ M 1 6' と、ダイオード D 1 1、D 1 3、D 1 5、及び D 1 6 とを含んで構成されている。

40

【 0 0 6 8 】

トランジスタ M 1 1' のソースにはマイナス電源 V N 1 1 が接続されており、トランジスタ M 1 3' のソースにはマイナス電源 V N 1 3 が接続されている。同様に、トランジスタ M 1 5' のソースにはマイナス電源 V N 1 5 が接続されており、トランジスタ M 1 6' のソースにはマイナス電源 V N 1 6 が接続されている。また、トランジスタ M 1 2' 及び M 1 4' のソースは、それぞれコモン電圧に接続されている。

【 0 0 6 9 】

50

1次側巻線LP1の一端には、トランジスタM11'のドレインと、トランジスタM15'のドレインと、トランジスタM14'のドレインとが接続されている。1次側巻線LP1の一端とトランジスタM11'のドレインとの間には、ダイオードD11が介在し、トランジスタM11'から1次側巻線LP1に向けた方向の電流の流れを規制している。同様に、1次側巻線LP1の一端とトランジスタM15'のドレインとの間には、ダイオードD15が介在し、トランジスタM15'から1次側巻線LP1に向けた方向の電流の流れを規制している。

【0070】

また、1次側巻線LP1の他端には、トランジスタM13'のドレインと、トランジスタM16'のドレインと、トランジスタM12'のドレインとが接続されている。1次側巻線LP1の他端とトランジスタM13'のドレインとの間には、ダイオードD13が介在し、トランジスタM13'から1次側巻線LP1に向けた方向の電流の流れを規制している。同様に、1次側巻線LP1の他端とトランジスタM16'のドレインとの間には、ダイオードD16が介在し、トランジスタM16'から1次側巻線LP1に向けた方向の電流の流れを規制している。

【0071】

トランジスタM11'～M16'それぞれのオン/オフの切り替えは、第2の実施形態と同様に、駆動部100が行う。具体的には、トランジスタM11'及びM12'をオンにし、トランジスタM13'～M16'をオフにすることで、1次側巻線LP1にマイナス電源VN11の1次電圧が印加される。同様に、トランジスタM15'及びM12'をオンにし、トランジスタM11'、M13'、M14'、及びM16'をオフにすることで、1次側巻線LP1にマイナス電源VN13の1次電圧が印加される。

【0072】

また、トランジスタM13'及びM14'をオンにし、トランジスタM11'、M12'、M15'、及びM16'をオフにすることで、1次側巻線LP1にマイナス電源VN13の1次電圧が印加される。このとき、1次側巻線LP1には、マイナス電源VN11の電圧を印加した場合とは逆方向に、マイナス電源VN13の1次電圧が印加される。同様にして、トランジスタM16'及びM14'をオンにし、トランジスタM11'～M13'、及びM15'をオフにすることで、1次側巻線LP1にマイナス電源VN16の1次電圧が印加される。このとき、1次側巻線LP1には、マイナス電源VN15の1次電圧を印加した場合とは逆方向に、マイナス電源VN16の1次電圧が印加される。

【0073】

また、トランジスタM12'及びM14'をオンにし、トランジスタM11'、M13'、M15'、及びM16'をオフにすることで、1次側巻線LP1の両端はコモン電圧がコモン電圧に接続される。これにより、1次側巻線LP1の両端の電位差が0となり、1次側巻線LP1における逆起電力の発生が抑制される。即ち、2次側巻線LS1の電圧、即ち、超音波振動子C10への電圧が0となる。

【0074】

以上のように、変形例に係る超音波診断装置は、図10に示すように、電源側にN型MOSFETを接続し、コモン電圧側にP型MOSFETを接続して送信回路10を構成している。即ち、送信回路10を構成するために必要なP型MOSFET及びN型MOSFETの数が、第2の実施形態に係る超音波診断装置の場合とは逆になる(N型MOSFETの数<N型MOSFETの数となる)。これにより、P型MOSFET及びN型MOSFETそれぞれの流通量に応じて、第2の実施形態に係る構成(図5A参照)と、変形例に係る構成(図10)とを適宜選択し、送信回路10の生産コストを低減することが可能となる。

【0075】

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

10

20

30

40

50

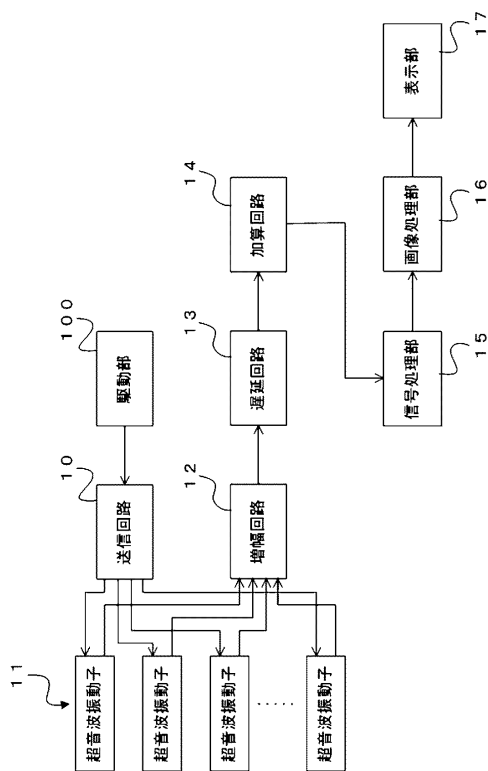
省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載されたその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

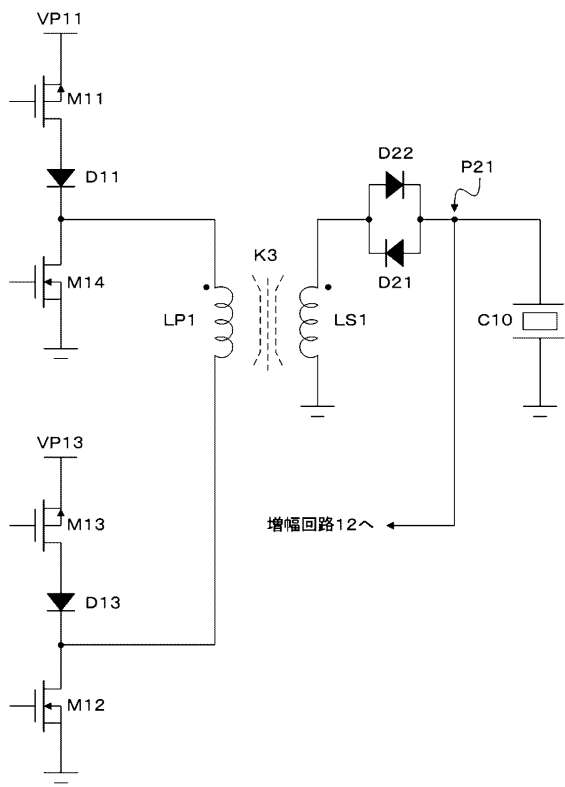
【 0 0 7 6 】

1 0	送信回路	
K 3	トランス	
L P 1、L P 1 1、L P 1 2	1 次側巻線	
L S 1	2 次側巻線	
V P 1 1、V P 1 3、V P 1 5、V P 1 6	電源	
V N 1 1、V N 1 3、V N 1 5、V N 1 6	マイナス電源	10
D 1 1、D 1 3、D 1 5、D 1 6	ダイオード	
D 2 1、D 2 2	ダイオード	
M 1 1、M 1 1 '	トランジスタ	
M 1 2、M 1 2 '	トランジスタ	
M 1 3、M 1 3 '	トランジスタ	
M 1 4、M 1 4 '	トランジスタ	
M 1 5、M 1 5 '	トランジスタ	
M 1 6、M 1 6 '	トランジスタ	
1 1	超音波振動子群	
C 1 0	超音波振動子	20
1 2	増幅回路	
1 3	遅延回路	
1 4	加算回路	
1 5	信号処理部	
1 6	画像処理部	
1 7	表示部	
1 0 0	駆動部	

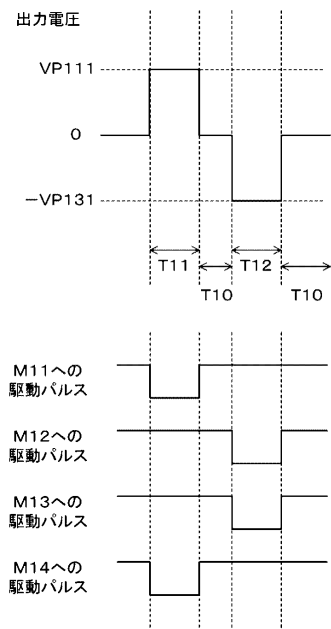
【図 1】



【図 2 A】



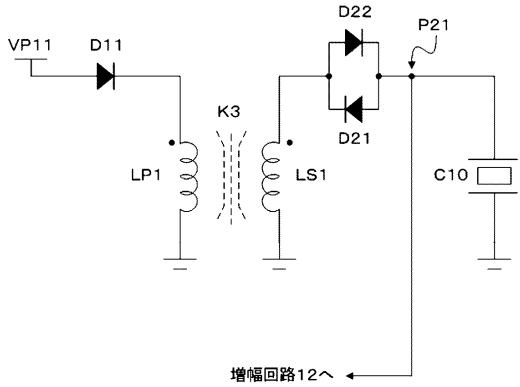
【図 2 B】



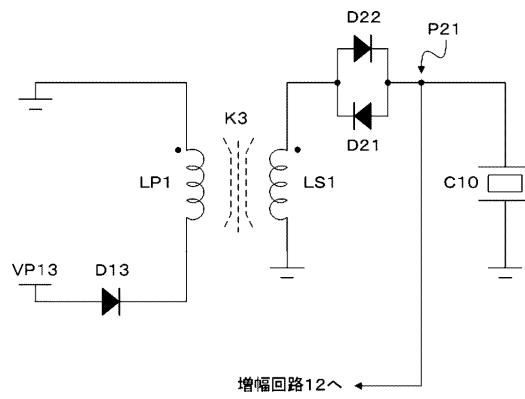
【図 2 C】

	T10	T11	T12
M11		○	
M12	○	○	
M13			○
M14	○		○

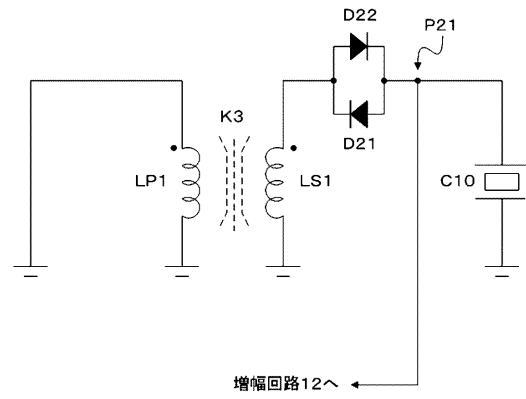
【図 3 A】



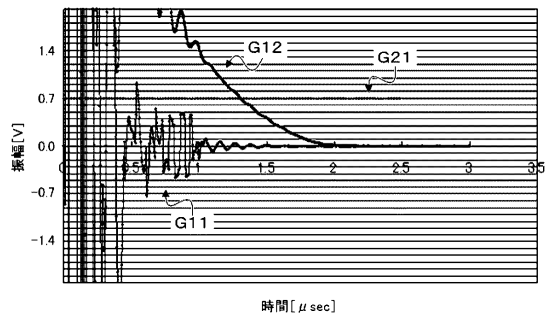
【図 3 B】



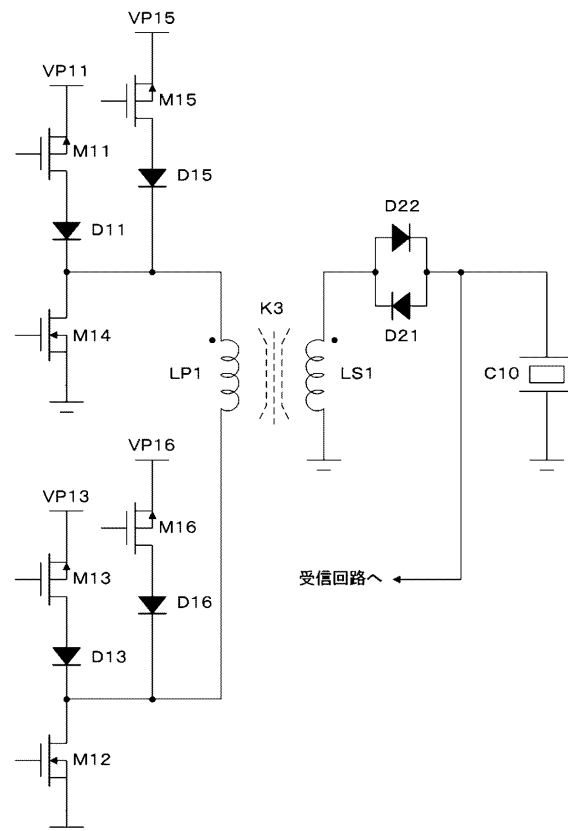
【図 3 C】



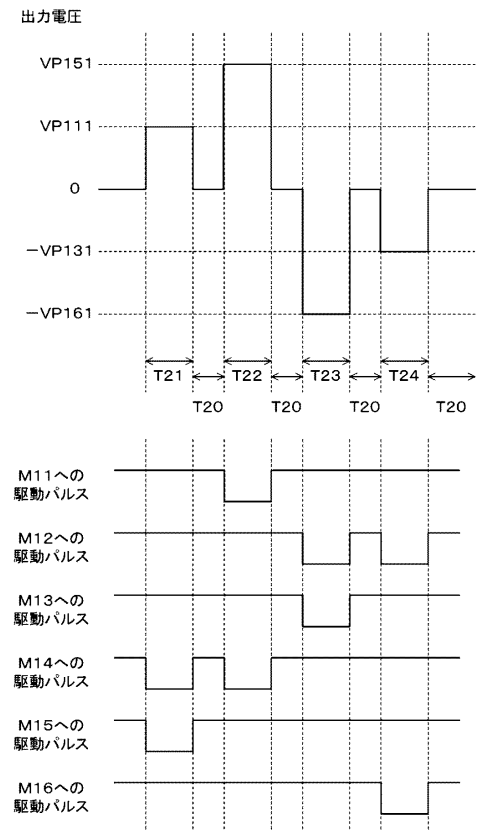
【図 4】



【図 5 A】



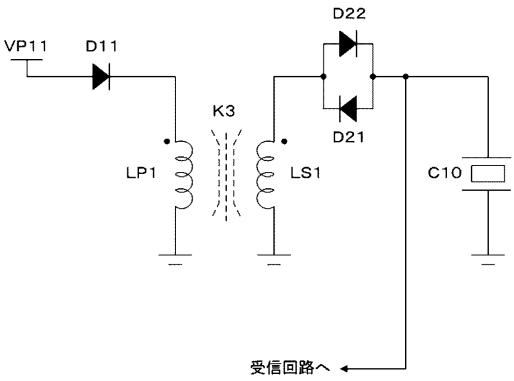
【図 5 B】



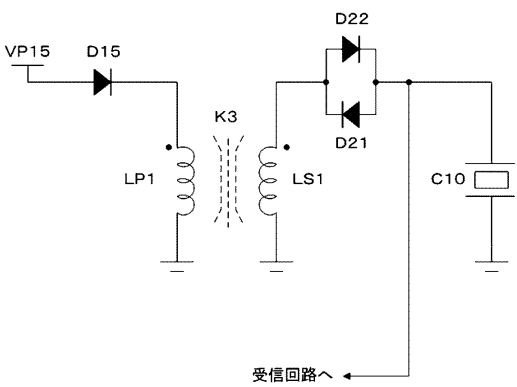
【図 5 C】

	T20	T21	T22	T23	T24
M11		○			
M12	○	○	○		
M13					○
M14	○			○	○
M15			○		
M16				○	

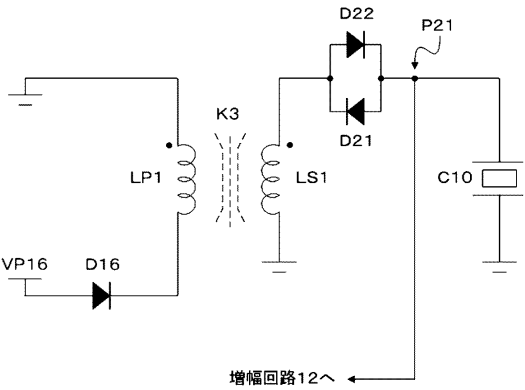
【図 6 A】



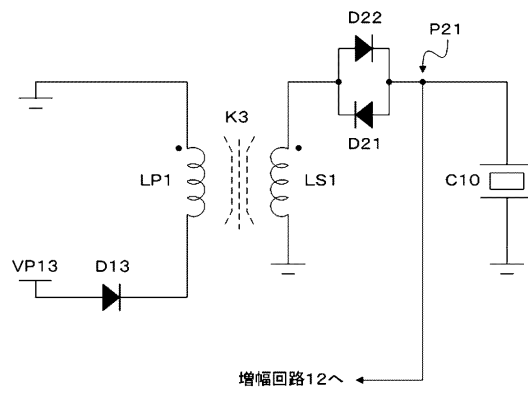
【図 6 B】



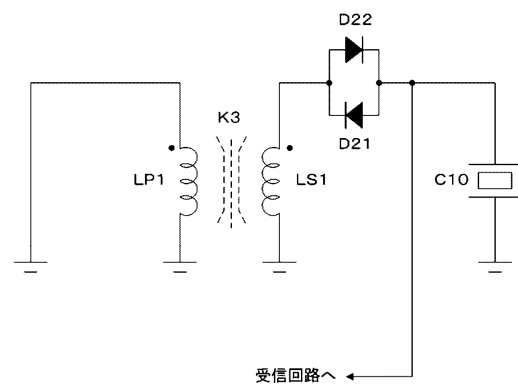
【図 6 C】



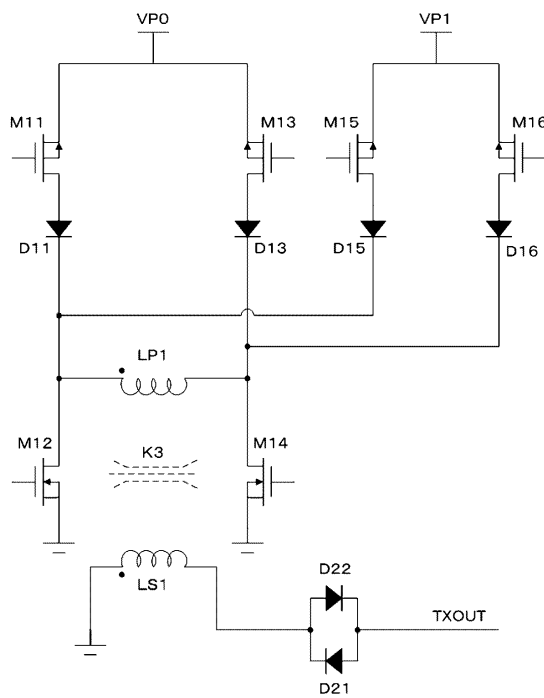
【図 6 D】



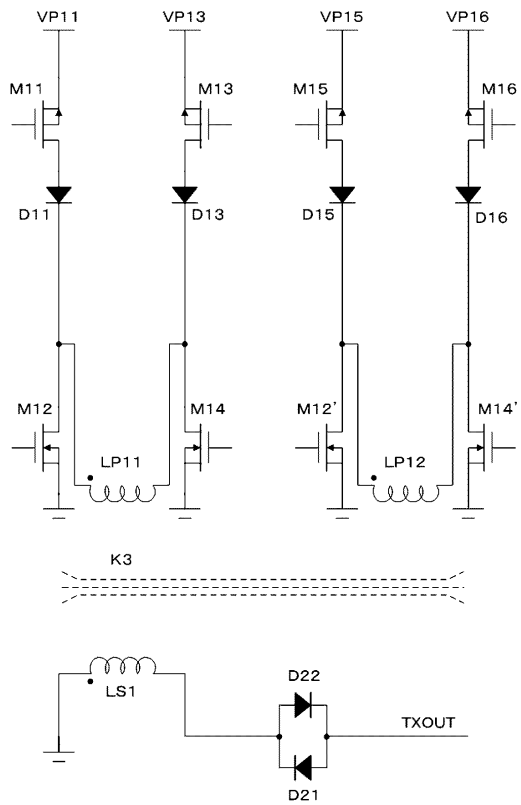
【図 6 E】



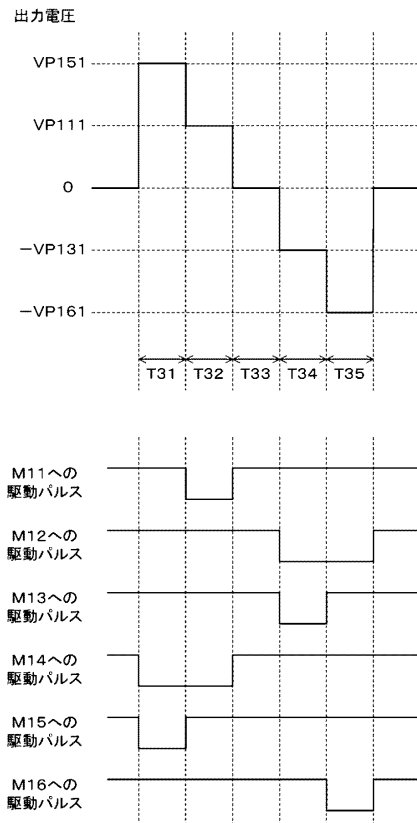
【図 7】



【図 8】



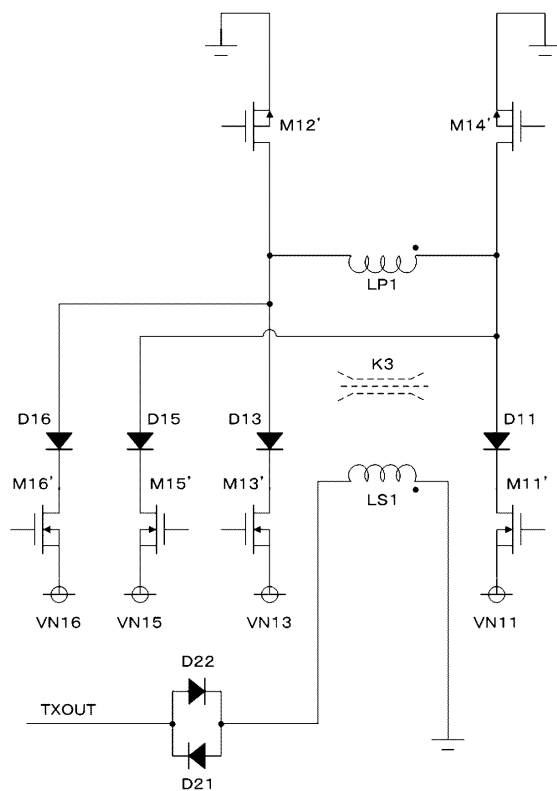
【図 9 A】



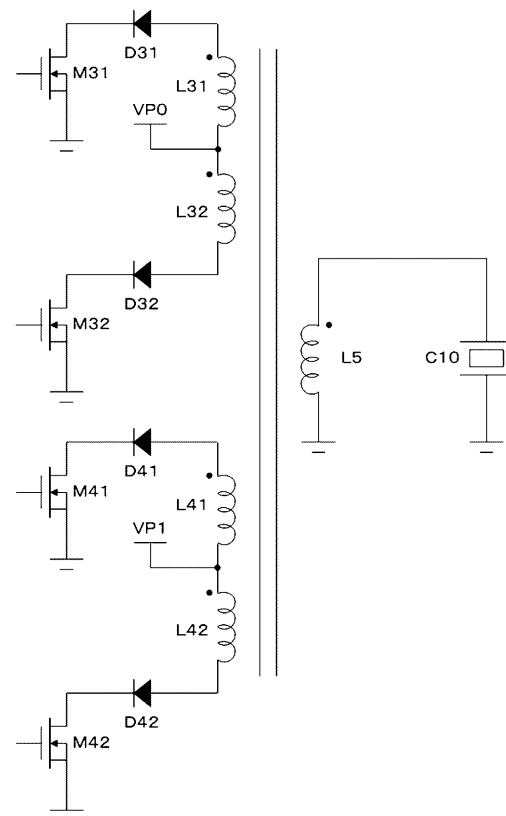
【図 9 B】

	T31	T21	T33	T23	T35
M11		○			
M12	○	○	○		
M13				○	
M14			○	○	○
M15	○				
M16					○

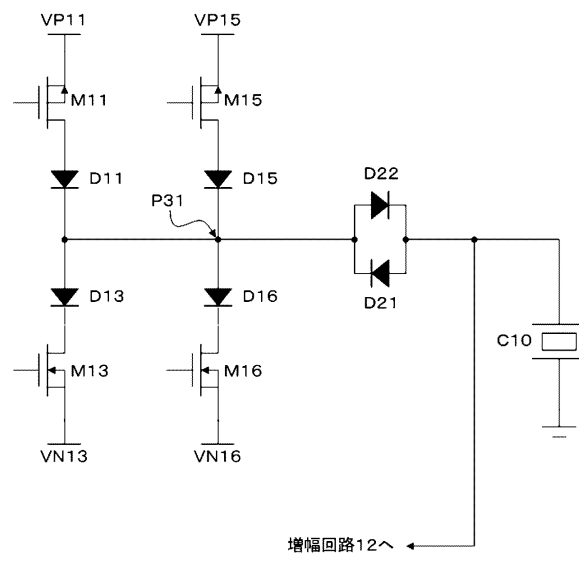
【図 10】



【図 11 A】



【図 11 B】



フロントページの続き

- (72)発明者 神山 聡
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内
- (72)発明者 椎名 孝行
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内
- (72)発明者 石塚 正明
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内
- (72)発明者 藤田 大広
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内

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 0 8 1 9 6 6 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 3 2 9 1 9 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 1 1 9 0 5 0 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 2 5 2 6 0 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 5 7 7 2 8 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 1 5 0 7 1 (J P , A)
特開平 0 9 - 2 3 4 2 0 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	8 / 0 0 - 8 / 1 5
G 0 1 N	2 9 / 0 0 - 2 9 / 5 2
G 0 1 B	1 7 / 0 0 - 1 7 / 0 8
H 0 3 K	1 7 / 0 0 - 1 9 / 2 3

专利名称(译)	超声波诊断装置和电源装置		
公开(公告)号	JP6266223B2	公开(公告)日	2018-01-24
申请号	JP2013088202	申请日	2013-04-19
[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)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	亀石 涉 芝沼 浩幸 藤原 周太 神山 聡 椎名 孝行 石塚 正明 藤田 大広		
发明人	亀石 涉 芝沼 浩幸 藤原 周太 神山 聡 椎名 孝行 石塚 正明 藤田 大広		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G01S7/52096 B06B1/0215 B06B2201/76 G01S7/5202 G01S15/8963 Y10T307/549		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE05 4C601/EE06 4C601/HH01 4C601/HH05		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2012096312 2012-04-20 JP		
其他公开文献	JP2013236926A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够将次级绕组中感应的电动势快速变化到0水平的超声波诊断装置。超声波诊断装置包括变压器，第一电源，第二电源，超声波振动器，处理单元和驱动单元。变压器包括初级绕组和次级绕组。第一电源和第二电源连接到初级绕组。超声换能器由次级绕组中感应的电压驱动，将超声波发射到对象，接收被对象反射的反射波，并输出接收的信号。处理单元对接收信号执行处理以生成超声图像。驱动单元基于第一电源将电压驱动到第一电平，基于第二电源的第二电平，第一电平和第二电平之间的第三电平，如图1所示。背景技术

請求項の数 8 (全 25 頁)		
(21) 出願番号	特願2013-88202 (P2013-88202)	(73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(22) 出願日	平成25年4月19日 (2013. 4. 19)	栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2013-236926 (P2013-236926A)	(74) 代理人 110000866 特許業務法人三澤特許事務所
(43) 公開日	平成25年11月28日 (2013. 11. 28)	(72) 発明者 亀石 渉 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28年3月4日 (2016. 3. 4)	(72) 発明者 芝沼 浩幸 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
(31) 優先権主張番号	特願2012-96312 (P2012-96312)	(72) 発明者 藤原 周太 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
(32) 優先日	平成24年4月20日 (2012. 4. 20)	
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び電源装置