

(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2011-234848

(P2011-234848A)

(43) 公開日 平成23年11月24日(2011.11.24)

(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 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2010-107954 (P2010-107954)
(22) 出願日 平成22年5月10日 (2010. 5. 10)(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 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(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
(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

最終頁に続く

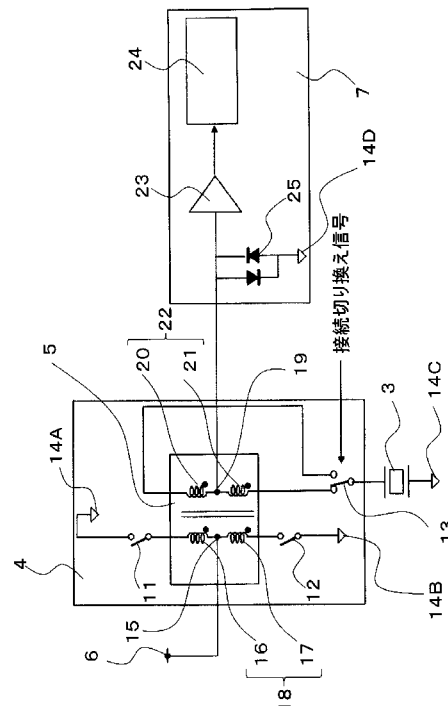
(54) 【発明の名称】 超音波振動子駆動回路及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置及び電源装置の小型化・低コスト化を実現できる超音波振動子駆動回路を提供することを目的とする。

【解決手段】超音波振動子3の駆動回路としてトランス回路5を用いる方式を採用する。駆動回路は、一次側巻線18から印加される磁場に基づいて、高電圧駆動モード用の駆動信号を発生させる第3の巻線部20及び、当該磁場に基づいて低電圧駆動モード用の駆動信号を発生させる第4の巻線部21を有する二次側巻線22と、第3の巻線部20及び第4の巻線部21の何れか一方と超音波振動子3を接続させる接続切り換え手段13を有する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電源から電圧が印加される一次側巻線と、

2つの巻線部からなり、前記一次側巻線からの磁場に基づいて、一方の巻線部が高電圧駆動モード用の駆動信号を発生させ、他方の巻線部が低電圧駆動モード用の駆動信号を発生させる二次側巻線と、

前記2つの巻線部のいずれか一方と接続され、当該接続された巻線部で発生した前記駆動信号に基づいて駆動する振動子と、

前記2つの巻線部と前記振動子との接続を切り換え可能な接続切り換え手段と、
を有する超音波振動子駆動回路。

10

【請求項 2】

前記2つの巻線部の巻数が異なっていることを特徴とする請求項1記載の超音波振動子駆動回路。

【請求項 3】

第1の巻線部及び第2の巻線部を有し、電源から電圧が印加される一次側巻線と、

前記一次側巻線からの磁場に基づいて、高電圧駆動モード用の駆動信号を発生させる第3の巻線部と、低電圧駆動モード用の駆動信号を発生させる第4の巻線部とを有する二次側巻線と、

前記第1の巻線部とグランドとの接続をオンオフ可能な第1のスイッチと、

前記第2の巻線部とグランドとの接続をオンオフ可能な第2のスイッチと、

前記第3の巻線部及び第4の巻線部のいずれか一方と接続され、前記第3の巻線部からの前記駆動信号に基づいて前記高電圧駆動モードで駆動し、前記第4の巻線部からの前記駆動信号に基づいて前記低電圧駆動モードで駆動する振動子と、

前記第3の巻線部及び第4の巻線部と前記振動子との接続を切り換え可能な接続切り換え手段と、

前記第3の巻線部及び前記第4の巻線部に向きの異なる磁場を印加させるために前記第1のスイッチのオンオフ及び前記第2のスイッチのオンオフを交互に切り換える制御を行い、当該印加された磁場に伴い前記第3の巻線部及び前記第4の巻線部で発生した前記駆動信号のいずれか一方を前記振動子に伝達させるよう前記接続切り換え手段の切り換え制御を行う制御手段と、

20

30

を有する超音波振動子駆動回路。

【請求項 4】

前記第3の巻線部の巻数と前記第4の巻線部の巻数とが異なっていることを特徴とする請求項3記載の超音波振動子駆動回路。

【請求項 5】

前記高電圧駆動モードはパルス波モードであり、前記低電圧駆動モードは連続波モードであることを特徴とする請求項1から4いずれか1項に記載の超音波振動子駆動回路。

【請求項 6】

電源から電圧が印加される一次側巻線と、

2つの巻線部からなり、前記一次側巻線からの磁場に基づいて、一方の巻線部が高電圧駆動モード用の駆動信号を発生させ、他方の巻線部が低電圧駆動モード用の駆動信号を発生させる二次側巻線と、

前記2つの巻線部のいずれか一方と接続され、当該接続された巻線部で発生した前記駆動信号に基づいて駆動する振動子と、

操作部と、

前記操作部からの前記高電圧駆動モードまたは前記低電圧駆動モードでの駆動指示により、前記2つの巻線部のいずれか一方と前記振動子との接続を前記一方からの駆動信号で前記振動子が駆動するよう切り換え可能な接続切り換え手段と、

前記超音波振動子によって被検体から受けた受信信号を処理する信号処理部と、

前記信号処理部による処理結果を表示する表示部と、

40

50

を有する超音波診断装置。

【請求項 7】

第 1 の巻線部及び第 2 の巻線部を有し、電源から電圧が印加される一次側巻線と、
前記一次側巻線からの磁場に基づいて、高電圧駆動モード用の駆動信号を発生させる第 3 の巻線部と、低電圧駆動モード用の駆動信号を発生させる第 4 の巻線部とを有する二次側巻線と、

前記第 1 の巻線部とグランドとの接続をオンオフ可能な第 1 のスイッチと、

前記第 2 の巻線部とグランドとの接続をオンオフ可能な第 2 のスイッチと、

前記第 3 の巻線部及び第 4 の巻線部のいずれか一方と接続され、当該接続された巻線部で発生した前記駆動信号に基づいて駆動する振動子と、

10

操作部と、

前記操作部からの前記高電圧駆動モードまたは前記低電圧駆動モードでの駆動指示により、前記第 3 の巻線部及び第 4 の巻線部と前記振動子との接続を切り換え可能な接続切り換え手段と、

前記第 3 の巻線部及び前記第 4 の巻線部に向きの異なる磁場を印加させるために前記第 1 のスイッチのオンオフ及び前記第 2 のスイッチのオンオフを交互に切り換える制御を行い、当該印加された磁場に伴い前記第 3 の巻線部及び前記第 4 の巻線部で発生した前記駆動信号のいずれか一方を前記振動子に伝達させるよう前記接続切り換え手段の切り換え制御を行う制御手段と、

前記超音波振動子によって得られた受信信号を処理する信号処理部と、

20

前記信号処理部による処理結果を表示する表示部と、

を有する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明はトランス回路を用いて超音波振動子を駆動させる超音波振動子駆動回路及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波パルス反射法により体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得ることができる。更に、X線CT装置、MRI装置及び核医学診断装置等に比べ、小型で安価、リアルタイム表示が可能等のメリットを有している。

30

【0003】

超音波診断装置には超音波を送受信するための超音波振動子を有する超音波プローブが設けられている。当該超音波振動子を駆動させるためには駆動回路等からの駆動信号が必要となる。

【0004】

ところで、超音波診断装置においては様々な観察モードが用いられる。例えば連続的に超音波を発生することで血液の流速を求める連続波ドブラ法(Continuous Wave Doppler)や一定間隔で断続的に超音波を発生することで目的とする部分の血流情報を求めるパルス波ドブラ法(Pulsed Wave Doppler)がある。

40

【0005】

このように超音波はその駆動信号として、連続波(Continuous Wave。以下、「CW」という)とパルス波(Pulsed Wave。以下、「PW」という)に分けることができる。なお、CWの中でも連続波の向きを変えることができるものはSteerable Continuous Wave(以下、「SCW」という)と呼ばれている。

【0006】

ここで、各駆動信号の発生方式として、トランス回路を用いる方式がある。これは一次

50

巻線側に印加された電圧を二次巻線側で昇圧し、駆動信号を発生させる。そして、その駆動信号を超音波振動子に印加するという方式である。

【 0 0 0 7 】

トランス回路を用いる超音波振動子駆動回路の従来例として、図 4 に記載したようなものがある。

【 0 0 0 8 】

図 4 の超音波振動子駆動回路は一次側巻線 1 0 2 と二次側巻線 1 0 3 の巻線比が例えば 1 : 6 のトランス回路 1 0 1 を有する。図示しない電源部から所定の電圧が一次側巻線 1 0 2 に印加され、トランス回路 1 0 1 にて 6 倍に昇圧（電流は 1 / 6 倍）される。その信号（駆動信号）を超音波振動子 1 0 4 に印加することにより超音波振動子 1 0 4 を駆動させることができる。なお、第 1 のスイッチ 1 0 5 及び第 2 のスイッチ 1 0 6 は一次側巻線 1 0 2 の一つの極性を有する信号から、二次側巻線 1 0 3 でバイポーラ信号を発生させるために、一次側巻線 1 0 2 を切り換えている。

10

【 0 0 0 9 】

また超音波振動子 1 0 4 、第 1 のスイッチ 1 0 5 及び第 2 のスイッチ 1 0 6 はグラウンド 1 0 7 に接地されている。

【 0 0 1 0 】

図 4 の構成において、例えば電源部から 1 8 V の電圧、1 A の電流が印加されるとする。その電圧はトランス回路 1 0 1 で 6 倍に昇圧され 1 0 8 V となる一方、電流は 1 / 6 倍され約 0 . 1 7 A になる。この電流・電圧が駆動信号として超音波振動子 1 0 4 に印加される。

20

【 0 0 1 1 】

ここで、P W モードで観察を行う場合、超音波振動子に高電圧を印加すればするほど S N 比が良くなるので、トランス回路の昇圧比は高いほうが望ましい。なお、P W モードの場合、高電圧であっても駆動信号の送信される間隔（周期）が長いため、超音波振動子に印加される電力（超音波振動子に印加される電圧 × 超音波振動子に印加される電流）としては許容範囲にある。

【 0 0 1 2 】

よって図 4 のトランス回路 1 0 1 は、高電圧が望ましい P W モードにおいては有効な回路として機能する。

30

【 0 0 1 3 】

ここで、図 4 の構成では超音波振動子に印加される電力は P W モードも C W モードもほぼ等しくなる。従って連続波を用いる C W モード時において、超音波振動子に印加される電圧は P W モード時より低く、超音波振動子に印加される電流は P W モード時より大きくなることが要求される。

【 0 0 1 4 】

つまり、図 4 に示すトランス回路 1 0 1 を用いて P W モードだけでなく C W モードでの観察も行う場合、電源部は低電圧 / 大電流が供給可能であることが要求される。例えば、C W モードでの観察時において上述の P W モードと同程度の電力を超音波振動子に印加する場合、電源から印加される電圧が 1 V であったとすると、電源から印加される電流は 1 8 A 必要となる。つまり P W モード時と比較して 1 8 倍の電流が必要となる。

40

【 0 0 1 5 】

このように 1 つのトランス回路を用いて P W モードの観察だけでなく C W モードの観察も行う場合には、P W モードでは不要な低電圧 / 大電流の能力が電源部に要求される。

【 0 0 1 6 】

また C W モード専用の電源を用いるものとして、特許文献 1 がある。特許文献 1 の構成では P W モード、C W モードそれぞれの電流値・電圧値に合わせた駆動用電源（高圧電源、低圧電源）を有する。そして振動子を駆動させるための駆動信号を印加する送信回路を共通化（P W / C W 共用送信回路）することで装置の簡素化を図る発明が記載されている。

50

【 0 0 1 7 】

なお、本明細書内で「高電圧駆動モード」とはP Wモード等、パルス波を使用する観察モードのことをいう。「低電圧モード」とはC Wモード、S C Wモード等、連続波を使用する観察モードのことをいう。ここでいう「高電圧」とは低電圧モードで超音波振動子に印加される電圧と比較して高電圧という意味である。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 8 】

【 特許文献 1 】 特開平 1 1 - 2 9 0 3 2 1 号公報

【 発明の概要 】

10

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 9 】

ここで、低電圧/大電流の駆動用電源を構成するためには電源内で使用するトランス等の部品は大電流が印加できるものでなくてはならない。しかし、大電流を生成するために用いるトランス用の線材はその径が太いものとなる。よってそのような線材を用いた場合、電源装置自体の大型化を招くと共にコスト面でも高くなるという問題があった。

【 0 0 2 0 】

また特許文献 1 のように電源を 2 つ設けたとしてもC W用の電源の大型化に関する問題は解決されない。更にこの場合には電源装置が 2 つに増えることから超音波診断装置自体の大型化を招くという問題があった。

20

【 0 0 2 1 】

本発明は上述のような問題点に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、トランス回路を使用した超音波振動子の駆動信号発生方式において、電源装置の大型化・高コストを抑えることにある。またそのような電源装置を用い、小型且つ低価格な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 】

【 0 0 2 2 】

上記課題を解決するために、請求項 1 記載の超音波振動子駆動回路は、電源から電圧が印加される一次側巻線と、2つの巻線部からなり、前記一次側巻線からの磁場に基づいて、一方の巻線部が高電圧駆動モード用の駆動信号を発生させ、他方の巻線部が低電圧駆動モード用の駆動信号を発生させる二次側巻線と、前記2つの巻線部のいずれか一方と接続され、当該接続された巻線部で発生した前記駆動信号に基づいて駆動する振動子と、前記2つの巻線部と前記振動子との接続を切り換え可能な接続切り換え手段と、を有する。

30

【 0 0 2 3 】

また上記課題を解決するために、請求項 6 記載の超音波診断装置は、電源から電圧が印加される一次側巻線と、2つの巻線部からなり、前記一次側巻線からの磁場に基づいて、一方の巻線部が高電圧駆動モード用の駆動信号を発生させ、他方の巻線部が低電圧駆動モード用の駆動信号を発生させる二次側巻線と、前記2つの巻線部のいずれか一方と接続され、当該接続された巻線部で発生した前記駆動信号に基づいて駆動する振動子と、操作部と、前記操作部からの前記高電圧駆動モードまたは前記低電圧駆動モードでの駆動指示により、前記2つの巻線部のいずれか一方と前記振動子との接続を前記一方からの駆動信号で前記振動子が駆動するよう切り換え可能な接続切り換え手段と、前記超音波振動子によって被検体から受けた受信信号を処理する信号処理部と、前記信号処理部による処理結果を表示する表示部と、を有する。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 2 4 】

本発明は、高電圧駆動モード用の駆動信号と低電圧駆動モード用の駆動信号とを発生させる2つの巻線部を有する二次側巻線を有する。従って、複数モード観察が可能な超音波診断装置においてもモードごとに複数の電源装置を設ける必要が無いために、超音波診断装置自体の小型化・低コスト化が実現できるという効果を生じる。また電源装置内に大電流

50

を流すための太い線材を用いたトランス等を実装する必要がないため、電源装置自体の小型化・低コスト化も図ることができるという効果を生じる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】実施例1における超音波診断装置の振動子駆動回路に関する回路図である。

【図3】実施例2における超音波診断装置の振動子駆動回路に関する回路図である。

【図4】従来のトランス回路を用いた超音波診断装置の振動子駆動回路に関する回路図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0026】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しながら具体的に説明する。

〔実施の形態1〕

【0027】

図1において、超音波診断装置1は被検体の体表面に接触させる、或いは体腔内に挿入される超音波プローブ2を有する。超音波プローブ2には超音波を送受信する超音波振動子3が設けられている。

【0028】

送受信部4は、後述する電源部6からの電圧を昇圧（電流は低下）させるトランス回路5を有する。

20

【0029】

電源部6は超音波振動子3を駆動させるための電力（電圧・電流）を発生させる。電源部6により発生された電力はトランス回路5を介し、駆動信号として超音波振動子3へ印加される。駆動信号が印加された超音波振動子3は超音波を発生する。

【0030】

発生した超音波は被検体の音響インピーダンス境界で反射され、超音波振動子3によって受信される。受信された超音波信号（受信信号）は、送受信部4を介して信号処理部7に送信される。信号処理部7では受信された超音波信号（受信信号）に対して様々な処理が施される。

【0031】

30

信号処理部7で処理が施された受信信号はモニタ等の表示部8に送信される。そして表示部8では当該受信信号に基づいて診断情報等の表示が行われる。

【0032】

また超音波診断装置には、観察モード（PWモードのような高電圧駆動モードと、CWモード、SCWモードのような低電圧駆動モード）の切り換えを含む、超音波診断装置に対する操作入力可能な操作部9が設けられている。

【0033】

そして、制御部10は、操作部9からの指示により所定の動作制御（例えば後述する接続切り換え手段13を動作させる制御）を行う。

【0034】

40

次に図2を用いて本実施の形態にかかる超音波振動子駆動回路について説明を行う。なお、本実施の形態にかかる超音波振動子駆動回路は、少なくとも超音波振動子3、トランス回路5、接続切り換え手段13を構成要素として含む。また例えば、制御部10、第1のスイッチ11、第2のスイッチ12を含めて超音波振動子駆動回路とすることも可能である。

【0035】

本実施の形態における送受信部4はトランス回路5の他に、第1のスイッチ11、第2のスイッチ12、接続切り換え手段13、第1のスイッチと接続可能なグランド14A、第2のスイッチと接続可能なグランド14Bを含む。

【0036】

50

電源部 6 はトランス回路 5 に超音波振動子 3 を駆動させるための駆動信号の基となる電力（電流・電圧）を印加する。

【 0 0 3 7 】

トランス回路 5 は、一次側センタータップ 1 5 と 2 つの巻線（第 1 の巻線部 1 6、第 2 の巻線部 1 7）からなる一次側巻線 1 8 と、二次側センタータップ 1 9 と 2 つの巻線（第 3 の巻線部 2 0、第 4 の巻線部 2 1）からなる二次側巻線 2 2 とを有する。これらの巻数比は例えば、第 1 の巻線部：第 2 の巻線部：第 3 の巻線部：第 4 の巻線部 = 1：1：6：1 となっている。このように第 3 の巻線部と第 4 の巻数が異なることが本実施の形態の特徴の一つである。

【 0 0 3 8 】

二次側センタータップ 1 9 は、プリアンプ 2 3 の入力インピーダンスでグラウンドに絡端されている。

【 0 0 3 9 】

第 1 のスイッチ 1 1 及び第 2 のスイッチ 1 2 は MOS—FET 等のスイッチング素子である。これらのスイッチ 1 1、1 2 を制御部 1 0 からの信号で交互にオンオフすることにより超音波振動子 3 に正極性と負極性の駆動信号を印加させることが可能となる。

【 0 0 4 0 】

例えば第 1 のスイッチ 1 1 がオンされ、且つ第 2 のスイッチ 1 2 がオフされると電源部 6 から第 1 の巻線部 1 6 を介してグラウンド 1 4 A まで電流が流れる結果、第 1 の巻線部 1 6 において磁場が発生する。その磁場に基づき、第 3 の巻線部 2 0、第 4 の巻線部 2 1 においては超音波振動子を駆動させるために必要な正極性の駆動信号が発生する。

【 0 0 4 1 】

この場合、第 3 の巻線部 2 0 で発生する駆動信号は第 3 の巻線部 2 0 の巻数と第 1 の巻線部 1 6 の巻数との比に応じた信号となる。また第 4 の巻線部 2 1 で発生する駆動信号は第 4 の巻線部 2 1 の巻数と第 1 の巻線部 1 6 の巻数との比に応じた信号となる。

【 0 0 4 2 】

なお、スイッチは複数設けられる必要はなく第 1 の巻線部、第 2 の巻線部とグラウンドの接続を切り換えることができれば単一のスイッチ素子でもよい。また、この場合にはグラウンドが 1 つ又は 2 つのパターンが考えられる。

【 0 0 4 3 】

接続切り換え手段 1 3 は、第 3 の巻線部 2 0 または第 4 の巻線部 2 1 と超音波振動子 3 との接続を切り換えるためのスイッチング素子である。つまり、超音波振動子 3 に対して接続される対象を第 3 の巻線部 2 0 と第 4 の巻線部 2 1 との間で切り換えるためのものである。接続切り換え手段 1 3 は例えば制御部 1 0 からの接続切り換え信号により切り換わる。この切り換えにより、超音波診断装置の観察モード自体の切り換えも行われる。

【 0 0 4 4 】

例えば本実施の形態においては、第 3 の巻線部 2 0 と超音波振動子 3 が接続された場合には超音波振動子 3 に高電圧が印加される高電圧駆動モード（PW モード）で駆動し、第 4 の巻線部 2 1 と超音波振動子 3 が接続された場合には超音波振動子 3 に低電圧が印加される低電圧駆動モード（CW モード、SCW モード）で駆動する。

【 0 0 4 5 】

超音波振動子 3 の駆動により被検体に向けて超音波（PW 又は CW、SCW）が送信される。そして被検体から反射した超音波は超音波振動子 3 で受信され、二次側巻線 2 2 の二次側センタータップ 1 9 を介して信号処理部 7 に送られる。なお、超音波振動子 3 のグラウンドとしてグラウンド 1 4 C が例えば超音波プローブ 2 内に設けられている。

【 0 0 4 6 】

信号処理部 7 では受信信号に対してプリアンプ 2 3 により信号増幅が行われる。そして増幅された受信信号は図示しない A/D 変換回路でデジタル信号に変換された後、信号処理回路 2 4 において様々な画像処理が施される。なお、超音波振動子 3 を駆動させるための駆動信号が過大になった場合、プリアンプ 2 3 を保護するために、信号処理部 7 内にリ

10

20

30

40

50

ミッタ回路 25 及びリミッタ回路 25 用のグラウンド 14D が設けられている。

【0047】

次に本実施の形態の動作について説明を行う。なお、当該動作はバイポーラ駆動信号を発生させる超音波診断装置を前提として行う。

【0048】

まず、超音波診断装置の図示しない装置電源をオンにする。

【0049】

ここで、例えば操作部 9 において P W モード（高電圧駆動モード）が選択された場合、当該モード選択信号が制御部 10 に送られる。当該モード選択信号を受けた制御部 10 は、接続切り換え手段 13 に対して、高電圧の駆動信号を印加できる第 3 の巻線部 20 と超音波振動子 3 が接続されるよう接続切り換え信号を送る。当該接続切り換え信号に基づいて第 3 の巻線部 20 と超音波振動子 3 が接続されることにより超音波振動子 3 は P W モードで駆動可能となる。

10

【0050】

逆に、操作部 9 において S C W モード（低電圧駆動モード）が選択された場合には、低電圧の駆動信号を印加することができる第 4 の巻線部 21 と超音波振動子 3 が接続されることにより超音波振動子 3 は C W モードで駆動可能となる。

【0051】

一方、電源部 6 からは所定の電力（電圧・電流）が一次側巻線 18 に印加される。また制御部 10 は第 1 のスイッチ 11 と、第 2 のスイッチ 12 が交互にオンオフ（第 1 の巻線とグラウンド 14A との接続のオンオフ、及び第 2 の巻線とグラウンド 14B との接続のオンオフ）されるように、当該スイッチ 11、12 に対してオンオフ制御を行う信号を送る。当該オンオフ制御により第 1 の巻線部 16 と第 2 の巻線部 17 から交互に磁場が発生し、第 3 の巻線部 20 及び第 4 の巻線部 21 にそれぞれ印加される。

20

【0052】

ここで、第 1 の巻線部 16 または第 2 の巻線部 17 と第 3 の巻線部 20 の巻線比が 1 : 6 になっている。よって、例えば電源部 6 から印加される電圧が 1 V、電流が 18 A の場合、第 3 の巻線部 20 においては電圧が 6 倍（6 V）に昇圧され、電流は 1/6 倍（3 A）となる。この場合、正極性信号、負極性信号ともにその波高値は電源部 6 から印加される電圧の 6 倍となる。つまり P W モードが選択されている場合、正極性信号の波高値は 6 V、負極性信号の波高値は -6 V となり、結果として 12 V p - p のバイポーラ信号（駆動信号）が超音波振動子 3 に印加されることとなる。

30

【0053】

一方、第 1 の巻線部 16 または第 2 の巻線部 17 と第 4 の巻線部 21 の巻線比は 1 : 1 であるため、トランス回路 5 を介しても電圧、電流共に電源部 6 から印加されたまま（1 V、18 A）になる。つまり C W モードが選択されている場合、正極性信号の波高値は 1 V、負極性信号の波高値は -1 V となり、結果として 2 V p - p のバイポーラ信号（駆動信号）が超音波振動子 3 に印加されることとなるが、印加される電流値は 18 A のままであるから大電流を要求される C W モードに対応することが可能となる。

40

【0054】

それぞれの観察モードで得られた受信信号は信号処理部 7 に送信され、プリアンプ 23 を介して信号処理回路 24 にて所定の処理がなされ、表示部 8 に診断情報として表示される。

【0055】

以上のように本実施の形態においては二次側巻線 22 として、高電圧駆動モード（P W モード）と低電圧駆動モード（C W モード、S C W モード）に対応した 2 種類を設けている。従って、低電圧/大電流が必要な低電圧モードに合わせて大電流を発生させるような電源装置（太い線材を用いたトランス等が必要となる電源装置）を準備する必要がない。つまり、図 4 のトランス回路 101 を用いた超音波振動子駆動回路に比べ電源自体を小型化することができるという効果を生じる。更に、特許文献 1 のように電源を複数設ける必

50

要もないことから超音波診断装置全体の小型化を図ることができるという効果を生じる。

【0056】

なお、本実施の形態のようにバイポーラ駆動信号を用いる場合、接続切り換え手段13に用いるスイッチ素子としては電磁リレーのような極性の無いデバイスが望ましい。そのような無極性デバイスを用いることにより不要な駆動信号を送信することを防止できる。

【0057】

また本実施の形態ではバイポーラ駆動信号を発生する場合について説明したが、ユニポーラ駆動信号を発生する場合であっても二次側巻線22と同様の構成を採用することにより同様の効果を得ることが可能である。

【0058】

〔実施の形態2〕

図3は本発明の実施の形態2にかかるものである。なお、本実施の形態の構成は実施の形態1と共通する部分も多いため、主に異なる部分について記載する。

【0059】

実施の形態1において、超音波振動子3によって得られた受信信号は第3の巻線部20又は第4の巻線部21を介して信号処理部7に送信される。

【0060】

ここで、受信信号は微弱な信号であるため、第3の巻線部20や第4の巻線部21を介することで信号が減衰する可能性がある。

【0061】

そこで本実施の形態においては、超音波振動子3からの受信信号を直接、プリアンプ23に導く回路構成にすると共に、受信信号がトランス回路5側に戻らないように送受分離ダイオード26（送受信分離手段）を設けたことを特徴とする。

【0062】

なお、第3の巻線部20及び第4の巻線部21は二次側センタータップ19を介して、例えば送受信部4内に設けられたグラウンド14Eと接続されている。

【0063】

次に本実施の形態の動作について説明を行う。

【0064】

二次側巻線22から送受分離ダイオード26を介して超音波振動子3に駆動信号が印加されると、超音波振動子3から超音波が発生し、被検体内で反射された超音波を超音波振動子3で受信する。

【0065】

得られた受信信号は信号処理部7に送信され、プリアンプ23を介して信号処理回路24にて所定の処理がなされ、表示部8に診断情報として表示される。

【0066】

一方、トランス回路5と超音波振動子3の間には送受分離ダイオード26が存在するため、受信信号がトランス回路5側に伝達されることはない。

【0067】

つまり、送受分離ダイオード26は、所定の電圧でオン・オフされるものである。従って、電圧の高い超音波振動子の駆動信号によりダイオードはオンになる。すると、超音波振動子の駆動信号はダイオードを通過し超音波振動子3に印加される。

【0068】

一方、電圧の低い受信信号ではダイオードはオフのままである。すると、受信信号はダイオードを通過できないためトランス回路5側に流れることはない。よって、受信信号はプリアンプ23を介して直接「信号処理回路24」に入力される。

【0069】

なお、送受分離ダイオード26の配置は、超音波振動子の駆動信号を通し、超音波振動子からの受信信号を通さない機能を発揮できれば図3の位置に限られない。

【0070】

10

20

30

40

50

以上の構成を採用することで、実施の形態 1 の効果に加え、微弱な受信信号を効率よく得ることができるという効果を得ることができる。

【符号の説明】

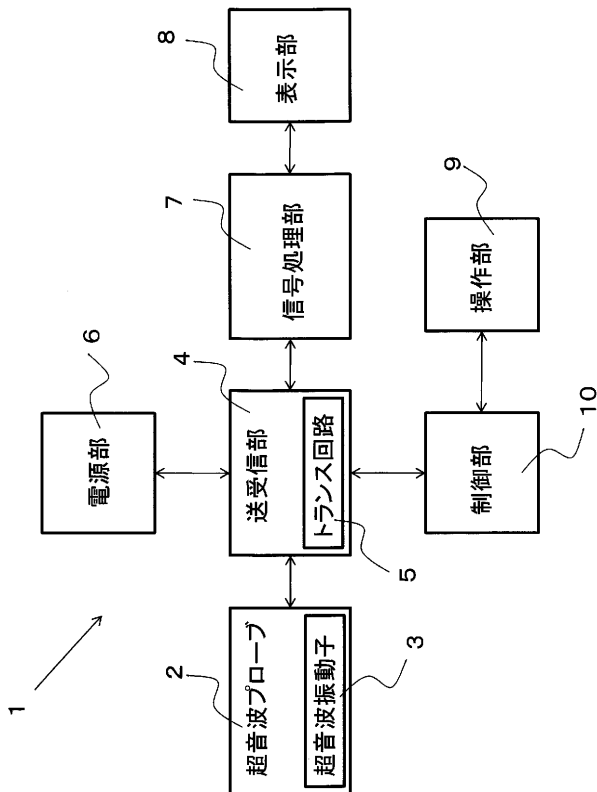
【 0 0 7 1 】

- | | |
|---------------|------------|
| 3 | 超音波振動子 |
| 5 | トランス回路 |
| 6 | 電源部 |
| 1 1 | 第 1 のスイッチ |
| 1 2 | 第 2 のスイッチ |
| 1 3 | 接続切り換え手段 |
| 1 4 A ~ 1 4 D | グラウンド |
| 1 5 | 一次側センタータップ |
| 1 6 | 第 1 の巻線部 |
| 1 7 | 第 2 の巻線部 |
| 1 8 | 一次側巻線 |
| 1 9 | 二次側センタータップ |
| 2 0 | 第 3 の巻線部 |
| 2 1 | 第 4 の巻線部 |
| 2 2 | 二次側巻線 |
| 2 3 | プリアンプ |
| 2 4 | 信号処理回路 |
| 2 5 | リミッタ回路 |

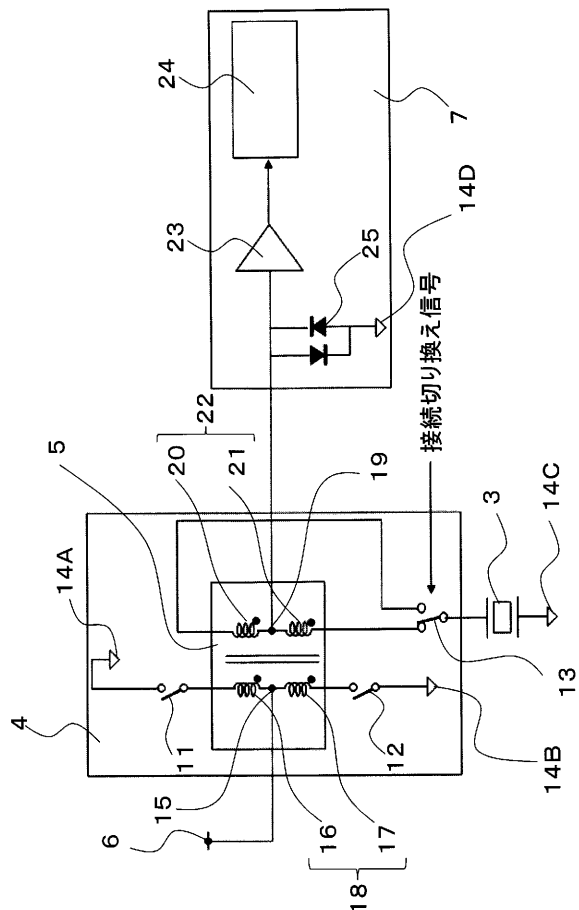
10

20

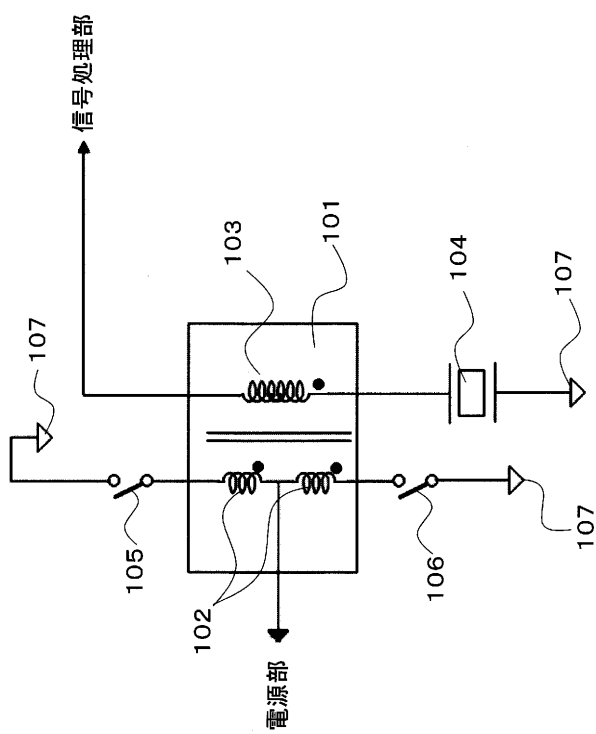
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 4 】



フロントページの続き

- (72)発明者 岩間 信行
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 長野 玄
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
- (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
- F ターム(参考) 4C601 DE02 DE03 EE13 EE14 GD13 HH01 HH03 HH04

专利名称(译)	超声换能器驱动电路和超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011234848A	公开(公告)日	2011-11-24
申请号	JP2010107954	申请日	2010-05-10
[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	芝沼浩幸 亀石涉 岩間信行 長野玄 藤原周太 神山聡		
发明人	芝沼 浩幸 亀石 涉 岩間 信行 長野 玄 藤原 周太 神山 聡		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/GD13 4C601/HH01 4C601/HH03 4C601/HH04		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声换能器驱动电路，其能够实现超声诊断设备和电源设备的小型化和成本降低。采用将变压器电路5用作超声换能器3的驱动电路的方法。该驱动电路包括第三绕组单元20，该第三绕组单元20基于从初级绕组18施加的磁场来生成用于高压驱动模式的驱动信号，以及基于该磁场而用于低压驱动模式的驱动。次级绕组22具有用于产生信号的第四绕组部分21，以及用于将超声换能器3与第三绕组部分20和第四绕组部分21中的任何一个连接。它具有开关装置13。[选择图]图2

