

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5138249号
(P5138249)

(45) 発行日 平成25年2月6日(2013.2.6)

(24) 登録日 平成24年11月22日(2012.11.22)

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

請求項の数 7 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2007-78479 (P2007-78479)	(73) 特許権者	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(22) 出願日	平成19年3月26日(2007.3.26)	(72) 発明者	鈴木 篤史 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2008-237280 (P2008-237280A)	(72) 発明者	神原 宏介 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ
(43) 公開日	平成20年10月9日(2008.10.9)	(72) 発明者	岸 伸一郎 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ
審査請求日	平成22年3月26日(2010.3.26)		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】

パルストランスの入力巻線の側に備えた直流電源と、
半導体スイッチング手段による半導体電力変換手段と、
この半導体電力変換手段によって制御された電力を前記入力巻線に入力し、この入力された電力を前記パルストランスの出力巻線側から取り出して超音波探触子の振動子に供給する送波回路と、を備えた超音波診断装置であって、

前記送波回路は、前記パルストランスの入力巻線に流れる電流を一定に制御する電流制御手段を備えた定電流源と、

この定電流源の電流を制御するための制御信号を発生する電流制御信号発生手段と、
前記定電流源で制御された電流を前記半導体電力変換手段に負帰還する負帰還手段を設けて構成されたりニアンプと、このリニアンプに入力して前記振動子の駆動電圧を任意波形に制御するための制御信号を発生する任意波形制御信号発生手段とを備え、

前記任意波形制御信号発生手段は、前記振動子の駆動電圧を任意波形に制御するための時間と振幅との関係のデジタルデータを記憶する任意波形データ記憶手段と、

この任意波形データ記憶手段からの任意波形データをアナログ値に変換する第1のデジタル/アナログ変換手段と、この第1のデジタル/アナログ変換手段の出力信号から第1の半導体スイッチング手段と第2の半導体スイッチング手段とを相補に導通制御するための相補信号を生成する相補信号生成手段とを備えて成り、

前記電流制御信号発生手段は、前記定電流源の電流を制御するためのデジタルデータ

10

20

を記憶する定電流制御データ記憶手段と、この定電流制御データ記憶手段からのデジタルデータをアナログ値に変換する第2のデジタル/アナログ変換手段と、

前記任意波形データ記憶手段のデータ及び前記定電流制御データ記憶手段のデータを読み出すタイミングと前記第1のデジタル/アナログ変換手段及び前記第2のデジタル/アナログ変換手段の変換タイミングとの同期をとって前記電流制御信号発生手段を前記任意波形制御信号発生手段に連動して動作させて、超音波振動子駆動電圧の送波時以外は前記定電流源を停止する送波タイミング信号発生手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記負帰還手段は、帰還抵抗と帰還コンデンサの直列接続体を前記リニアアンプの出力と入力間に接続して成る請求項1に記載の超音波診断装置。

10

【請求項3】

前記パルストランスは、2つの一次巻線又はセンタータップ付きの一次巻線を有したパルストランスであって、前記2つの一次巻線を直列に接続した接続点と接地間又は前記センタータップと接地間に前記直流電源を接続し、前記半導体スイッチング手段は、前記直列に接続された2つの一次巻線の両端又はセンタータップ付き一次巻線の両端に第1の半導体スイッチング手段と第2の半導体スイッチング手段とを相補に導通制御されるように接続して成り、該第1の半導体スイッチング手段と第2の半導体スイッチング手段との接続点と接地間に前記定電流源を接続したことを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

20

【請求項4】

前記定電流源は、少なくとも第3の半導体スイッチング手段と、この第3の半導体スイッチング手段に流れる電流の流出端と接地間に接続した抵抗と、前記パルストランスの入力巻線に流れる電流を負帰還し、この負帰還信号と前記電流制御信号発生手段からの電流制御信号とから制御偏差を演算して前記第3のスイッチング手段をスイッチング制御するための制御信号を出力する演算増幅器とを備えたことを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記相補信号生成手段に差動増幅器を用いたことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

30

【請求項6】

前記直流電源は、高電圧電源と低電圧電源の2組の直流電源を備え、この2組の直流電源を切り替える電源切り替え手段と、この電源切り替え手段をパルス波出力時は前記高電圧電源に、連続波出力時は前記低電圧電源に切り替え制御する電源切り替え制御手段とを備えたことを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項7】

さらに、前記リニアアンプの入力抵抗を切り替える入力抵抗切り替え手段と、この入力抵抗切り替え手段により前記入力抵抗を切り替えて前記リニアアンプのゲインを切り替えるゲイン切り替え制御手段とを備えたことを特徴とする請求項1乃至6のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、主に医療用に用いられる超音波診断装置に係り、特に超音波探触子を駆動するための任意波形の電圧を発生して送波する送波回路を備えた超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療用の超音波診断装置は、超音波探触子から被検体に超音波を照射し、該超音波探触子を介して受信したエコー信号に基づいて前記被検体の2次元超音波画像或いは3次元超音波画像を形成して表示装置に表示し、診断に供するものである。

50

【0003】

前記超音波探触子は、並設された多数の超音波振動子を備えて構成され、これらの各超音波振動子は超音波診断装置内に配置された送波回路からの駆動信号の入力によって駆動されるようになっており、前記送波回路から前記超音波探触子の圧電素子に印加する電圧には、診断目的に応じてパルス波(PW)と連続波(CW)が用いられる。

【0004】

前記パルス波は、Bモード、Mモード及びパルスドップラーモードで用いられ、一回当りの送波パルスは数波程度で、該送波パルスの振幅は150Vpp以下の高い電圧パルスである。

これに対して、前記連続波は連続波ドップラーモードに用いられ、該連続波の振幅は10Vpp以下の比較的低い電圧である。

10

【0005】

このようなパルス波及び/又は連続波を発生してこれらの電圧を超音波探触子に送波する送波回路は、例えば、下記の特許文献1あるいは特許文献2に開示されているように、その基本構成は、二次巻線の両端に前記超音波振動子が接続されるパルストランスの一次巻線において、そのセンタータップに正の直流電圧(高電圧)が印加されるようになっており、該一次巻線の両端にそれぞれ設けられたスイッチング回路を動作させることにより、該一次巻線にパルス電圧を発生させるようになっている。

【0006】

このような送波回路からの駆動信号、すなわち、前記パルストランスの二次巻線からの出力信号は、一次巻線のセンタータップに印加される直流電圧の値によってほぼ決定される振幅の矩形波のパルス列として取り出され、その周波数は、前記一次巻線の両端に設けられた各スイッチング回路の交互のオン、オフ周波数によって決定されるようになっている。

20

【特許文献1】特開平7-336198号公報

【特許文献2】特開2001-57978号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

近年における超音波診断装置は種々の診断モードに対応できるように構成され、また、超音波探触子においても撮像する部位によって選択使用できる種々のものが用意されている。

30

さらに、高画質化、高機能化に対応するために、分解能を上げ、S/N(信号/ノイズ)比を大きくして深部まで観察できるようにすることが望まれている。

【0008】

このような要求に対応するためには、送波回路から前記診断モードあるいは超音波探触子の種類に応じて任意波形の電圧を出力し、この出力電圧で超音波探触子の振動子を駆動する必要がある。

すなわち、前記送波回路は、その出力電圧の振幅、周波数及び波形を任意に出力する必要がある。

【0009】

しかしながら、上記特許文献1、2に開示されている送波回路の出力電圧は、矩形波で、しかも振幅は可変できないので、上記の要求に呼応することはできない。

40

【0010】

本発明は、任意の振幅、周波数及び波形の電圧を出力できかつ、省電力化を図ることができる送波回路を備えた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】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、パルストランスの入力巻線の側に備えた直流電源と、半導体スイッチング手段による半導体電力変換手段と、この半導体電力変換手段によって制御された電力を前記入力巻線に入力し、この入力された電力を

50

前記パルストランスの出力巻線側から取り出して超音波探触子の振動子に供給する送波回路と、を備えた超音波診断装置であって、前記送波回路は、前記パルストランスの入力巻線に流れる電流を一定に制御する電流制御手段を備えた定電流源と、この定電流源の電流を制御するための制御信号を発生する電流制御信号発生手段と、前記定電流源で制御された電流を前記半導体電力変換手段に負帰還する負帰還手段を設けて構成されたりニアアンプと、このニアアンプに入力して前記振動子の駆動電圧を任意波形に制御するための制御信号を発生する任意波形制御信号発生手段とを備え、前記任意波形制御信号発生手段は、前記振動子の駆動電圧を任意波形に制御するための時間と振幅との関係のデジタルデータを記憶する任意波形データ記憶手段と、この任意波形データ記憶手段からの任意波形データをアナログ値に変換する第1のデジタル/アナログ変換手段と、この第1のデジタル/アナログ変換手段の出力信号から第1の半導体スイッチング手段と第2の半導体スイッチング手段とを相補に導通制御するための相補信号を生成する相補信号生成手段とを備えて成り、前記電流制御信号発生手段は、前記定電流源の電流を制御するためのデジタルデータを記憶する定電流制御データ記憶手段と、この定電流制御データ記憶手段からのデジタルデータをアナログ値に変換する第2のデジタル/アナログ変換手段と、前記任意波形データ記憶手段のデータ及び前記定電流制御データ記憶手段のデータを読み出すタイミングと前記第1のデジタル/アナログ変換手段及び前記第2のデジタル/アナログ変換手段の変換タイミングとの同期をとって前記電流制御信号発生手段を前記任意波形制御信号発生手段に連動して動作させて、超音波振動子駆動電圧の送波時以外は前記定電流源を停止する送波タイミング信号発生手段と、を備えたことを特徴とする。

10

20

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、任意の振幅、周波数及び波形の電圧を出力できかつ、省電力化を図ることができる送波回路を備えた超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、添付図面に従って本発明の超音波診断装置の好ましい実施の形態について詳細に説明する。

なお、本発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

30

【0021】

《第1の実施形態》

図1は、本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を示す概略構成図である。この超音波診断装置は、装置全体を制御する制御部1と、各種の操作信号を入力して操作を行なう操作部2と、超音波探触子の振動子を駆動するための電圧を発生する超音波振動子駆動電圧発生回路3と、この超音波振動子駆動電圧発生回路3で発生した駆動電圧を前記超音波探触子に送信する送信部4と、この送信部4から送信した駆動電圧に基づいて発生したエコー信号を受信する受信部5と、前記送信部4と受信部5及び図示省略の超音波振動子とで構成される超音波探触子6と、装置の動作電力を供給する電源部7と、前記受信部5で受信したエコー信号を処理して超音波画像を生成する信号処理及び画像生成部8と、この信号処理及び画像生成部8で生成した超音波画像や診断結果等を表示する表示部9と、前記超音波画像や診断結果等を記録する記録装置10とを備えて構成される。

40

【0022】

このような構成の超音波診断装置において、前記超音波振動子駆動電圧発生回路3と送信部4とで本発明の要部である送波回路11を構成し、その具体的回路構成を図2に示す。

【0023】

図2において、前記送波回路11は、負荷である超音波振動子6aを駆動するための電圧を発生する主回路20と、この主回路20を制御するための制御信号を発生する制御回路21とで構成され、該制御回路21は、任意波形制御信号発生回路21a(任意波形制御信号発生手段)と電流制御信号発生回路21b(電流制御信号発生手段)とより成る。

50

【 0 0 2 4 】

前記主回路20は、2つの一次巻線20a1及び20a2と二次巻線20a3とを有するパルストランス20aと、このパルストランス20aの一次巻線20a1の巻始めと一次巻線20a2の巻終りとを接続し、この接続点と接地間に図1の電源部7から供給される図示のように接続した直流電源20Bと、前記パルストランス20aの一次巻線20a1の巻終りと一次巻線20a2の巻始めにそれぞれのドレインDを接続した2組のNチャンネルのMOS型電界効果トランジスタMOSFET(Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)M1(第1の半導体スイッチング手段)及びM2(第2の半導体スイッチング手段)によるスイッチング部20c(半導体電力変換手段)と、このスイッチング部20cの2組のMOSFETM1及びMOSFETM2のソースS同士の接続点と接地間に接続した定電流源20dと、前記MOSFETM1のドレインDとゲートG間及び前記MOSFETM2のドレインDとゲートG間にそれぞれ接続した帰還抵抗Rfと帰還コンデンサCfとの直列接続体(負帰還手段)と、前記MOSFETM1のゲートG及び前記MOSFETM2のゲートGのそれぞれに接続した入力抵抗Riとを備え、前記パルストランス20aの二次巻線20a3に負荷である超音波探触子の振動子6aを接続して該振動子6aの一端を接地した構成である。

10

【 0 0 2 5 】

この構成において、前記入力抵抗Riと帰還抵抗Rfで帰還ループを形成し、前記帰還コンデンサCfで直流成分をカットして交流成分のみをフィードバックすることによりリニアアンプとして動作させる。

このように構成されたりニアアンプのゲインは、前記MOSFETM1、MOSFETM2は大きなゲインを有するので、前記入力抵抗Riと帰還抵抗Rfとの比で決定されて一定となる。

20

【 0 0 2 6 】

なお、前記のようにリニアアンプとして動作させるためには、前記MOSFETM1及び前記MOSFETM2を飽和させることなく活性領域で動作させることが必要であり、該MOSFETM1及び前記MOSFETM2には前記直流電源20Bの電圧よりも十分に高い耐電圧ものが必要である。

【 0 0 2 7 】

前記MOSFETM1及び前記MOSFETM2のゲートには、それぞれ導通(オン)、非導通(オフ)のタイミングがずれた入力信号(相補パルス)CKP、CKNが入力されるようになっており、これによりMOSFETM1、MOSFETM2が交互にオン、オフする相補動作をしてパルストランス20aの一次巻線20a1と20a2に交互に電流が流れるようになっている。

30

【 0 0 2 8 】

一方、パルストランス20aの二次巻線20a3には、一次巻線20a1と20a2に交互に電流が流れる結果として正負の電圧が出力されて超音波探触子6aに印加される。

【 0 0 2 9 】

なお、前記パルストランスは、その一次巻線をセンタータップ付きとし、このセンタータップと接地間に直流電源を接続し、前記一次巻線の両端にMOSFETM1とMOSFETM2を接続する構成でも良い。

【 0 0 3 0 】

このように構成された主回路20のMOSFETM1及びMOSFETM2を駆動制御する任意波形制御信号発生回路21a(任意波形制御信号発生手段)は、前記主回路20のスイッチング部20cのMOSFETM1及びMOSFETM2をスイッチング駆動制御するための任意波形制御信号を記憶する任意波形データメモリ21a1(任意波形データ記憶手段)と、この任意波形データメモリ21a1から読み出されたデジタル信号をアナログ信号に変換するD/A変換器21a21(第1のデジタル/アナログ変換手段)及びこのD/A変換器21a21で変換されたアナログ信号を差動増幅する差動増幅器21a22とで構成される相補信号発生回路21a2(相補信号生成手段)と、この相補信号発生回路21a2から出力される相補信号を前記MOSFETM1及びMOSFETM2を駆動可能な電圧(相補パルスCKP、CKN)に増幅するMOSFET駆動回路20c(20c1、20c2)とを備えて構成される。

40

【 0 0 3 1 】

図3に、前記定電流源20dの具体的構成例を示す。この定電流源20dは、NチャンネルのMOS型電界効果トランジスタMOSFETM3(第3のスイッチング手段)と、該MOSFETM3と接地間に接続された抵抗Reと、前記MOSFETM3のドレイン電流、すなわち前記超音波振動子6aに流れる

50

電流を前記電流制御信号発生回路21Bから出力される電流制御信号に比例した電流になるように該定電流源20dの出力電流をフィードバックし、このフィードバック信号と前記電流制御信号とから制御偏差を演算する演算増幅器OPAとを備え、この演算増幅器OPAの出力電圧で前記MOSFETM3をスイッチング駆動制御して該MOSFETM3のドレイン電流を定電流になるように制御する。

【0032】

前記定電流源20dの電流を制御する信号を発生する電流制御信号発生回路21B(電流制御信号発生手段)は、前記定電流源20dの電流 I_0 を制御するための電流制御信号を記憶する電流制御波形データメモリ21B1(定電流制御データ記憶手段)と、この電流制御波形データメモリ21B1から読み出されたデジタル信号をアナログ信号に変換するD/A変換器(第2のデ

10

【0033】

以上のように構成された送波回路11の出力電圧、すなわち負荷である超音波振動子6aを駆動する電圧は、電流 I_0 によらず帰還ループ R_i 、 R_f の比で決定される振幅、及び前記MOSFETM1、MOSFETM2の動作周波数で決定される周波数を有するものとなる。

【0034】

前記任意波形データメモリ21a1に記憶しておくデータは、時間と電圧の振幅との関係のデータであって、このデータを読み出して前記相補信号発生回路21a2のD/A変換器21a21により、ある一定の間隔毎にアナログ値に変換して振動子駆動電圧の制御信号を発生する。

【0035】

一方、前記電流制御波形データメモリ21B1に記憶しておくデータは、定電流源20dの電流 I_0 を制御するデジタルデータであって、このデータを読み出して前記電流制御信号発生回路21BのD/A変換器21B2でアナログ値に変換して定電流源20dの電流 I_0 を制御する信号を発生する。

20

【0036】

したがって、定電流源20dの電流 I_0 を制御することで超音波の送信期間だけ電流を流す等の消費電力低減ができる。

【0037】

次に、上記のように構成された送波回路11の動作について説明する。

ここでは、任意波形として正弦波交流電圧を出力する場合を例とし、図2に付記した各部の波形図を用いて説明する。

30

【0038】

図1の制御部1に操作部2からの操作指令が入力されると、前記制御部1に設けた送波波形タイミング信号発生部1a(送波タイミング信号発生手段)からは、前記任意波形制御信号発生回路21aの任意波形データメモリ21a1及び前記電流制御信号発生回路21Bの電流制御波形データメモリ21B1からデジタルデータを読み出すタイミング信号とD/A変換器21a21及びD/A変換器21B2のD/A変換タイミング信号とが同期をとって出力され、送波回路11は動作を開始する。

【0039】

前記読み出しタイミング信号が出力されると、任意波形データメモリ21a1からデジタルデータが読み出されて相補信号発生回路21a2に入力され、この入力されたデジタルデータをD/A変換器21a21でアナログ値に変換し、さらに差動増幅器21a22で相補信号を発生し、これをMOSFET駆動回路20c(20c1、20c2)で増幅して図2の<1>、<2>の波形図に示すMOSFET駆動電圧を発生する。

40

同時に、電流制御波形データメモリ21B1からデジタルデータが読み出されてD/A変換器21B2に入力され、定電流源20dの電流制御信号を発生する。

【0040】

前記MOSFET駆動回路20c(20c1、20c2)で増幅したMOSFET駆動電圧を入力抵抗 R_i を介してMOSFETM1とMOSFETM2のゲートに印加すると、MOSFETM1とMOSFETM2は、前記任意波形データメモリ21a1のデータに対応した正弦波交流電圧の周波数の半周期毎に交互にオンしてバル

50

ストランス20aの一次巻線20a1と20a2には図2の<3>と<4>に示す電流が流れる。

【0041】

これらの一次巻線20a1と20a2に流れる電流の直流成分を前記帰還コンデンサCfでカットして交流成分のみを帰還抵抗Rfを介してフィードバックすることにより、前記入力抵抗Riと帰還抵抗Rfとの比をゲインとするリニアアンプとして動作し、前記二次巻線20a3に流れる電流波形を前記任意波形データメモリ21aから出力される波形になるように前記MOSFETM1とMOSFETM2はスイッチング制御される。

【0042】

前記一次巻線20a1と20a2に流れる電流は、定電流源20dのMOSFETM3がスイッチング制御されて定電流となり、この結果、本第1の実施形態の送波回路の出力電圧は、任意波形データメモリ21aに記憶されている電圧波形に比例した図2の<5>に示す電圧となる。

10

【0043】

上記のように構成された送波回路からパルス波又は連続波を送波する場合は、前記直流電源20Bを以下のようにすれば良い。

すなわち、パルス波を送波する場合は150Vpp以下のパルス波を必要とするので、100V程度の高電圧電源とし、連続波を送波する場合は、その振幅は10Vpp以下であるので10~20V程度の低電圧電源とすれば良い。

【0044】

このように、本発明の第1の実施形態による送波回路11は、パルストランスと直流電源とスイッチング回路及び前記パルストランスの入力巻線に流れる交流電流を負帰還する負帰還手段とを備えてリニアアンプを構成し、このリニアアンプを任意波形制御信号で制御する構成としたので、回路構成が簡単なパルストランス方式でありながら任意の振幅、周波数及び波形の電圧を出力できる。

20

【0045】

さらに、従来方式のように、出力電圧の振幅が負荷のインピーダンスに影響されないため、リニアアンプとしての線形性が改善される。

【0046】

これらによって、種々の診断モードへの対応、種々の超音波探触子の選択使用が可能となり、さらなる高画質化、高機能化に対応するための高分解能、高S/N(信号/ノイズ)化に寄与するものとなる。

30

【0047】

また、リニアアンプとして動作するので、任意波形データメモリ21a1に記憶しておくデータを出力電圧に高調波を発生しないデータとすることにより、被検体に照射する超音波信号の高調波成分が低減され、超音波の照射による生体の熱の発生を防ぐこと、及び近年のマイクロバブルの非線形性、もしくは被検体内での超音波伝播の非線形効果を利用するハーモニックイメージングと呼ばれる新しい超音波撮像法における画質の向上にも寄与するものとなる。

【0048】

なお、任意波形データメモリ21a1及び電流制御波形データメモリ21B1からデジタルデータを読み出すタイミング信号とD/A変換器21a21及びD/A変換器21B2のD/A変換タイミング信号との同期をとって前記電流制御信号発生回路21Bを前記任意波形制御信号発生回路21aに連動して動作させて、超音波振動子駆動電圧の送波時以外は定電流源20dを停止するようにしたので、これにより省電力化を図ることができる。

40

したがって、超音波診断装置の電源容量を低減することができるので、この電源を搭載した超音波診断装置は小型、軽量のものとなり、可搬性の向上に寄与するものとなる。

【0049】

《第2の実施形態》

図4は、パルス波と連続波の送波回路を共用化した本発明の第2の実施形態による超音波診断装置の全体構成図である。

この図4に示す超音波診断装置は、新たに追加した電源制御部12と、電源部7'と、超音

50

波振動子駆動電圧発生回路3'と、この超音波振動子駆動電圧発生回路3'と送信部4とで構成される送波回路11'とが前記図1に示した第1の実施形態と異なるのみで、他は図1と同じであるので、この部分の説明は省略する。

【0050】

図4において、電源部7'は、前記超音波振動子駆動電圧発生回路3'の直流電源として、パルス波発生用高電圧直流電源HVと連続波発生用低電圧電源LVとの2つの直流電源を備え、これらの直流電源を電源制御部12の切り替えスイッチ13(電源切り替え手段)によりパルス波発生時と連続波発生時とで切り替えて前記超音波振動子駆動電圧発生回路3'に供給する。

【0051】

前記超音波振動子駆動電圧発生回路3'は、図5に示すように、その直流電源20B'は、前記電源部7'から供給される高電圧電源HVと低電圧電源LVとを備えて、前記第1の実施形態の図2と同じ回路で構成される。

【0052】

この構成の超音波振動子駆動電圧発生回路3'において、任意波形データメモリ21a1及び電流制御波形データメモリ21B1にパルス波発生用と連続波発生用のデータを記憶しておき、パルス発生時と連続波発生時とでこれらに対応したデータを読み出して前記図2と同様に動作させて任意波形の電圧を出力して超音波振動子6aを駆動する。

【0053】

前記直流電源20B'の切り替えは、図2の操作部2からの操作指令により制御部1の送波信号判別部1Bでパルス波の送波か連続波の送波かを判別(電源切り替え制御手段)して、この判別信号により前記切り替えスイッチ13を切り替えて前記操作指令に対応する直流電源とする。

【0054】

このように、パルス波及び連続波を送波する送波回路を備えた超音波診断装置においても、前記第1の実施形態と同様の効果が得られると共に、送波回路の超音波振動子駆動電圧発生回路をパルス波送波用と連続波送波用とを共用化することができ、回路が小型となり、超音波診断装置の特長の1つである可搬性が向上する。

【0055】

以上、本発明について種々の実施形態について述べたが、本発明はこれらの実施形態に限定するものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で以下のように種々変更可能である。

【0056】

例えば、パルス波送波時と連続波送波時とでリニアアンプのゲインを変えたい場合は、リニアアンプゲイン切り替えスイッチを設け、入力抵抗 R_i を前記パルス波送波時と連続波送波時のゲインに対応する値とし、前記入力抵抗 R_i を前記リニアアンプゲイン切り替えスイッチ(入力抵抗切り替え手段、ゲイン切り替え制御手段)で切り替える構成とすれば良い。

【0057】

また、診断用途に応じて低いゲインのパルス波又は連続波で動作する探触子と、高いゲインのパルス波又は連続波で動作する探触子とを使い分ける場合にも前記と同様の手法によりゲインを切り替えるようにすれば良い。

【0058】

さらに、図2、図3、図5に示した回路において、スイッチング素子M1、M2、M3に自己消滅可能な素子であるMOS型電界効果トランジスタを用いた例をあげたが、本発明はこれに限定するものではなく、同様の機能を有するものであれば他のスイッチング素子を用いても良い。

【0059】

なお、任意波形を出力するための入力制御信号を任意波形データメモリ21a1及び電流制御波形データメモリ21B1に記憶しておき、これらのデータを読み出してアナログ値に変換

10

20

30

40

50

する構成としたが、本発明はこれに限定するものではなく、任意波形の制御信号を出力することができるものであれば、アナログ回路を用いて前記任意波形の制御信号を出力するようにしても良い。

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図1】本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を示す概略構成図。

【図2】本発明の第1の実施形態における送波回路の回路構成図。

【図3】本発明の第1の実施形態における定電流源の具体的構成図。

【図4】パルス波と連続波の送波回路を共用化した本発明の第2の実施形態による超音波診断装置の全体構成図。

【図5】本発明の第2の実施形態における送波回路の回路構成図。

【符号の説明】

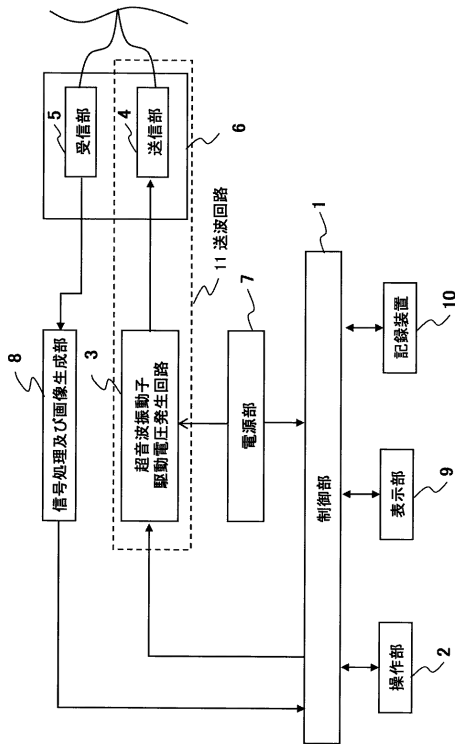
【0061】

1 制御部、1a 送波波形タイミング信号発生部、1B 送波信号判別部、3、3' 超音波振動子駆動電圧発生回路、4 送信部、6 超音波探触子、6a 超音波探触子の振動子、7、7' 電源部、11、11' 送波回路、12 電源制御部、13 電源切り替えスイッチ、20 主回路、20a パルストランス、20a1、20a2 パルストランスの一次巻線、20a3 パルストランスの二次巻線、20B 直流電源、20c スwitchング部、20d 定電流源、21 制御回路、21a 任意波形制御信号発生回路、21a1 任意波形データメモリ、21a2 相補信号発生回路、21a21 D/A変換器、21a22 差動増幅器、21B1 電流制御波形データメモリ、21B2 D/A変換器、M1、M2、M3 MOS型電界効果トランジスタ、Ri 入力抵抗、Rf 帰還抵抗、Cf 帰還コンデンサ、HV 直流高電圧電源、LV 直流定電圧電源、OPA 演算増幅器

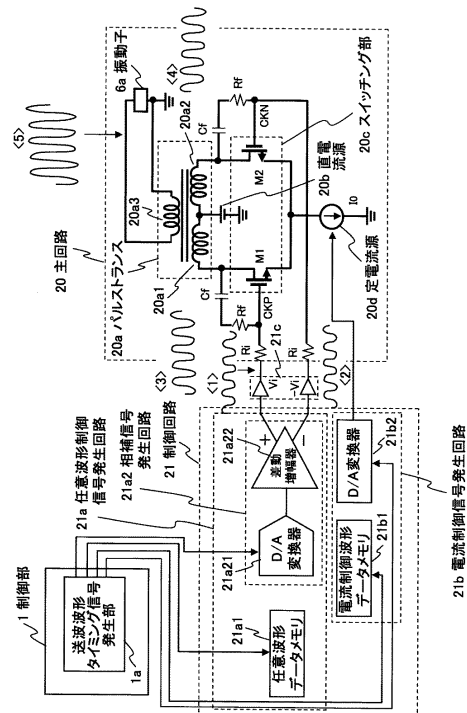
10

20

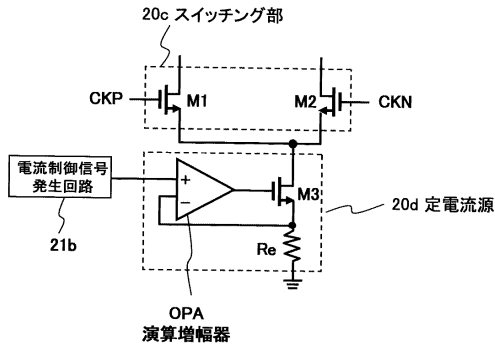
【図1】



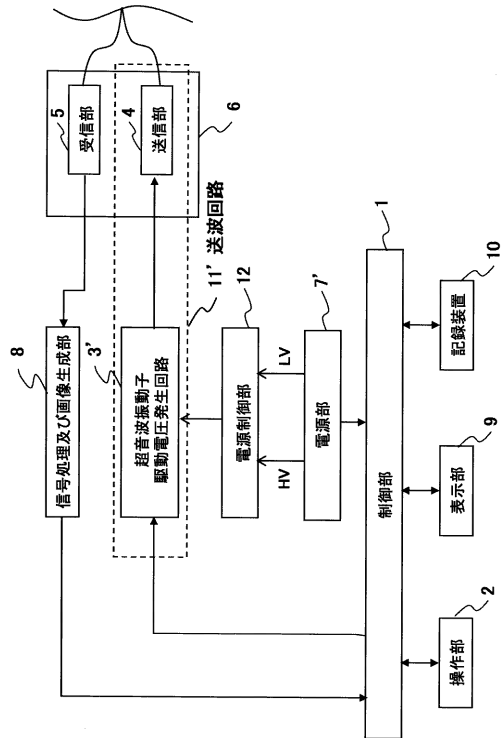
【図2】



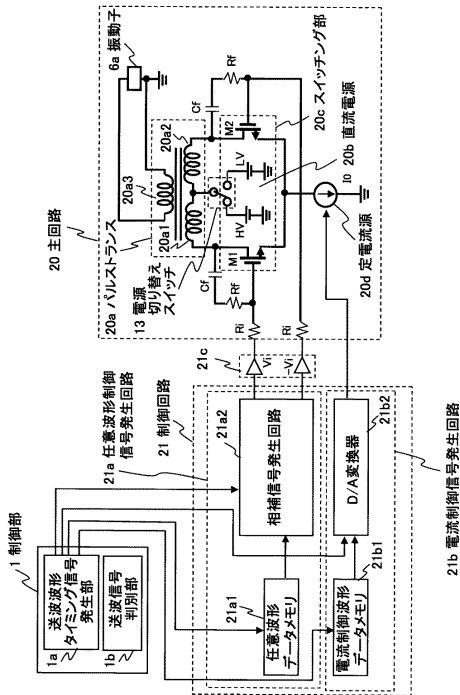
【図3】



【図4】



【図5】



フロントページの続き

(72)発明者 麻殖生 健二
東京都杉並区宮前2 - 17 - 18

審査官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特開2002 - 119508 (JP, A)
特開2005 - 152450 (JP, A)
特開2005 - 296206 (JP, A)
特開平09 - 162249 (JP, A)
特開2000 - 152930 (JP, A)
特開2001 - 057978 (JP, A)
特開平07 - 336198 (JP, A)
特開2006 - 158598 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5138249B2	公开(公告)日	2013-02-06
申请号	JP2007078479	申请日	2007-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	鈴木 篤史 神原 宏介 岸 伸一郎 麻殖生 健二		
发明人	鈴木 篤史 神原 宏介 岸 伸一郎 麻殖生 健二		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/GB22 4C601/HH01 4C601/HH03 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/HH08 4C601/KK12 4C601/KK13		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2008237280A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

所提供的任何幅度，具有发射电路的电压可以输出频率和波形的超声波诊断装置。流过初级绕组的脉冲变压器20a的20a1,20a2的电流被控制为通过恒流源20d中，通过负反馈电阻Rf和一负反馈电容器Cf到开关单元20c的控制的电流恒定负反馈构建线性放大器。电流的恒定电流源20d中由电流控制信号从电流控制信号生成电路21b控制的，该MOS型场效应晶体管M1在从任意波形控制信号生成电路21a的任意波形控制信号由线性放大器互补地控制M2，使得获得的任意波形的电压用作超声换能器6a的驱动电压。任意波形控制信号生成电路21a由一个任意波形数据存储单元21A1互补信号生成电路21A2，电流控制信号生成电路21b构成电流控制波形数据存储单元21B1和d/A转换器构成21B2。 .The

