

(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2014-30493

(P2014-30493A)

(43) 公開日 平成26年2月20日(2014.2.20)

(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 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2012-171272 (P2012-171272)
(22) 出願日 平成24年8月1日(2012.8.1)(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 長野 玄
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 望月 史生
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

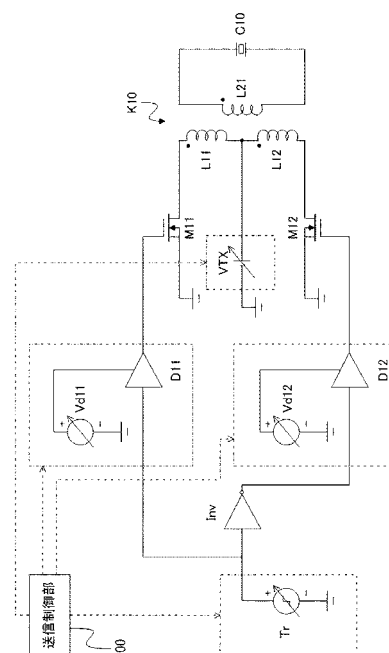
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 矩形波の立ち上がり時間及び立ち下がり時間を制御することで、出力可能な超音波の周波数特性の自由度を高めた超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 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、超音波振動子と、電源と、ドライバとを備えた超音波診断装置である。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する。電源は、1次側巻線の一端に接続されている。FETは、1次側巻線他端に接続され、パルス信号を受けて1次側巻線と電源との間の接続をオン／オフする。ドライバは、パルス信号の時間当たりの電流値を制御することで、1次側巻線と電源との間をオンするときの1次側巻線への信号の立ち上がり時間、及び、1次側巻線と電源との間をオフするときの1次側巻線への信号の立ち下がり時間のうちの少なくともいずれかを制御する。

【選択図】 図2



【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 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する超音波振動子と、
前記 1 次側巻線の一端に接続された電源と、
前記 1 次側巻線の他端に接続され、パルス信号を受けて前記 1 次側巻線と前記電源との間の接続をオン／オフする F E T と、
前記パルス信号の時間当たりの電流値を制御することで、前記 1 次側巻線と前記電源との間をオンするときの前記 1 次側巻線への信号の立ち上がり時間、及び、前記 1 次側巻線と前記電源との間をオフするときの前記 1 次側巻線への信号の立ち下がり時間のうちの少なくともいずれかを制御するドライバと、
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記ドライバは、電源電圧を制御可能に構成された電源を有し、入力信号を受けて、前記電源電圧に対応した大きさの前記パルス信号を出力することで、前記時間当たりの電流値を制御す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 1 次側巻線の前記一端に自身の一端が接続され、前記前記 1 次側巻線とは巻方向の異なる他の 1 次側巻線と、
前記他の 1 次側巻線の他端に接続され、前記パルス信号とは極性が反転した他のパルス信号を受けて前記他の 1 次側巻線と前記電源との間の接続をオン／オフする他の F E T と、
前記他のパルス信号の時間当たりの電流値を制御することで、前記他の 1 次側巻線と前記電源との間をオンするときの前記他の 1 次側巻線への信号の立ち上がり時間、及び、前記他の 1 次側巻線と前記電源との間をオフするときの前記他の 1 次側巻線への信号の立ち下がり時間のうちの少なくともいずれかを制御する他のドライバと、
を備えた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。

20

【請求項 4】

前記ドライバの電源電圧と、前記他のドライバの電源電圧とを独立して制御する送信制御部を備えたことを特徴とする請求項 1 ～請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記送信制御部は、前記ドライバの電源電圧、及び前記他のドライバの電源電圧のうちの少なくともいずれかを対称ドライバとして、当該対称ドライバへの入力信号の周期の整数倍に対応するタイミングごとに当該対称ドライバの前記電源電圧を制御することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置の技術に関するものである。

40

【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】

このような超音波診断装置の送信回路には、矩形波送信回路と任意波形送信回路とがある。矩形波送信回路は、矩形波の波高値及び時間幅を制御することで、プローブから照射される超音波の強度や周波数特性を制御して、体内の関心領域の断層像を得るための波形を作る。このように矩形波送信回路は、超音波の強度や周波数特性を制御可能であるが、

50

その自由度は低い。一方で、任意波形送信回路は、矩形波に限らず任意の形状の波形を生成することが可能であり、超音波の強度や周波数特性の制御に係る自由度が高い。しかしながら、任意波形送信回路は、矩形波送信回路に比べて回路規模が大きく価格も高いという問題がある。

【0004】

なお、上記したような送信回路では、発生させる超音波の周波数によっては、オン／オフ（例えば、矩形波のハイ／ロー）を高速に切り替える必要がある。そのため、このようなオン／オフを切り替えるスイッチとしてFET（Field-Effect Transistor）が用いられる場合がある。

【先行技術文献】

10

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-289780号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

この発明の実施形態は、矩形波の立ち上がり時間及び立ち下がり時間を制御することで、出力可能な超音波の周波数特性の自由度を高め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】

20

【0007】

この発明の実施形態は、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、超音波振動子と、電源と、ドライバとを備えた超音波診断装置である。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する。電源は、1次側巻線の一端に接続されている。FETは、1次側巻線の他端に接続され、パルス信号を受けて1次側巻線と電源との間の接続をオン／オフする。ドライバは、パルス信号の時間当たりの電流値を制御することで、1次側巻線と電源との間をオンするときの1次側巻線への信号の立ち上がり時間、及び、1次側巻線と電源との間をオフするときの1次側巻線への信号の立ち下がり時間のうちの少なくともいずれかを制御する。

【図面の簡単な説明】

30

【0008】

【図1】超音波診断装置のブロック図である。

【図2】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。

【図3】ドライバの出力電圧と出力電流との関係の一例を示したグラフである。

【図4A】ドライバの入力波形及び出力波形の一例を示したグラフである。

【図4B】ドライバの入力波形及び出力波形の一例を示したグラフである。

【図5A】ドライバの入力波形、ゲート電圧、及び一次側巻線に印加される電圧の関係の一例を示した模式図である。

【図5B】ドライバの入力波形、ゲート電圧、及び一次側巻線に印加される電圧の関係の一例を示した模式図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0009】

（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2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、送信制御部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。

【0010】

50

(送信回路 10)

ここで、図 2 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 C 10 とあわせて説明する。送信回路 10 は、トランス K 10 と、トランジスタ M 11 及び M 12 と、トランジスタ M 11 及び M 12 と、ドライバ D 11 及び D 12 と、電源電圧 V T X、V d 11、及び V d 12 と、送信波形発生部 T r と、インバーター I n v とを含んで構成されている。トランジスタ M 11 及び M 12 は、例えば、N 型 M O S F E T (M e t a l - O x i d e - S e m i c o n d u c t o r F i e l d - E f f e c t T r a n s i s t o r) で構成されている。

【0011】

送信制御部 100 は、送信回路 10 の動作を制御する制御部である。具体的には、送信制御部 100 は、ドライバ D 11 及び D 12 の電源電圧 V d 11 及び V 12 と、電源電圧 V T X と、送信波形発生部 T r とを制御する。なお、電源電圧 V d 11、電源電圧 V 12、電源電圧 V T X、及び送信波形発生部 T r の詳細な動作は後述する。送信制御部 100 は、例えば、操作部 (図示しない) を介して操作者からの指示を受けて、指示内容に基づきこれらの動作を制御するように構成してもよい。なお、以降では、主体を特に明示しない場合には、電源電圧 V d 11、電源電圧 V 12、電源電圧 V T X、及び送信波形発生部 T r の動作は、送信制御部 100 により制御されるものとする。

【0012】

トランス K 10 は、一次側巻線 L 11 及び L 12 と、二次側巻線 L 21 とを含んで構成されている。一次側巻線 L 11 及び L 12 のそれぞれの一端は、電源電圧 V T X に接続されている。このとき、電源電圧 V T X から見て、一次側巻線 L 11 及び L 12 の巻方向がそれぞれ異なるように接続されている。また、一次側巻線 L 11 の他端は、トランジスタ M 11 のドレインに接続されており、同様にして、一次側巻線 L 12 の他端は、トランジスタ M 12 のドレインに接続されている。トランジスタ M 11 及び M 12 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。

【0013】

二次側巻線 L 21 は、超音波振動子 C 10 に接続されている。一次側巻線 L 11 または L 12 に電流が流れると磁界が発生し、この磁界により二次側巻線 L 21 に電圧が誘起される。この誘起された電圧は、超音波振動子 C 10 に供給され、これを駆動させる。このとき、二次側巻線 L 21 に対して、一次側巻線 L 11 及び L 12 は、巻方向が互いに異なる。そのため、一次側巻線 L 11 及び L 12 のいずれに電流を流すかにより、それぞれ異なる極性の電圧が二次側巻線 L 21 に誘起される。

【0014】

ドライバ D 11 の入力側は、送信波形発生部 T r に接続されており、出力側は、トランジスタ M 11 のゲートに接続されている。また、ドライバ D 12 の入力側は、インバーター I n v を介して送信波形発生部 T r に接続されており、出力側は、トランジスタ M 12 のゲートに接続されている。インバーター I n v は、送信波形発生部 T r から出力された信号の極性を反転させて、ドライバ D 12 に出力する。

【0015】

ドライバ D 11 は、電源電圧 V d 11 を電源として駆動し、送信波形発生部 T r からの信号を受けて、トランジスタ M 11 のゲートにゲート電圧を印加して電流を流し込む。このドライバ D 11 からの電流により、トランジスタ M 11 の入力静電容量 (即ち、ゲート容量) に充電され、トランジスタ M 11 が ON となる。このドライバ D 11 は、電源電圧 V d 11 の電圧値により、出力される電流の電流値を制御可能に構成されている。

【0016】

ドライバ D 11 は、送信波形発生部 T r からのパルス信号 (即ち、入力信号) を増幅し、電源電圧 V d 11 から供給される電圧値に飽和する波形信号を出力する。したがって、ドライバ D 11 から出力されるパルス信号は、供給される電源電圧に対応した大きさとなる。ドライバ D 11 から出力される高い電圧のパルス信号によりトランジスタ M 11 のゲ

10

20

30

40

50

ートを駆動することにより、このゲートに多くの電流が流れ込み、ゲート容量を早く充電することが可能となる（詳細については、図3を参照しながら後述する）。

【0017】

電源電圧 V_{d11} は、電圧を制御可能に構成された可変電源である。即ち、本実施形態に係るドライバ $D11$ は、電源電圧 V_{d11} の電圧値を切り替えることにより、トランジスタ $M11$ のゲートに流し込む電流の量を制御可能に構成されている。このようなドライバ $D11$ としては、例えば、CMOS型のロジックICが挙げられる。また、CMOS型のロジックICに限らず、出力される電流の電流値を制御可能なデバイスであれば、その構成は限定されない。

【0018】

なお、以降では、電源電圧 V_{d11} の電圧値を V_{CC} 、ドライバ $D11$ の出力電圧を V_{OH} 、ドライバ $D11$ の出力電流を I_{OH} とする。なお、出力電圧を V_{OH} は、ドライバ $D11$ の出力部分における等価的な直流成分を示しており、これは、送信波形発生部 Tr からドライバ $D11$ に入力されるパルス信号の大きさ（電圧値）により決定される。なお、出力電流 I_{OH} は、電源電圧 V_{d11} の電圧値 V_{CC} を基準としたドライバ $D11$ の出力電圧位 V_{OH} により決定される。したがって、出力電流 I_{OH} は、 $V_{OH} - V_{CC}$ の大きさに対応して変化する。

【0019】

ここで、図3を参照する。図3は、ドライバ $D11$ の出力電圧 $V_{OH} - V_{CC}$ と出力電流 I_{OH} との関係の一例を示したグラフである。図3の例は、ドライバ $D11$ にCMOS型のロジックICを適用した場合を示している。図3の横軸は、出力電圧 $V_{OH} - V_{CC}$ を示しており、縦軸は、出力電流 I_{OH} を示している。なお、図3の例では、電源電圧 V_{d11} の電圧値 V_{CC} を、 $1.8 [V] \sim 3.6 [V]$ の間で切り替えた場合のそれぞれについて、電圧 $V_{OH} - V_{CC}$ と電流 I_{OH} との関係を示しており、 V_{CC} が $3.6 [V]$ を超える場合については記載を省略している。なお、グラフ中の丸印は、トランジスタ $M11$ のゲート電圧として一定の得るための実効的な出力電圧 $V_{OH} - V_{CC}$ と出力電流 I_{OH} との関係を、各 V_{CC} について示したものである。

【0020】

図3に示すように、電圧値 V_{CC} を切り替えると、これに応じて出力電圧 $V_{OH} - V_{CC}$ と出力電流 I_{OH} との関係を示す特性曲線が変化する。例えば、 $V_{CC} = 2.5 [V]$ の場合、実効的な出力電流 I_{OH} は、約 $20 [mA]$ となる。また、 $V_{CC} = 3.0 [V]$ の場合、実効的な出力電流 I_{OH} は、約 $55 [mA]$ となる。このように、ドライバ $D11$ は、電源電圧 V_{d11} の電圧値 V_{CC} に応じて、出力電流 I_{OH} 、即ち、トランジスタ $M11$ のゲートに流し込む電流の量を切り替え可能に構成されている。

【0021】

トランジスタ $M11$ のオン／オフは、ドライバ $D11$ からトランジスタ $M11$ のゲートに供給される信号により制御される。具体的には、電源電圧 V_{d11} からドライバ $D11$ に電圧が印加されると、ドライバ $D11$ は、送信波形発生部 Tr から信号を受けて、トランジスタ $M11$ のソースに信号を出力する。この信号により、トランジスタ $M11$ のゲートにゲート電圧（即ち、ドライバ $D11$ の出力電圧 $V_{OH} - V_{CC}$ ）が印加され、このゲートにドライバ $D11$ の出力電流 I_{OH} が流れ込む。この出力電流 I_{OH} によりトランジスタ $M11$ のゲート容量が充電されて、トランジスタ $M11$ がオンとなり、トランジスタ $M11$ のソースドレイン間を電流が流れる。

【0022】

ここで、トランジスタ $M11$ のゲート電圧を V_g 、トランジスタ $M11$ の入力静電容量（即ち、ゲート容量）を C_{iss} とする。このとき、ゲート電圧 V_g 、入力静電容量 C_{iss} 、及び出力電流 I_{OH} （ゲートに）の間には、 $C_{iss} \cdot dV_g / dt = I_{OH}$ の関係が成り立つ。このことから、ゲート電圧 V_g の時間当たりの変化量、即ち、ゲート電圧 V_g の立ち上がりまたは立ち下りの傾き dV_g / dt は、 $dV_g / dt = I_{OH} / C_{iss}$ で表現される。したがって、ドライバ $D11$ の出力電流 I_{OH} に比例して、ゲート電圧 V_g の

10

20

30

40

50

時間当たりの変化量、即ち、ゲート電圧 V_g の立ち上がりまたは立ち下りの傾きが変化する。

【0023】

ここで、電源電圧 V_{d11} の電圧値 V_{cc} を変化させた場合における、ドライバ $D11$ の入力信号及び出力信号の関係について図 4 A 及び図 4 B を参照しながら説明する。図 4 A 及び図 4 B は、ドライバ $D11$ の入力信号の波形及び出力信号の波形の一例を示したグラフである。図 4 A 及び図 4 B における $G0$ は、ドライバ $D11$ への入力信号の波形（以降では、「入力波形」と呼ぶ）を示している。また、図 4 A は、電源電圧 V_{d11} の電圧値 $V_{cc} = 5$ [V] の場合を示しており、図中の $G11$ は、ドライバ $D11$ の出力信号の波形（以降では、「出力波形」と呼ぶ）を示している。また、図 4 A は、電源電圧 V_{d11} の電圧値 $V_{cc} = 4.6$ [V] の場合を示しており、図中の $G12$ は、ドライバ $D11$ の出力波形を示している。

10

【0024】

図 4 A における $T11$ は、入力波形 $G0$ で示した入力信号の入力タイミングを基準として、出力信号の電圧が 4 V 以上となるまでの時間を示しており、この例では、約 16 [ns] を示している。同様に、図 4 B における $T12$ は、入力波形 $G0$ で示した入力信号の入力タイミングを基準として、出力信号の電圧が 4 V 以上となるまでの時間を示しており、この例では、約 25 [ns] を示している。このように、電源電圧 V_{d11} の電圧値 V_{cc} を変化させると、その値に応じて、ゲート電圧 V_g の立ち上がりまたは立ち下りの傾きが変化する。これは、電源電圧 V_{d11} の電圧値 V_{cc} によりドライバ $D11$ の出力電流 I_{OH} 、即ち、トランジスタ $M11$ のゲートに流れ込む電流の量が変化し、これにより、トランジスタ $M11$ の入力容量に充電されるまでの時間が変わるためである。

20

【0025】

トランジスタ $M11$ のソースドレインの抵抗は、ゲート電圧 V_g に反比例する。即ち、本実施形態に係る超音波診断装置では、ドライバ $D11$ の出力電流 I_{OH} を制御することで、ゲート電圧 V_g の傾きを変化させて、トランジスタ $M11$ のソースドレインの抵抗の時間当たりの変化量を制御する。これにより、一次側巻線 $L11$ に印加される電圧の、時間当たりの変化量を制御することが可能となる。即ち、一次側巻線 $L11$ に印加される電圧の立ち上がりまたは立ち下りの傾きを制御することが可能となる。

【0026】

ここで、図 5 A 及び図 5 B を参照する。図 5 A 及び図 5 B は、ドライバ $D11$ の入力波形 $G0$ 、ゲート電圧波形（即ち、ドライバ $D11$ の出力波形） $G11$ 、及び一次側巻線に印加される電圧波形（以降では、「一次側巻線電圧波形」と呼ぶ）の関係の一例を示した模式図である。図 5 A は、図 4 A に示した $V_{cc} = 5$ [V] の場合に対応し、図 5 B は、図 4 B に示した $V_{cc} = 4.6$ [V] の場合に対応している。図 5 A における $G21$ は、た $V_{cc} = 5$ [V] の場合における一次側巻線電圧波形を示している。同様に、図 5 B における $G21$ は、た $V_{cc} = 5$ [V] の場合における一次側巻線電圧波形を示している。

30

【0027】

図 5 A に示すように、ゲート電圧波形 $G11$ は、時間 $T11$ で電圧が立ち上がる。これに反比例して、トランジスタ $M11$ のソースドレイン間の抵抗が変化する。この抵抗の変化に連動して、一次側巻線電圧波形 $G21$ に示すように一次側巻線 $L11$ に印加される電圧が変化する。なお、一次側巻線電圧波形 $G21$ の波高値は電源電圧 V_{TX} の電圧値に依存する。電源電圧 V_{TX} は、電圧値を制御可能に構成された可変電源である。

40

【0028】

同様に、図 5 B に示すように、ゲート電圧波形 $G12$ は、時間 $T12$ で電圧が立ち上がる。これに反比例して、トランジスタ $M11$ のソースドレイン間の抵抗が変化する。この抵抗の変化に連動して、一次側巻線電圧波形 $G22$ に示すように一次側巻線 $L11$ に印加される電圧が変化する。なお、一次側巻線電圧波形 $G22$ の波高値は電源電圧 V_{TX} の電圧値に依存する。

【0029】

50

このように、本実施形態に係る超音波診断装置では、電源電圧 V_{d11} の電圧値 V_{cc} を切り替えてドライバ $D11$ からの出力電流 I_{OH} を制御することで、一次側巻線に印加される電圧の立ち上がりまたは立ち下りの傾きを制御する。

【0030】

なお、ドライバ $D12$ の構成は、上記したドライバ $D11$ と同様である。即ち、ドライバ $D12$ は、電源電圧 V_{d12} を電源として駆動し、この電源電圧 V_{d12} の電圧値 V_{cc} に応じて、出力電流 I_{OH} の電流値を切り替え可能に構成されている。

【0031】

トランジスタ $M12$ のオン／オフは、ドライバ $D12$ からトランジスタ $M12$ のゲートに供給される信号により制御される。具体的には、電源電圧 V_{d12} からドライバ $D12$ に電圧が印加されると、ドライバ $D12$ は、送信波形発生部 Tr から出力され、インバーター Inv で位相が反転された信号を受けて、トランジスタ $M12$ のソースに信号を出力する。この信号により、トランジスタ $M12$ がオンとなり、トランジスタ $M12$ のソースドレイン間を電流が流れる。これにより、電源電圧 V_{TX} からの電圧が一次側巻線 $L12$ の両端に印加され、一次側巻線 $L12$ に電流が流れて磁界が発生し、二次側巻線 $L21$ には、一次側巻線 $L12$ に発生した磁界による二次電圧が誘起される。

【0032】

一次側巻線 $L11$ 及び $L12$ それぞれの巻方向は、二次側巻線 $L21$ の巻方向に対して互いに異なる。そのため、一次側巻線 $L12$ に電流を流して磁界を発生させた場合には、二次側巻線 $L21$ には、一次側巻線 $L11$ に電流を流して磁界を発生させた場合とは異なる極性の二次電圧が誘起される。

【0033】

なお、二次側巻線 $L21$ に誘起される電圧の波形は、一次側巻線 $L11$ に印加される波形の形状に依る。即ち、本実施形態に係る超音波診断装置では、トランジスタ $M11$ 及び $M12$ それぞれのゲートに供給される電流の量を制御することで、各トランジスタへの充電時間を制御する。これにより、二次側巻線 $L21$ に誘起される電圧の立ち上がり及び立ち下りの傾きが制御される。つまり、本実施形態に係る超音波診断装置は、二次側巻線 $L21$ に誘起される電圧の波形について、パルス幅、波高値に加えて、立ち上がり及び立ち下りの傾きを制御することが可能となる。そのため、超音波振動子から出力可能な超音波の自由度が増大する。また、本実施形態に係る送信回路は、従来の矩形波送信回路を基に、ドライバ $D11$ 及び $D12$ の電源電圧 V_{d11} 及び V_{d12} を可変電源として構成するのみで実現することが可能である。そのため、任意波形送信回路に比べて回路規模が小さく、価格も低く抑えることが可能となる。

【0034】

なお、電源電圧 V_{d11} 及び V_{d12} は、送信制御部 100 の制御に基づき、それぞれ独立して動作する。即ち、ドライバ $D11$ 及び $D12$ は、それぞれ独立して動作可能に構成されている。そのため、例えば、ドライバ $D11$ 及び $D12$ の電源電圧 V_{d11} 及び V_{d12} に対して、互いに異なる電圧値 V_{cc} を設定してもよい。このような構成とすることで、正側のパルスと負側のパルスとで、立ち上がり及び立ち下りの傾きが異なる電圧を一次側巻線 $L11$ に印加する、即ち、正側と負側でパルス形状の異なる波形を生成することが可能となる。

【0035】

また、電源電圧 V_{d11} 及び V_{d12} それぞれの電圧値 V_{cc} は、送信制御部 100 の制御に基づき、ドライバ $D11$ に輸入される送信波形発生部 Tr からのパルス信号の周期の整数倍に対応するタイミングごと切り替えてもよい。この送信波形発生部 Tr からのパルス信号の周期は、超音波の送信タイミングに対応している。即ち、このような構成とすることで、例えば、送信タイミングごとに異なる波形を生成することが可能となる。これにより、例えば、時分割でモードを切り替えるような場合において、モードの特性に応じて出力する波形の形状を変更することが可能となる。

【0036】

10

20

30

40

50

以上のようにして、二次側巻線 L 2 1 に誘起された二次電圧により超音波振動子 C 1 0 が駆動し、被検体に向けて超音波が送信される。超音波振動子 C 1 0 は、被検体内からの超音波エコーを受けて、これを受信回路に出力する。

【0037】

(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 1 2、遅延回路 1 3、加算回路 1 4、信号処理部 1 5、及び画像処理部 1 6 の動作について説明する。増幅回路 1 2 は、超音波振動子群 1 1 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 1 2 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。

10

【0038】

増幅回路 1 2 により増幅された信号は、遅延回路 1 3 により遅延時間が与えられ、加算回路 1 4 により加算されて信号処理部 1 5 に出力される。遅延回路 1 3、及び加算回路 1 4 により整相加算された信号は、信号処理部 1 5 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 1 6 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 1 7 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 1 7 に表示される。

【0039】

以上、本実施形態に係る超音波診断装置は、トランジスタ M 1 1 及び M 1 2 それぞれのゲートに供給される電流の量を制御することで、各トランジスタへの充電時間を制御する。これにより、二次側巻線 L 2 1 に誘起される電圧の立ち上がり及び立ち下がりの傾きが制御される。つまり、本実施形態に係る超音波診断装置は、二次側巻線 L 2 1 に誘起される電圧の波形について、パルス幅、波高値に加えて、立ち上がり及び立ち下がりの傾きを制御することが可能となり、超音波振動子から出力可能な超音波の自由度が増大する。また、本実施形態に係る送信回路は、従来の矩形波送信回路を基に、ドライバ D 1 1 及び D 1 2 の電源電圧 V d 1 1 及び V d 1 2 を可変電源として構成するのみで実現することが可能である。そのため、任意波形送信回路に比べて回路規模が小さく、価格も低く抑えることが可能となる。

20

【0040】

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、例として提示したものであり、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。

30

【符号の説明】

【0041】

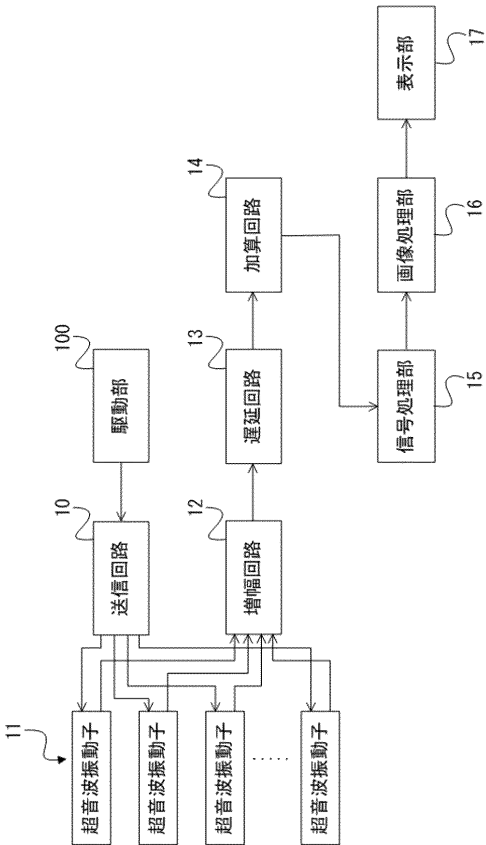
1 0 送信回路
D 1 1、D 1 2 ドライバ
I n v インバーター
K 1 0 トランス
L 1 1、L 1 2 一次側巻線
L 2 1 二次側巻線
M 1 1 トランジスタ
M 1 2 トランジスタ
T r 送信波形発生部
V T X 電源電圧
V d 1 1、V d 1 2 電源電圧
1 1 超音波振動子群
C 1 0 超音波振動子
1 2 増幅回路

40

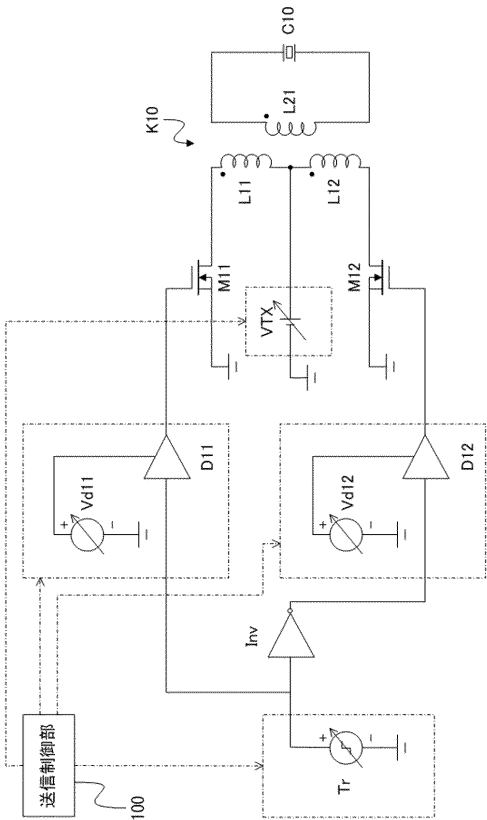
50

- 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 送信制御部

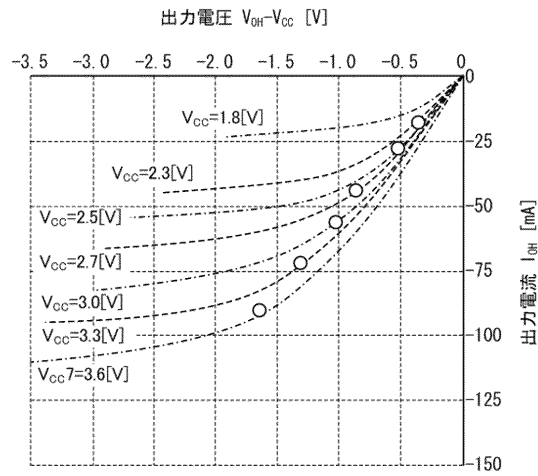
【図 1】



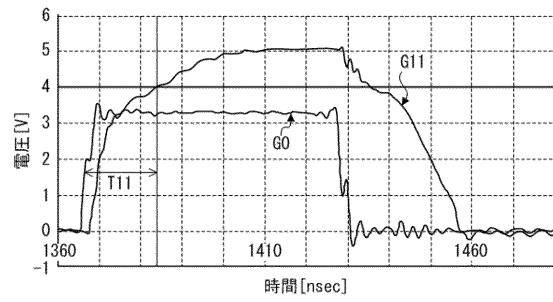
【図 2】



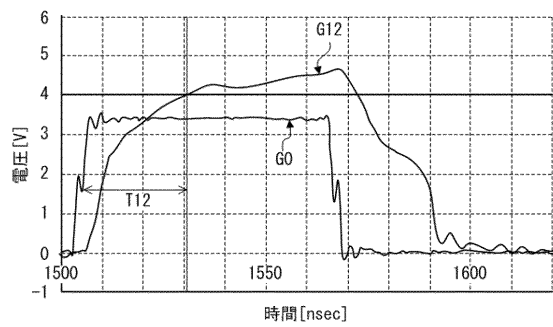
【図 3】



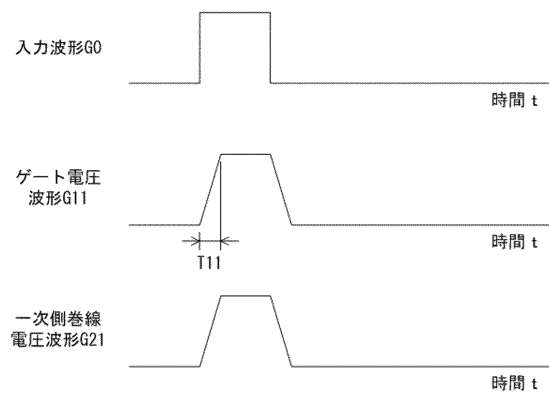
【図 4 A】



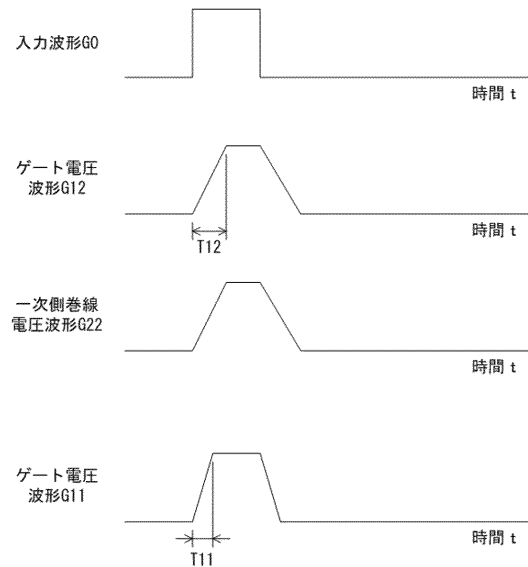
【図 4 B】



【図 5 A】



【図 5 B】



フロントページの続き

- (72)発明者 中田 一人
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 宇南山 憲一
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 深澤 雄志
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 黒岩 幸治
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 小笠原 達雄
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 BB06 EE30 HH01 HH06

