

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6301114号  
(P6301114)

(45) 発行日 平成30年3月28日(2018.3.28)

(24) 登録日 平成30年3月9日(2018.3.9)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2013-239136 (P2013-239136)	(73) 特許権者	594164542 キヤノン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
(22) 出願日	平成25年11月19日(2013.11.19)	(74) 代理人	110001380 特許業務法人東京国際特許事務所
(65) 公開番号	特開2015-97657 (P2015-97657A)	(72) 発明者	岩間 信行 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
(43) 公開日	平成27年5月28日(2015.5.28)	(72) 発明者	本郷 宏信 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9月7日(2016.9.7)	(72) 発明者	内海 勲 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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波振動子から超音波を送信するように制御する送信回路と、  
電源回路と、前記電源回路の出力電圧に基づく前記送信回路への出力電圧の設定用の電源制御回路とを含み、前記送信回路への出力電圧の範囲が異なる複数の送信モードに応じて前記送信回路に電力を供給する電源ユニットと、

を備え、

前記電源制御回路は、

前記送信回路に電力を供給するシリーズレギュレータと、

出力電圧設定用のエラーアンプを設ける電圧設定回路と、

を備え、

前記電圧設定回路は、

前記エラーアンプにおける複数の利得であって、前記複数の送信モード間で設定電圧に対する最大出力電圧が異なる前記複数の利得を、前記複数の送信モードに応じて切り換えることで、前記シリーズレギュレータの出力電圧を制御する、

超音波診断装置。

【請求項2】

前記複数の送信モードは、高出力送信モードと低出力送信モードとを少なくとも有し、

前記電圧設定回路は、前記高出力送信モードのときには前記出力電圧の範囲を広く設定し、前記低出力送信モードのときには、前記出力電圧の範囲を、前記高出力送信モードの

ときよりも狭く設定する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記電圧設定回路は、デジタルの前記設定電圧をアナログの制御電圧に変換するデジタル - アナログ変換回路を設け、前記電源回路の出力電圧を制御するために前記制御電圧に基づいて前記シリーズレギュレータを制御する、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記電圧設定回路は、前記複数の利得のうち、前記低出力送信モードのときの利得を前記高出力送信モードのときの利得よりも低く設定すると共に、前記デジタル - アナログ変換回路のフルスケール値を、前記低出力送信モードにおける前記電源制御回路の出力電圧の最大値に対応させる、

10

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記電圧設定回路は、前記シリーズレギュレータの入出力間の電圧差が所定のオフセット電圧となるように、前記シリーズレギュレータの入力電圧を、前記複数の送信モードに応じて切り替える、

請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記電圧設定回路は、前記低出力送信モードのときは、前記オフセット電圧を前記高出力送信モードのときよりも小さく設定する、

20

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記電圧設定回路は、

低い周波数を通過させ、高い周波数を遮断するローパスフィルタを、前記シリーズレギュレータの出力端側にさらに備え、

前記低出力送信モードのときには前記ローパスフィルタを機能させる一方、前記高出力送信モードのときには前記ローパスフィルタをバイパスさせる、

請求項 2 から 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

30

前記低出力送信モードは、連続波送信モードまたは造影剤によるコントラスト造影モードであり、前記高出力送信モードはパルス送信モードである、

請求項 2 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体（生体）を検査する装置として、超音波診断装置が普及している。超音波診断装置は、断層像や血流表示、コントラスト造影など、各種の映像法が開発されており、実現されている。

40

【0003】

超音波診断装置には、高電圧パルス送信を行うパルス送信モードと、連続波により送信を行う連続波送信モードとを有するものがある。これらの送信モードに対して、それぞれ別々の送信回路で構成される装置もある一方、小型化・低価格のため、1種類の送信回路で実現する装置も多く開発されている。

【0004】

また、この送信回路に送信電源を供給する送信電源回路も同様に、パルス送信モード用の電源回路と、連続波送信モード用の電源回路をそれぞれ別々に構成する装置もあるが、

50

1種類の電源回路で構成される装置もある。

【0005】

ここで、このような超音波診断装置に関連する技術として、被検体に対する検査状態を検出し、その検査状態に基づいて、被検体に対するパルス送信または連続波送信の検査に必要な電力を供給する超音波診断装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特願2012-143296号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

超音波診断装置における連続波送信モードでは、一般に、数V以下の比較的低い電圧を超音波振動子に供給する。これに対し、パルス送信モードでは、最大100V程度の高いパルスピーク値を持つ送信電圧を超音波振動子に供給する。このため、超音波診断装置の送信電源回路では、数Vから100V程度まで電源電圧を広い範囲で可変制御する必要がある。

【0008】

一方、連続波送信モードにおいては、パルス送信モードと比較して、低雑音の電源出力能力が要求される。また、送信電源は、生体への音響パワー規制を守るため精度よく可変制御する必要がある。

【0009】

しかしながら、送信電源の出力電圧の範囲を広範囲に設定した場合、出力電圧設定用のエラーアンプのゲインを高く設定する必要があり、この場合、エラーアンプの入力側のデジタル雑音や熱雑音などはゲイン倍されて電源電圧に重畳され、さらに超音波の送信信号に重畳される。したがって、これらの雑音は、受信信号におけるSN劣化の原因となる。

【0010】

特に、連続波送信モードの場合には、送信出力自体がパルス送信モードに比べて小さいため、送信電源に重畳する雑音の影響を受けやすい。また、連続波送信モードでは、送信と受信が同時に行われるため、送信側から受信側へのクロストークによって送信電源に重畳する雑音が受信側に漏れ込みやすい。

【0011】

このため、これらの雑音の影響によって、受信信号が真っ白になってしまい、何も見えなくなってしまう、という問題も発生し得る。

【0012】

そこで、連続波送信モードの場合において、送信電源に重畳されるノイズを少なくすることにより、受信する反射波のノイズを低減する超音波診断装置が望まれていた。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波振動子から超音波を送信するように制御する送信回路と、電源ユニットとを備える。前記電源ユニットは、電源回路と、前記電源回路の出力電圧に基づく前記送信回路への出力電圧の設定用の電源制御回路とを含み、前記送信回路への出力電圧の範囲が異なる複数の送信モードに応じて前記送信回路に電力を供給する。前記電源制御回路は、前記送信回路に電力を供給するシリーズレギュレータと、出力電圧設定用のエラーアンプを設ける電圧設定回路と、を備える。前記電圧設定回路は、前記エラーアンプにおける複数の利得であって、前記複数の送信モード間で設定電圧に対する最大出力電圧が異なる前記複数の利得を、前記複数の送信モードに応じて切り換えることで、前記シリーズレギュレータの出力電圧を制御する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

10

20

30

40

50

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の概略の構成の一例を示した概略構成図。

【図2】本実施形態に係る超音波診断装置の送信電源制御回路の構成を示した回路図。

【図3】本実施形態に係る超音波診断装置の送信電源制御回路において、送信電源の設定値と出力電圧の関係を示した説明図。

【図4】第2の実施形態に係る超音波診断装置の送信電源制御回路の構成を示した回路図。

【図5】第3の実施形態にかかる超音波診断装置の送信電源制御回路において、さらにローパスフィルタを備えて構成された回路図。

【図6】従来の超音波診断装置において、超音波送信回路に送信電源を供給する送信電源回路を示した説明図。

【図7】従来の超音波診断装置におけるDACの設定値と、送信電源の出力電圧(VTX出力)との関係を示す入出力特性を模式的に示した模式図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本実施形態に係る超音波診断装置を説明する前に、従来の超音波診断装置における送信電源回路について説明する。

【0016】

図6は、従来の超音波診断装置において、超音波送信回路に送信電源を供給する送信電源回路300を示した説明図である。

【0017】

図6に示すように、送信電源回路300は、FET(Field Effect Transistor)などで構成される出力電圧可変型のシリアズレギュレータ310、DAC(Digital Analog Converter)320、抵抗R1、抵抗R2、バッファアンプ330、エラーアンプ340、抵抗Riおよび抵抗Rfなどを備えて構成されている。

【0018】

シリアズレギュレータ310は、整流回路や直流電源などから供給されるVTX入力(直流電源)を安定化すると共に、所望する一定の出力電圧(VTX出力)に変換して、送信電源として超音波振動子を駆動する送信回路に供給する。

【0019】

DAC320は、送信電源の出力電圧(VTX出力)に対応するデジタル設定値をアナログ設定電圧に変換し、このアナログ設定電圧を抵抗R1と抵抗R2で分圧し、バッファアンプ330に供給する。

【0020】

バッファアンプ330は、例えば、利得1のボルテージフォロワーとして構成され、バッファアンプ330の出力は、エラーアンプ340の一端(マイナス側)に入力される。

【0021】

ここで、抵抗R2の値を抵抗R1の値に対して十分大きく設定すると(例えば、抵抗R2を1M、抵抗R1を200kに設定すると)、アナログ設定電圧VDAC(DAC320の出力電圧)とほぼ同じ電圧が、エラーアンプ340の一端(マイナス側)に入力される。

【0022】

一方、エラーアンプ340の他端(プラス側)には、送信電源の出力電圧(VTX出力)がフィードバックされ、出力電圧(VTX出力)を抵抗Riと抵抗Rfで分圧した電圧が印加される。エラーアンプ340は、2つの入力の電圧差がゼロとなるように、シリアズレギュレータ310の出力電圧(すなわち、送信電源の出力電圧(VTX出力))を制御する。

【0023】

この結果、送信電源の出力電圧(VTX出力)は、以下の式で表される電圧となる。

【0024】

$$VTX出力 = (1 + Rf / Ri) VDAC \quad \dots (1 - 1)$$

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 5 】

また、アナログ設定電圧  $V_{DAC}$  に対する出力電圧 ( $V_{TX}$  出力) の利得 (ゲイン) は、以下の式で表される。

## 【 0 0 2 6 】

$$\text{利得} = (1 + R_f / R_i) \cdot \dots (1 - 2)$$

## 【 0 0 2 7 】

なお、上記の 2 式において、抵抗  $R_2$  は、抵抗  $R_1$  に対して十分大きいものとしている。

## 【 0 0 2 8 】

上記の 2 式から分かるように、従来の超音波診断装置における送信電源回路 300 では、DAC 320 の出力電圧  $V_{DAC}$  を、式 (1 - 2) で表される利得により、パルス送信や連続波送信に関係なく一律に増幅して、送信電源の出力電圧 ( $V_{TX}$  出力) を設定するようになっていた。

10

## 【 0 0 2 9 】

図 7 は、従来の超音波診断装置における DAC 320 の設定値と、送信電源の出力電圧 ( $V_{TX}$  出力) との関係を示す入出力特性を模式的に示した模式図である。

## 【 0 0 3 0 】

図 7 に示すように、従来の超音波診断装置における利得 (入出力特性を示す直線の傾き) は、連続波送信モードとパルス送信モードとにおいて同一である。

## 【 0 0 3 1 】

このため、エラーアンプ 340 の入力側の雑音 (あるいは、入力側に換算した雑音) は、連続波送信モードとパルス送信モードとにかかわらず、同じ利得で増幅されて送信電源の出力電圧 ( $V_{TX}$  出力電圧) に重畳されることになる。

20

## 【 0 0 3 2 】

このように、従来の超音波診断装置の送信電源回路 300 では、利得 (ゲイン) が一定であったため、低い電圧値しか必要でない連続波送信モードの場合であっても、高い電圧値を必要とするパルス送信モードと同じ量の雑音が増幅されて送信電源に重畳されるため、連続波送信モードの反射波におけるノイズの影響は大きかった。

## 【 0 0 3 3 】

また、図 7 から分かるように、連続波送信モードでは、DAC 320 の設定範囲のうち、低い電圧側の一部の領域しか使用しない。これに対し、パルス送信モードでは、高い電圧範囲まで使用する。

30

## 【 0 0 3 4 】

一方、DAC 320 の設定精度 (量子化の粗さ) は、連続波送信モードとパルス送信モードとは異なる。このため、連続波送信モードの出力電圧の設定精度は、パルス送信モードの出力電圧の設定精度に比べ、相対的に低くなる。

## 【 0 0 3 5 】

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置は、送信電源の出力電圧の制御可能範囲を送信モードに応じて切り替えることにより、換言すれば、送信電源の電圧入力値に対する出力電圧値の利得を送信モードに応じて切り替えることにより、連続波送信モード (低出力送信モード) における電源ノイズを低減するようになっている。

40

## 【 0 0 3 6 】

(第 1 の実施形態)

以下、本実施形態に係る超音波診断装置 100 について、添付図面を参照して説明する。

## 【 0 0 3 7 】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 100 の概略の構成の一例を示した概略構成図である。

## 【 0 0 3 8 】

図 1 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置 100 は、超音波振動素子 10、

50

超音波送受信部 20、信号処理部 24、画像処理部 25、表示部 26、電源ユニット 30 および制御部 40 を備えて構成されている。

【0039】

超音波振動素子 10 は、電気音響変換素子であり、送信時には電氣的な駆動信号を送信超音波に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する。また、超音波振動素子 10 は、超音波プローブを構成するようになっている。

【0040】

超音波送受信部 20 は、送信回路 21 および受信回路 22 を備えて構成されている。

【0041】

送信回路 21 は、被検体（生体）の所定方向に対し、送信超音波を放射するための駆動信号を超音波振動素子 10 に供給するようになっている。

10

【0042】

受信回路 22 は、超音波振動素子 10 から受信した複数チャンネルの受信信号を整相加算するようになっている。

【0043】

信号処理部 24 は、パルス送信モード（高出力送信モード）において、超音波エコー信号の包絡線（エンベロープ）を検出して B モード画像を生成する機能、血液の速度、パワー、分散などに基つきカラードプラ像を生成する機能などを有するほか、連続波（CW）送信モード（低出力送信モード）において、血流速度を測定する機能などを有している。

【0044】

20

画像処理部 25 は、信号処理部 24 において生成された B モード像データやカラードプラ像データなどの超音波画像データに対し、必要な画像処理を施して、表示部 26 に表示させる機能を備えている。画像処理としては、被検体の撮像断面に座標系を合わせる座標変換処理や画像表示に適した諧調を設定する諧調処理がある。特に、画像処理後の時系列の超音波画像データは、リアルタイムに動画として表示部 26 に表示させるようになっている。

【0045】

表示部 26 は、画像処理部 25 において画像処理後の超音波画像データを、超音波画像として表示する表示装置である。

【0046】

30

電源ユニット 30 は、送信電源回路 31 と送信電源制御回路 32 とを備えるとともに、送信電源制御回路 32 は、シリーズレギュレータ 310 と電圧設定回路 34 を備えている。

【0047】

送信電源回路 31 は、超音波診断装置 100 の操作部や筐体の側面に設けられた電源スイッチを ON にすることにより、装置の各部に必要な電力供給を行う他、送信電源制御回路 32 に直流電源を供給するようになっている。

【0048】

送信電源制御回路 32 は、制御部 40 によって設定される送信モードを受け付け、送信電源回路 31 の送信電源の出力電圧を送信モードに応じて切り替えるようになっている。例えば、送信電源の出力電圧が一方よりも低い低出力送信モード（例えば、連続波送信モード）と、低出力送信モードよりも送信電源の出力電圧が高い高出力送信モード（例えば、パルス送信モード）に応じて、送信電源の出力電圧の制御可能範囲を切り替えるようになっている。

40

【0049】

また、送信電源制御回路 32 は、低出力送信モードの場合には、設定される送信電圧の最大電圧に対して、最大出力電圧が低くなるように出力電圧の範囲を設定する一方、高出力送信モードの場合には、設定される送信電圧に対して、最大出力電圧が高くなるように出力電圧の範囲を設定し、低出力送信モードと高出力送信モードとを切り替える機能を備えている。

50

## 【 0 0 5 0 】

なお、低出力送信モードは、連続波（C W）送信モードに限定されるものではなく、造影剤を用いた撮像で使用されるコントラスト造影モードであってもよい。コントラスト造影モードにおけるパルス送信電源の出力電圧は、連続波送信モードに近い電圧の範囲（数Vから10V程度）により送信パルスを制御するようになっているため、連続波送信モードと同様の出力電圧の範囲に設定することにより、精度よくパルス電圧の値を切り替えることができる。また、送信モードは、低出力送信モードと高出力送信モードの2つに限定されるものではなく、3つ以上の送信モードを切り替える形態であってもよい。

## 【 0 0 5 1 】

また、送信電源制御回路32の電圧設定回路34は、送信電源制御回路32においてシリーズレギュレータ310以外の回路によって構成されるものであり、電圧の設定や送信モードの切り替えなどを行うようになっている。

10

## 【 0 0 5 2 】

制御部40は、操作部（図示せず）の操作によって入力された制御情報や設定情報により、送信電源制御回路32に対し、出力電圧に対する設定や送信モードの設定を行うようになっている。

## 【 0 0 5 3 】

図2は、本実施形態に係る超音波診断装置100の送信電源制御回路32の構成を示した回路図である。

## 【 0 0 5 4 】

図2に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置100の送信電源制御回路32は、FET（Field Effect Transistor）などで構成される出力電圧可変型のシリーズレギュレータ310、DAC320、抵抗R1、抵抗R2、抵抗R3、バッファアンプ330、エラーアンプ340、インバータIV1、抵抗Ri1、抵抗Ri2および抵抗Rfなどを備えて構成されている。

20

## 【 0 0 5 5 】

本実施形態に係る送信電源制御回路32が、図6に示した従来の送信電源回路300と異なる点は、C W\_\_E N信号により、送信モードに応じて送信電源の出力電圧V T Xの制御可能範囲を切り替える機能を有している点である。より具体的には、送信電源の電圧入力値（DAC320の出力のアナログ設定電圧V DAC）に対する出力電圧V T Xの利得を、送信モードに応じて切り替える機能を有している点である。なお、従来の送信電源回路300と共通するところは、同一の符号を付し、説明を適宜、省略する。

30

## 【 0 0 5 6 】

本実施形態では、C W\_\_E N信号のオンとオフを切り替えることにより、低出力送信モードと高出力送信モードとを切り替えるようになっている。

## 【 0 0 5 7 】

C W\_\_E N信号は、例えば、Bモードによる撮像を行う場合などにおいて高電圧による送信を行う高出力送信モード（以下、これをP Wモードともいう。）で送信する場合にはL o wとなり、連続波パルスによる血流の撮像を行う場合などにおいて低電圧による送信を行う低出力送信モード（以下、これをC Wモードともいう。）で送信する場合には、H i g hとなる。

40

## 【 0 0 5 8 】

次に、図2を参照しながらP Wモード時（高出力送信モード時）の利得（ゲイン）を算出する。

## 【 0 0 5 9 】

P Wモードでは、C W\_\_E N信号はL o wであり、抵抗R3に直列接続されるスイッチはオフとなり、抵抗Ri2に直列接続されるスイッチはオンとなる。このとき、DAC320の出力からエラーアンプ340のマイナス端子に電圧が入力されるまでの回路では、抵抗R1と抵抗R2とによりDAC320の出力V DACが分圧されるので、エラーアンプ340のマイナス側入力電圧は、次式で表される。

50

## 【 0 0 6 0 】

エラーアンプ 3 4 0 の入力電圧 ( - ) =  $R 2 / ( R 1 + R 2 ) \times V D A C$  . . . ( 2 )

## 【 0 0 6 1 】

一方、エラーアンプ 3 4 0 のプラス端子には、抵抗  $R i 1$  と抵抗  $R i 2$  の並列抵抗 (  $R i 1 // R i 2$  ) と、抵抗  $R f$  によって出力電圧  $V T X$  が分圧された電圧が印加される。このとき、送信電源の出力電圧  $V T X$  と、エラーアンプ 3 4 0 のプラス側入力電圧の関係は、エラーアンプ 3 4 0 のトランジスタなどのインピーダンスを無視すると、次式で表される。

## 【 0 0 6 2 】

出力電圧  $V T X = ( 1 + ( R f / ( R i 1 // R i 2 ) ) ) \times$  エラーアンプ 3 4 0 の入力電圧 ( + ) . . . ( 3 )

## 【 0 0 6 3 】

エラーアンプ 3 4 0 のマイナス側とプラス側の電圧は等しくなるため、式 ( 2 ) と式 ( 3 ) により、P W モードでのゲイン  $G P W ( = V T X / V D A C )$  は、次式で表される。

## 【 0 0 6 4 】

$G P W = ( R 2 / ( R 1 + R 2 ) ) \times ( 1 + ( R f / ( R i 1 // R i 2 ) ) )$  . . . ( 4 )

## 【 0 0 6 5 】

次に、C W モード時 ( 低出力送信モード時 ) の利得 ( ゲイン ) を算出する。

## 【 0 0 6 6 】

C W モード時では、C W \_ E N 信号は H i g h となり、抵抗  $R 3$  に直列接続されるスイッチはオンとなる。このとき、D A C 3 2 0 の出力からエラーアンプ 3 4 0 のマイナス端子に入力されるまでの回路では、バッファアンプ 3 3 0 のプラス端子に抵抗  $R 2$  と抵抗  $R 3$  とが並列接続され、この並列抵抗 (  $R 2 // R 3$  ) と抵抗  $R 1$  の分圧によってこの回路の利得 ( ゲイン ) が決定される。したがって、エラーアンプ 3 4 0 の入力電圧は、次式で表される。

## 【 0 0 6 7 】

エラーアンプ 3 4 0 の入力電圧 ( - ) =  $( R 2 // R 3 ) / ( R 1 + ( R 2 // R 3 ) ) \times V D A C$  . . . ( 5 )

## 【 0 0 6 8 】

また、C W モード時には、抵抗  $R i 2$  のスイッチはインバータ I V 1 によりオフとなる。したがって、送信電源の出力電圧  $V T X$  は、抵抗  $R i 1$  と抵抗  $R f$  によって、次式で表される。

## 【 0 0 6 9 】

送信電源の出力電圧  $V T X = ( 1 + ( R f / ( R i 1 ) ) ) \times$  エラーアンプ 3 4 0 の入力電圧 ( + ) . . . ( 6 )

## 【 0 0 7 0 】

P W モードと同様に、エラーアンプ 3 4 0 のマイナス側とプラス側の電圧は等しくなるため、式 ( 5 ) と式 ( 6 ) により、C W モードでのゲイン  $G C W ( = V T X / V D A C )$  は、次式で表される。

## 【 0 0 7 1 】

$G C W = ( R 2 // R 3 ) / ( R 1 + ( R 2 // R 3 ) \times ( 1 + ( R f / ( R i 1 ) ) ) )$  . . . ( 7 )

## 【 0 0 7 2 】

ここで、各抵抗に具体的な抵抗値を一例として設定してみる。例えば、抵抗  $R 1$  は 2 k に、抵抗  $R 2$  は 1 M に、抵抗  $R 3$  は 2 2 0 に設定するとともに、抵抗  $R i 1$  は 2 5 0 に、抵抗  $R i 2$  は 2 0 0 に、抵抗  $R f$  は 1 k に設定する。

## 【 0 0 7 3 】

この場合、P W モード時のゲイン  $G P W$  は、数式 ( 4 ) より、9 . 9 8 倍となり、これに対し、C W モード時におけるゲイン  $G C W$  は、式 ( 7 ) より、0 . 4 9 5 倍となる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 7 4 】

例えば、DAC320の出力の可変範囲が0V～2Vの場合、送信電源の出力電圧V<sub>TX</sub>の制御可能範囲は、PWモード時には、0V～19.960Vとなる一方、CWモード時には、0V～0.991Vとなる。

## 【 0 0 7 5 】

図3は、本実施形態に係る超音波診断装置100の送信電源制御回路32において、送信電源の設定値と出力電圧の関係を示した説明図である。

## 【 0 0 7 6 】

図3では、PWモード時とCWモード時のそれぞれの送信電源が設定されたときの出力電圧を示しており、各出力電圧は、設定電圧がそれぞれ異なる利得（ゲイン）でゲイン倍されていることを示している。

10

## 【 0 0 7 7 】

具体的には、PWモードが設定されている場合は、DAC320に設定された設定電圧に対し、9.98倍されて最大出力電圧を出力することを示している。一方、CWモードが設定されている場合は、DAC320に設定された設定電圧に対し、0.495倍されて最大出力電圧が低く抑えることを示している。

## 【 0 0 7 8 】

また、CWモードにおいて利得（ゲイン）が低く設定されていることにより、DAC320の可変範囲を最大値に設定しても、送信電源出力電圧の最大値を低くすることができ、この結果、CWモードにおける出力電圧の設定精度を、従来よりも向上させることが可能となる。

20

## 【 0 0 7 9 】

このように、本実施形態に係る超音波診断装置100は、電源ユニット30の送信電源制御回路32において、送信モードに応じて送信電源の出力電圧の制御可能範囲を切り替えることができる。換言すれば、送信モードに応じて、DAC320の出力であるアナログ設定電圧に対する送信電源の出力電圧の利得（ゲイン）を切り替えることができる。

## 【 0 0 8 0 】

このため、CWモード時（例えば、連続波送信モード時やコントラスト造影モード時）の送信電圧に重畳されるノイズを少なくすることができるとともに、低電圧領域の設定精度を向上させることができ、比較的低いパルス送信モードやコントラスト造影モードなどにおいて送信電圧の制御精度が向上する。

30

## 【 0 0 8 1 】

また、本実施形態に係る送信電源制御回路32は、低ノイズの増幅器を選定する必要もなくCW送信モード時におけるノイズを低減することができるので、コストダウンや電源回路の簡素化を図ることができる。

## 【 0 0 8 2 】

（第2の実施形態）

図4は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の送信電源制御回路42の構成を示した回路図である。

## 【 0 0 8 3 】

第2の実施形態に係る超音波診断装置は、送信電源制御回路32において、シリーズレギュレータ310の前段に、さらにレギュレータ423を直列に設ける構成となっている。この前段に設けられたレギュレータ423も電圧制御型のレギュレータであり、シリーズレギュレータに比べてより低損失のPWM（Pulse Width Modulation）方式のスイッチングレギュレータなどで構成することができる。

40

## 【 0 0 8 4 】

シリーズレギュレータ310の前段に、さらにレギュレータ423を設けることにより、電源ノイズをさらに低減することができる他、レギュレータ423への制御電圧（バッファアンプ422の出力電圧）を制御することにより、シリーズレギュレータ310への入力電圧を調整することができる。

50

## 【 0 0 8 5 】

シリーズレギュレータ 3 1 0 は、電圧安定化の観点からは優れた特性を示すものの、シリーズレギュレータ 3 1 0 の入力側と出力側の電圧差が大きい場合（入力電圧の方が出力電圧よりも高い場合）、その電圧差に応じた電力損失が内部で発生する。

## 【 0 0 8 6 】

前述したように、第 1 の実施形態では、送信モードに応じて送信電源の出力電圧  $V_{TX}$ （すなわち、シリーズレギュレータ 3 1 0 の出力電圧）を切り替えている。したがって、例えば、PWモードの出力電圧に対応した高い電圧をシリーズレギュレータ 3 1 0 に入力したままでCWモードに切り替えると、CWモードではシリーズレギュレータ 3 1 0 の入力電圧と出力電圧との電圧差が大きくなり、大きな電力損失がシリーズレギュレータ 3 1 0 で発生する。

10

## 【 0 0 8 7 】

そこで、第 2 の実施形態では、送信モードに応じて、シリーズレギュレータ 3 1 0 の入力電圧を切り替えるように構成している。

## 【 0 0 8 8 】

図 4 では、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 の送信電源制御回路 3 2 に、電源制御 I / F（interface）4 1 0 と、レギュレータ回路 4 2 0 とをさらに備えるようになっている。

## 【 0 0 8 9 】

レギュレータ回路 4 2 0 は、パルス幅変調型のレギュレータ 4 2 3 と、レギュレータ 4 2 3 の出力電圧を設定し、制御するための DAC 4 2 1 と、バッファアンプ 4 2 2 とを有している。その他の構成については、第 1 の実施形態の回路構成と同一であるため説明を省略する。

20

## 【 0 0 9 0 】

電源制御 I / F 4 1 0 は、レギュレータ回路 4 2 0 に送信電圧を設定すると機能と、DAC 3 2 0 に送信電源を設定する機能と、CWモードかPWモードかを切り替える機能を備えている。

## 【 0 0 9 1 】

電源制御 I / F 4 1 0 は、レギュレータ 4 2 3 の出力電圧が、送信電源の出力電圧  $V_{TX}$  よりも、所定のオフセット電圧だけ高い電圧となるように、レギュレータ 4 2 3 を制御する電圧を、DAC 4 2 1 およびバッファアンプ 4 2 2 を介して印加する。

30

## 【 0 0 9 2 】

電源制御 I / F 4 1 0 は、送信モードによって設定値が切り替えられ、PWモードの場合は、レギュレータ 4 2 3 の出力電圧を、PWモードでの送信電源の出力電圧  $V_{TX}$  よりも、例えば、+ 2 V だけ高く設定する。また、CWモードの場合は、レギュレータ 4 2 3 の出力電圧を、CWモードでの送信電源の出力電圧  $V_{TX}$  よりも、例えば、+ 0 . 5 V だけ高く設定する。

## 【 0 0 9 3 】

CWモードの場合、出力電流は、時間的にほぼ一定であるため、シリーズレギュレータ 3 1 0 の入出力電力差（オフセット電圧）をそれほど大きく設定しなくても、出力電流を安定に供給することができる。むしろ、オフセット電圧をできるだけ小さく設定した方が、シリーズレギュレータ 3 1 0 内での電力損失低減の観点からは好ましい。

40

## 【 0 0 9 4 】

これに対し、PWモードの場合には、断続的にパルス駆動を行うため、シリーズレギュレータ 3 1 0 の入出力電力差（オフセット電圧）をある程度大きく設定しないと送信電源の出力変動が大きくなる。

## 【 0 0 9 5 】

そこで、PWモードでは、CWモードのオフセット電圧（例えば、0 . 5 V）よりも大きなオフセット電圧（例えば、2 V）を設定する。また、PWモード時の出力電流は、時間平均すると、CWモードと比べはるかに小さいので、入出力間電圧（オフセット電圧）

50

を大きくしたとしても、電力損失は小さい。

【0096】

上述したように、第2の実施形態では、第1の実施形態に係る超音波診断装置100の送信電源制御回路32に、電源制御I/F410とパルス変調型のレギュレータ回路420とをさらに備えることにより、送信ノイズの低減を図るとともに、シリーズレギュレータ310内部の電力損失の低減を図ることができる。

【0097】

なお、第2の実施形態では、レギュレータ回路420に、所定のオフセット電圧を設定するようになっていたが、本実施形態はこれに限らず、送信電源に10%のゲインを加えたり、ゲインとオフセットの両方を計算して、これらを加味して設定するようにしてもよい。

10

【0098】

(第3の実施形態)

第3の実施形態では、第1の実施形態に係る超音波診断装置100に、さらにローパスフィルタを備えるようになっている。

【0099】

図5は、第3の実施形態にかかる超音波診断装置の送信電源制御回路52において、さらにローパスフィルタ(LPF: Low Pass Filter)500を備えて構成された回路図を示している。

【0100】

LPF500は、低い周波数を通過させ、高い周波数を遮断する機能を有している。

20

【0101】

第3の実施形態に係る送信電源制御回路52は、第1の実施形態において、CW\_EN信号によってCWモードが選択されている場合に、ローパスフィルタを機能させるようになっている。一方、PWモードが選択されている場合は、LPF500をバイパスさせるようになっている。

【0102】

これにより、送信電源制御回路52は、PWモードの場合には、LPF500による損失を受けることなく大電流を流すことができ、一方、CWモードの場合には、LPF500により高周波数成分によるノイズの低減を図ることができる。

30

【0103】

なお、第3の実施形態では、第1の実施形態に係る超音波診断装置100の送信電源制御回路32に、CWモード時に機能するLPF500をさらに備えるようになっていたが、これに限定されるものではない。例えば、従来の超音波診断装置であっても、CW\_EN信号などによりCWモードを設定するようにして、その際に、LPF500を機能させるようにしてもよい。

【0104】

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同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

40

【符号の説明】

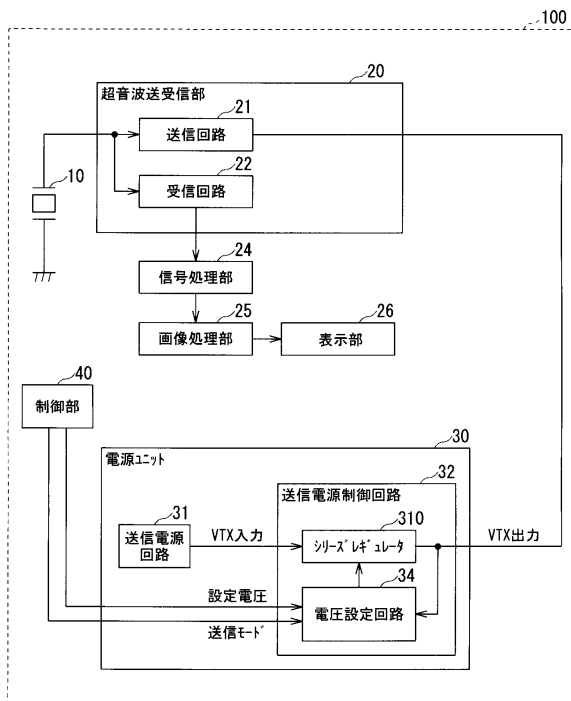
【0105】

- 10 超音波振動素子
- 20 超音波送受信部
- 21 送信回路
- 22 受信回路
- 23 送受信電源ユニット

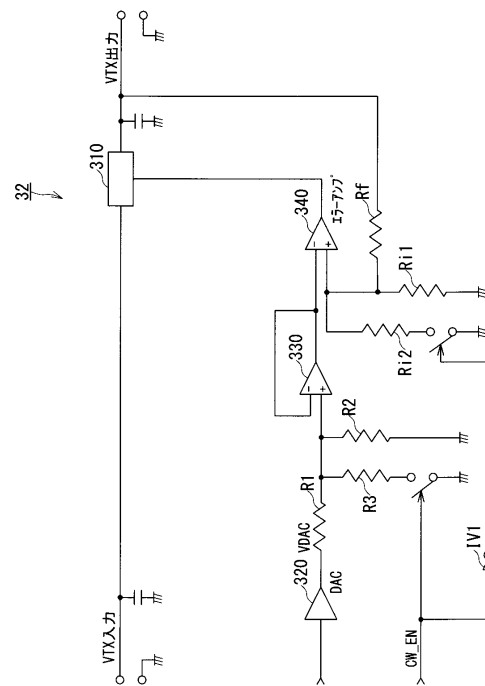
50

- 2 4 信号処理部
- 2 5 画像処理部
- 2 6 表示部
- 3 0 電源ユニット
- 3 1 送信電源回路
- 3 2、4 2、5 2 送信電源制御回路
- 3 4 電圧設定回路
- 4 0 制御部
- 1 0 0 超音波診断装置
- 3 1 0 シリーズレギュレータ
- 3 2 0 D A C
- 3 3 0 バッファアンプ
- 3 4 0 エラーアンプ
- 4 1 0 電源制御 I / F
- 4 2 0 レギュレータ回路
- 4 2 1 D A C
- 4 2 2 バッファアンプ
- 4 2 3 レギュレータ
- 5 0 0 ローパスフィルタ ( L P F )

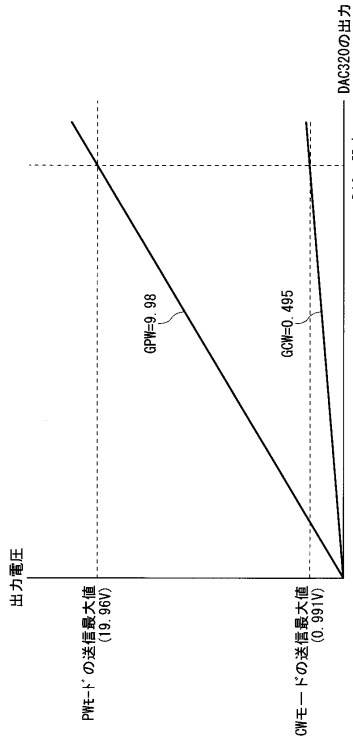
【図 1】



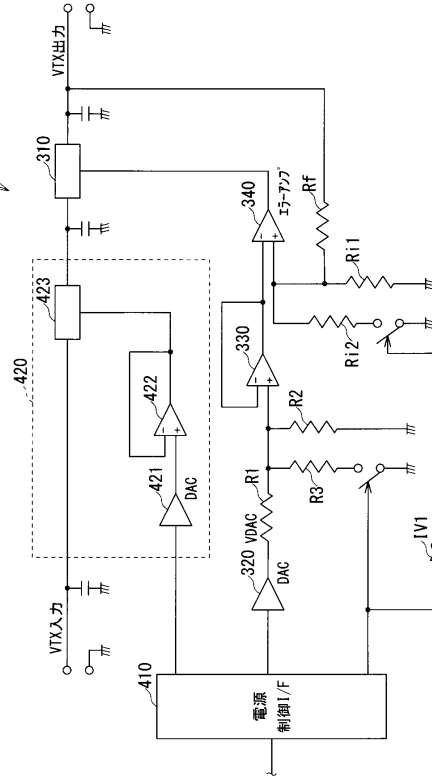
【図 2】



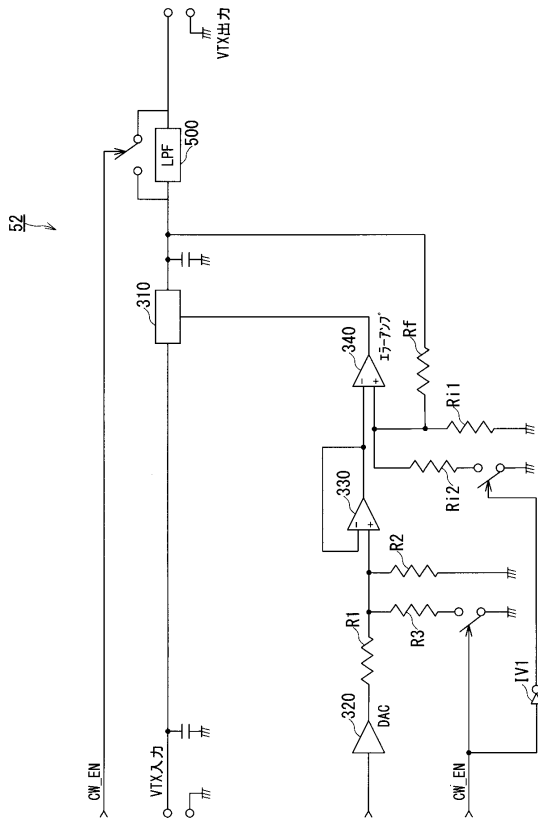
【 図 3 】



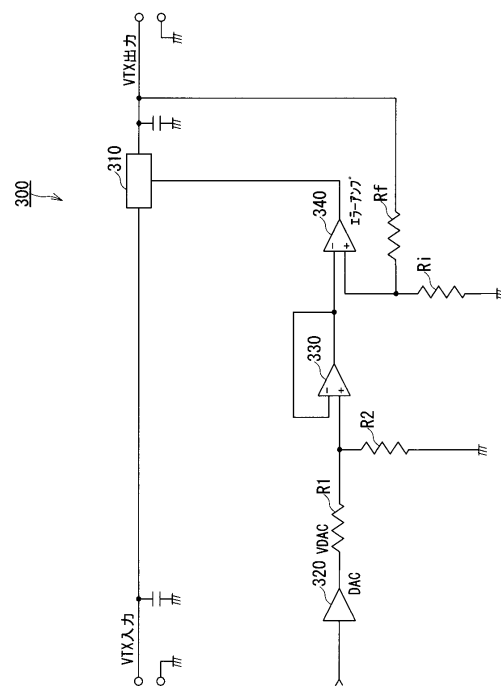
【 図 4 】



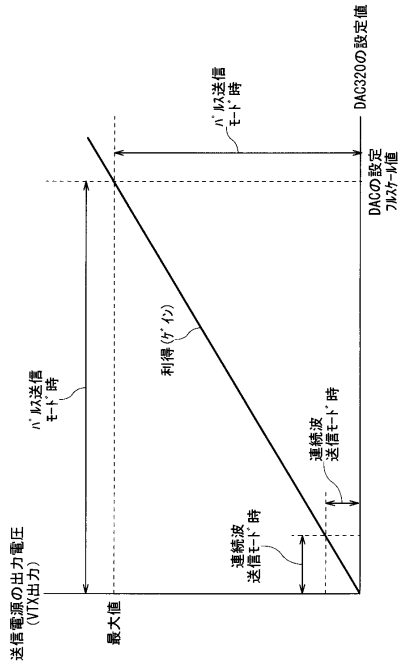
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 森川 浩一  
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 宮島 泰夫  
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 奥村 貴敏  
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

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 国際公開第2006/022106(WO, A1)  
特開平05-344970(JP, A)  
特開平11-188037(JP, A)  
特開平03-083111(JP, A)  
特開2000-152930(JP, A)

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

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP6301114B2</a>	公开(公告)日	2018-03-28
申请号	JP2013239136	申请日	2013-11-19
[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		
[标]发明人	岩間信行 本郷宏信 内海勲 森川浩一 宮島泰夫 奥村貴敏		
发明人	岩間 信行 本郷 宏信 内海 勲 森川 浩一 宮島 泰夫 奥村 貴敏		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/EE02 4C601/HH03 4C601/HH40		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2015097657A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断设备，用于在连续波传输模式的情况下通过减少叠加在传输电源上的噪声来降低要接收的反射波的噪声。在超声波诊断装置100中，具有多个发射模式，超声波换能器10，用于驱动超声波换能器10发射超声波的发射电路21，用于发射电路21的发射电源并且，供电单元30发送用于供给电力的供电单元30根据多种传输模式来切换电源的输出电压的可控范围。

(19) 日本国特許庁(JP) (12) 特許公報(B2) (11) 特許番号  
特許第6301114号  
(P6301114)

(45) 発行日 平成30年3月28日(2018.3.28) (24) 登録日 平成30年3月9日(2018.3.9)

(51) Int. Cl. F 1  
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2013-239136 (P2013-239136)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年11月19日(2013.11.19)		
(65) 公開番号	特開2015-97657 (P2015-97657A)		
(43) 公開日	平成27年5月28日(2015.5.28)	(74) 代理人	特許業務法人東京国際特許事務所 岩間 信行
審査請求日	平成28年9月7日(2016.9.7)	(72) 発明者	岩間 信行 樹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	本郷 宏信 樹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	内海 勲 樹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