

(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2014-83142

(P2014-83142A)

(43) 公開日 平成26年5月12日(2014.5.12)

(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 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2012-232722 (P2012-232722)

(22) 出願日 平成24年10月22日 (2012. 10. 22)

(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 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

(74) 代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74) 代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74) 代理人 100103034

弁理士 野河 信久

[最終頁に続く](#)

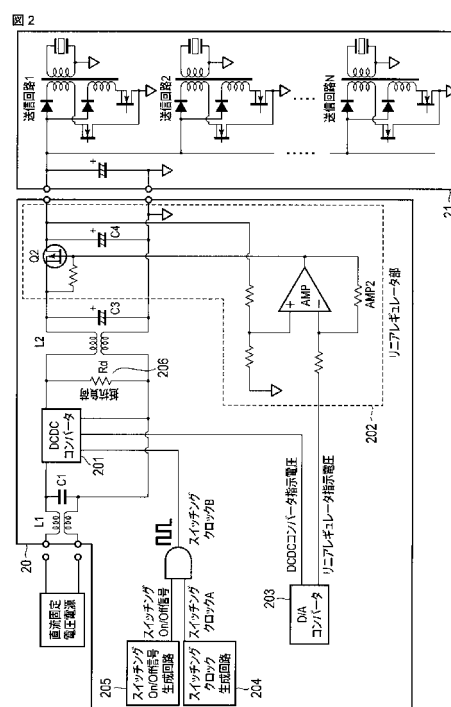
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】送信電源として高周波動作するスイッチング電源を使用する超音波診断装置において、送信パルスに混入しているスイッチングノイズ等の周期的ノイズを容易に除去する超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】複数の超音波振動素子を有する超音波プローブと、供給される駆動信号に応答して前記超音波振動素子毎の送信パルス信号を発生し、前記各超音波振動素子に供給する送信ユニットと、所定周波数のスイッチングクロックを生成するスイッチングクロック生成回路と、前記スイッチングクロックに従って所定電圧の前記駆動信号を発生するスイッチング電源ユニットと、前記スイッチングクロックの前記スイッチング電源ユニットへの供給を所定のタイミングで停止する制御ユニットと、を有する電源制御ユニットと、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の超音波振動素子を有する超音波プローブと、
供給される駆動信号に応答して前記超音波振動素子毎の送信パルス信号を発生し、前記各超音波振動素子に供給する送信ユニットと、
所定周波数のスイッチングクロックを生成するスイッチングクロック生成回路と、前記スイッチングクロックに従って所定電圧の前記駆動信号を発生するスイッチング電源ユニットと、前記スイッチングクロックの前記スイッチング電源ユニットへの供給を所定のタイミングで停止する制御ユニットと、を有する電源制御ユニットと、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御ユニットは、前記送信ユニットが前記超音波振動素子毎の送信パルス信号を発生する期間において、前記スイッチングクロックの前記スイッチング電源ユニットへの供給を停止することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記スイッチング電源ユニットに電氣的に接続された抵抗負荷と、
前記スイッチングクロックに従って、前記スイッチング電源ユニットと前記抵抗負荷との電氣的接続を切断する切断ユニットと、
をさらに具備することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記制御ユニットは、
スイッチング On / Off 信号を発生する On / Off 信号生成回路と、
前記スイッチングクロックと前記 On / Off 信号とを AND 接続する AND 回路と、
をさらに有し、
前記 AND 回路の出力に基づいて、前記スイッチングクロックの前記スイッチング電源ユニットへの供給を所定のタイミングで停止すること、
を特徴とする請求項 2 又は 3 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、超音波パルスにより生体の画像診断をおこなう超音波診断装置の電源装置を有する超音波診断装置に関する。

30

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルス（送信超音波）を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波（受信超音波）を上記振動素子により電気信号に変換してモニタ上に表示するのである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で 2 次元画像データや 3 次元画像データがリアルタイムで観察できるため、各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。生体内の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドブラ法の 2 つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られる B モード画像とカラードブラ画像は、今日の超音波画像診断において不可欠なものとなっている。

40

【0003】

一方、超音波画像診断において、被検体の関心部位における血流速度を定量的に計測する方法として、パルスドブラスペクトラム法がある。パルスドブラスペクトラム法では、関心部位の方向に対し超音波パルスの送受信を所定時間間隔で複数回行なう。このときに得られる受信信号に対しサンプルゲートを設定して前記関心部位に存在している生体組織からの反射波に基づく受信信号成分（以下、クラッタ成分と呼ぶ。）及び血球からの反射波に基づく受信信号成分（以下、血流ドブラ成分と呼ぶ。）を抽出する。そして、これら

50

の受信信号成分をフィルタリング処理して検出した血流ドプラ成分をFFT分析することにより周波数スペクトラムデータを生成し、更に、前記関心部位から所定時間間隔で得られる受信信号成分に対し同様の処理を行なって得られた複数の周波数スペクトラムデータを時系列的に配列することによりスペクトラム画像データを生成する。

【0004】

ところで、上述のような血流計測に使用される超音波診断装置の直流電源部は、高効率化、小型化、低価格化が可能なスイッチング電源が通常用いられる。このスイッチング電源に起因するスイッチングノイズ（即ち、スイッチング駆動信号の高調波成分）は、当該被検体から収集される微小な受信信号に混入することにより周波数スペクトラムデータやスペクトラム画像データの観測を困難にする場合がある。

10

【0005】

このような問題点に対し、パルスドプラスペクトラム法では、超音波送受信の繰り返し周波数（レート周波数）の整数倍の位置にクラッタ成分の線スペクトラムが位置することに着目し、スイッチングノイズの線スペクトラムがレート周波数の整数倍になるようにスイッチング駆動信号の周波数を設定することによりクラッタ成分とスイッチングノイズとを同一のフィルタリング処理で除去する方法が提案されている（例えば、特許文献1および特許文献2参照。）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

20

【特許文献1】特開平05-130992号公報

【特許文献2】特開2010-213787号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述の特許文献1およびに特許文献2記載された方法によれば、パルスドプラスペクトラム法の送信パルスに混入したスイッチングノイズの影響を除去することができる。しかしながら、Bモード画像の送信パルスに混入するスイッチングノイズの影響を同様の方法によって除去することは不可能である。また、スイッチングノイズは、スイッチング電源の出力部や電源ラインに対するフィルタ回路の挿入、スイッチング電源や電源ラインに対するシールド、更には、装置本体及び電源部に対するグラウンド強化等の対策によって低減させることは可能である。しかしながら、このようなスイッチングノイズへの対処は、装置の小型化を進めるうえで障害となる。

30

【0008】

このような問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、送信電源として高周波動作するスイッチング電源を使用する超音波診断装置において、送信パルスに混入しているスイッチングノイズ等の周期的ノイズを容易に除去する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】

【0009】

40

本実施形態に係る超音波診断装置は、複数の超音波振動素子を有する超音波プローブと、供給される駆動信号に応答して前記超音波振動素子毎の送信パルス信号を発生し、前記各超音波振動素子に供給する送信ユニットと、所定周波数のスイッチングクロックを生成するスイッチングクロック生成回路と、前記スイッチングクロックに従って所定電圧の前記駆動信号を発生するスイッチング電源ユニットと、前記スイッチングクロックの前記スイッチング電源ユニットへの供給を所定のタイミングで停止する制御ユニットと、を有する電源制御ユニットと、を具備するものである。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

50

【図 2】図 2 は、送信電源制御ユニット 20 の構成図である。

【図 3】図 3 は、送信電源制御ユニット 20 及び各送信回路 21 - 1 ~ 21 - N の動作タイミングと送信回路用電源ノイズの発生タイミングとの関係を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、送信電源制御ユニット 20 の変形例を示した図である。

【図 5】図 5 は、本変形例の効果を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、従来の送信電源制御ユニット 70 の構成を示した図である。

【図 7】図 7 は、従来の送信電源制御ユニット 70 の動作を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、スイッチングノイズの線スペクトラムが血流ドブラ成分 Dv_x に混入したスペクトラム画像データの具体例を示したものである。

【図 9】図 9 は、スイッチング駆動信号の高調波であるスイッチングノイズの線スペクトラムが B モード画像に混入した具体例を示したものである。

10

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0012】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 12、入力装置 13、モニター 14、超音波送信ユニット 21、超音波受信ユニット 22、B モード処理ユニット 23、ドブラ・血流検出ユニット 24、画像生成ユニット 25、画像メモリ 26、表示処理ユニット 27、制御プロセッサ (CPU) 28、記憶ユニット 29、インタフェースユニット 30 を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

20

【0013】

超音波プローブ 12 は、被検体に対して超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信するデバイス (探触子) であり、その先端に複数の超音波振動子、整合層、バックング材等を有している。超音波振動子は、超音波送信ユニット 21 からの駆動信号に基づきスキャン領域内の所望の方向に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を電気信号に変換する。整合層は、当該超音波振動子に設けられ、超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層である。バックング材は、当該超音波振動子から後方への超音波の伝播を防止する。当該超音波プローブ 12 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 12 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流で反射された場合のエコーは、ドブラ効果により移動体の超音波送受信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

30

【0014】

なお、本超音波プローブ 12 は、複数の超音波振動子が一次元に配列された一次元アレイプローブ、複数の超音波振動子が二次元に配列された二次元アレイプローブのいずれであってもよい。

40

【0015】

入力装置 13 は、装置本体 11 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (ROI) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 11 にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。

【0016】

モニター 14 は、表示処理ユニット 27 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報、各方位方向毎のドブラ波形等を表示する。

【0017】

送信電源制御ユニット 20 は、超音波送信ユニット 21 に供給する送信用電力を制御する。この送信電源制御ユニット 20 の構成、機能については、後で詳しく説明する。

50

【 0 0 1 8 】

超音波送信ユニット 2 1 は、各超音波振動素子に対応して設けられた N 個の送信回路 2 1 - 1 ~ 2 1 - N を有する（図 2 等参照）。各送信回路 2 1 - 1 ~ 2 1 - N は、送信電源制御ユニット 2 0 から所定のタイミングで供給される駆動電力に基づくパルス波形を、所定の遅延時間をもって各超音波振動子に供給する。

【 0 0 1 9 】

超音波受信ユニット 2 2 は、図示しないアンプ回路、A / D 変換器、受信遅延部、加算器を有している。アンプ回路では、プローブ 1 2 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器では、増幅されたアナログのエコー信号をデジタルエコー信号に変換する。遅延回路では、デジタル変換されたエコー信号に対し受信指向性を決定し、受信ダイナミックフォーカスを行うのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【 0 0 2 0 】

B モード処理ユニット 2 3 は、受信ユニット 2 2 からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。

【 0 0 2 1 】

ドブラ・血流検出ユニット 2 4 は、受信ユニット 2 2 から受け取ったエコー信号から血流信号を抽出・解析し、ドブラ波形、血流データとしての平均速度、分散、パワー等の血流情報を求める。また、ドブラ・血流検出ユニット 2 4 は、後述する同時多方向 C W D 機能に従って各方位方向毎のドブラ偏移周波数を検出し、各方位方向毎のドブラ波形、血流データとしての平均速度、分散、パワー等の血流情報を求める。

20

【 0 0 2 2 】

画像生成ユニット 2 5 は、B モード処理ユニット 2 3、画像メモリ 2 6 から受け取った二次元的或いは三次元的な R A W データを R A W - ピクセル変換（或いはボクセル変換）を実行することにより、二次元或いは三次元画像データを生成する。また、画像生成ユニット 2 5 は、生成した画像データに対して、ポリウムレンダリング、多断面変換表示（M P R : multi planar reconstruction）、最大値投影表示（M I P : maximum intensity projection）等の所定の画像処理を行う。なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、画像生成ユニット 2 5 の後に二次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

30

【 0 0 2 3 】

画像メモリ 2 6 は、例えば B モード処理ユニット 2 3 から受け取った複数の B モードデータを用いて、二次元的或いは三次元的な B モード R A W データを生成する。

【 0 0 2 4 】

表示処理ユニット 2 7 は、画像生成ユニット 2 5 において生成・処理された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度（ブライトネス）、コントラスト、γカーブ補正、R G B 変換等の各種を実行する。

【 0 0 2 5 】

制御プロセッサ 2 8 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。また、制御プロセッサ 2 8 は、送信電源制御ユニット 2 0 によるスイッチングに関する統括的な制御を実行する。

40

【 0 0 2 6 】

記憶ユニット 2 9 は、送信電源制御ユニット 2 0 によるスイッチングに関する制御プログラムや、診断情報（患者 I D、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、スペックル除去機能を実現するためのプログラム、ボディマーク生成プログラム、映像化に用いるカラーデータの範囲を診断部位毎に予め設定する変換テーブル、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、図示しない画像メモリ中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット 2 9 のデータは、インタフェースユニット 3 0 を経由して外部周辺

50

装置へ転送することも可能となっている。

【0027】

インタフェースユニット30は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェースユニット30によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0028】

（送信電源制御ユニット）

次に、本超音波診断装置1が具備する送信電源制御ユニット20の構成、機能について説明する。

10

【0029】

図2は、送信電源制御ユニット20の構成図である。同図に示す様に、送信電源制御ユニット20は、DCDCコンバータ201、リニアレギュレータ部202、D/Aコンバータ203、スイッチングクロック生成回路204、スイッチングOn/Off信号生成回路205、抵抗負荷Rdを具備している。

【0030】

DCDCコンバータ201は、D/Aコンバータ203からDCDCコンバータ指示電圧を受信し、当該指示電圧に従った電圧を生成する。DCDCコンバータ201は、スイッチングクロック生成回路204から生成されるスイッチングクロックAと、スイッチングOn/Off信号生成回路205により生成されたスイッチングOn/Off信号のAND処理されたスイッチングクロックBにより、その駆動タイミングが制御され、スイッチング電源として機能する。

20

【0031】

リニアレギュレータ部202は、DCDCコンバータ201より低く設定された所定のリニアレギュレータ指示電圧をD/Aコンバータから受信し、当該指示電圧に従った電圧を生成する。

【0032】

D/Aコンバータ203は、DCDCコンバータ指示電圧、DCDCコンバータ指示電圧より低く設定されたリニアレギュレータ指示電圧を生成し、それぞれDCDCコンバータ201とリニアレギュレータ部202とに送り出す。

30

【0033】

スイッチングクロック生成回路204は、設定された周波数に従うスイッチングクロック信号Aを発生する。

【0034】

スイッチングOn/Off信号生成回路205は、DCDCコンバータ201のOn/Offタイミング（或いは、スイッチングクロック信号のDCDCコンバータ201への供給タイミング）を制御するためのスイッチングOn/Off信号を発生する。なお、スイッチングOn/Off信号生成回路205の出力とスイッチングクロック生成回路204の出力とはAND処理され、双方の出力がOn信号である場合に、スイッチングクロック信号BがDCDCコンバータ201に供給されることになる。

40

【0035】

抵抗負荷Rdは、動作安定性を維持するためにDCDCコンバータ201に接続される抵抗である。

【0036】

図3は、送信電源制御ユニット20及び各送信回路21-1～21-Nの動作タイミングと送信回路用電源ノイズの発生タイミングとの関係を説明するための図である。同図に示す様に、スイッチングOn/Off信号は、各送信回路21-1～21-Nにおいて送信パルス1～Nが生成される期間ではLowレベルに設定される。スイッチングクロックBは、スイッチングクロックAとスイッチングOn/Off信号とのAND処理によって発生する。

50

【 0 0 3 7 】

このため、スイッチング On / Off 信号の Low レベル期間（すなわち、各送信回路 2 1 - 1 ~ 2 1 - N において送信パルス 1 ~ N が生成される期間）においては、スイッチングクロック B は D C D C コンバータ 2 0 1 に供給されず、D C D C コンバータ 2 0 1 のスイッチングノイズが発生することもない。

【 0 0 3 8 】

一方、スイッチング On / Off 信号は、各送信回路 2 1 - 1 ~ 2 1 - N において送信パルス 1 ~ N が生成されていない期間では High レベルに設定され、当該期間においてのみ、スイッチングクロック B は D C D C コンバータ 2 0 1 に供給されることになる。D C D C コンバータ 2 0 1 は、供給されたスイッチングクロック B に従うスイッチング電源として機能し、スイッチングノイズ（送信回路用電源ノイズ）を発生する。しかしながら、スイッチング On / Off 信号の High レベル期間においては、各送信回路 2 1 - 1 ~ 2 1 - N において送信パルス 1 ~ N は生成されていないため、D C D C コンバータ 2 0 1 のスイッチングノイズが送信パルス 1 ~ N に混入することはない（送信パルス 1 ~ N はスイッチングノイズによる変調を受けない）。

【 0 0 3 9 】

図 4 は、送信電源制御ユニット 2 0 の変形例を示した図である。同図と図 2 とを比較した場合、抵抗負荷 2 6 の接続状態を制御するためのトランジスタ Q 1 をさらに具備する点異なる。

【 0 0 4 0 】

トランジスタ Q 1 は、スイッチング On / Off 信号生成部 2 5 により生成されたスイッチング On / Off 信号に基づいて、抵抗負荷 R d と D C D C コンバータ 2 0 1 との電氣的接続を切断する。送信回路用電源の出力を維持する為には、D C D C コンバータ 2 0 1 の出力がリニアレギュレータ部 2 0 2 の出力、すなわち送信回路用電源出力より高く維持されていることが必要である。本変形例では、スイッチング On / Off 信号に基づいて、抵抗負荷 R d と D C D C コンバータ 2 0 1 との電氣的接続をスイッチング Off 時に切断することにより、抵抗負荷 R d による電荷の放電を防ぐ。これにより、送信パルス 1 ~ N が生成される期間の放電電流、及び D C D C コンバータ 2 0 1 出力とリニアレギュレータ部 2 0 2 出力との間の電位差を最小化することができる。

【 0 0 4 1 】

図 5 は、本変形例の効果を説明するための図である。同図において、リニアレギュレータ部 2 0 2 の出力の負荷に流れる電流が図 2 の構成と図 4 の構成とで同じである場合、D C D C コンバータ 2 0 1 出力とリニアレギュレータ部 2 0 2 出力との間の電位差がリニアレギュレータ部 2 0 2 の損失となる。従って、抵抗負荷 R d による放電が図 4 の構成の方が、上記電位差を小さく、損失を低減することが可能である。また、超音波パルス送信中における放電損失を少なくすることで例えばコンデンサ C 3 における電荷消失を低減させることができ、超音波パルス送信停止後、再び超音波パルス送信するまでの応答時間を短くすることができる。

【 0 0 4 2 】

（効果）

本実施形態に係る超音波診断装置の効果を、従来の構成と比較しながら説明する。

【 0 0 4 3 】

図 6 は、従来の送信電源制御ユニット 7 0 の構成を示した図である。同図の構成と例えば図 2 の構成とを比較してわかる通り、従来の構成では、スイッチング On / Off 信号生成回路 2 0 5、スイッチング On / Off とスイッチングクロック A との AND 処理機構（すなわち、D C D C コンバータ 2 0 1 の On / Off タイミングを制御するためのスイッチングクロック B の発生機構）等が存在しない。従って、D C D C コンバータ 2 0 1 によるスイッチング動作は、図 7 に示す様に、各送信回路 2 1 - 1 ~ 2 1 - N において送信パルス 1 ~ N が生成されている期間においても実行される。このため、当該動作に伴う送信回路用電源ノイズが発生し送信パルス 1 ~ N に混入すると、送信パルス 1 ~ N は変調

10

20

30

40

50

されて生成されることとなる。当該変調による影響は、虚像となって診断画像に現れる。

【 0 0 4 4 】

図 8 は、スイッチングノイズの線スペクトラムが血流ドブラ成分 Dv_x に混入したスペクトラム画像データの具体例を示したものである。同図に示す様に、上記変調による影響として、スイッチングノイズの線スペクトラムが、血流ドブラ成分のスペクトラム Dv_x に隣接した虚像 I_1 として診断画像に出現することになる。

【 0 0 4 5 】

図 9 は、スイッチング駆動信号の高調波であるスイッチングノイズの線スペクトラムが B モード画像に混入した具体例を示したものである。同図に示す様に、上記変調による影響として、B モード画像の一部に虚像 I_2 が出現することになる。

10

【 0 0 4 6 】

これに対し、本実施形態に係る超音波診断装置では、スイッチング電源として、各送信回路において送信パルス 1 ~ N が生成される期間においては D C D C コンバータを動作させず、各送信回路において送信パルス 1 ~ N が生成されない期間においてのみ D C D C コンバータを動作させる。このため、D C D C コンバータ 2 0 1 のスイッチングノイズが送信パルス 1 ~ N に混入することはない。従って、本実施形態に係る超音波診断装置によれば、高周波動作するスイッチング電源を用いた場合においても、送信パルスに混入するスイッチングノイズの影響を極限まで除去することが可能となり、超音波診断画像による診断精度を向上させることができる。

【 0 0 4 7 】

20

また、スイッチング電源としての D C D C コンバータの動作安定のために付加されている抵抗負荷を、スイッチング On / Off 信号に基づいて切断制御する。これにより、スイッチング電源の駆動信号の停止可能な時間を長くすることができ、電源の性能を損なうことなく、向上させることができる。

【 0 0 4 8 】

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発明とその均等の範囲に含まれるものである。

30

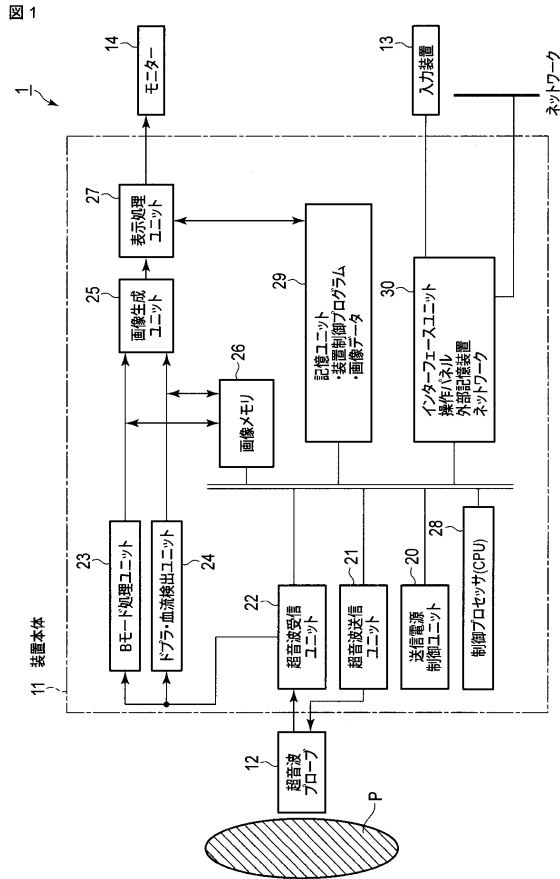
【 符号の説明 】

【 0 0 4 9 】

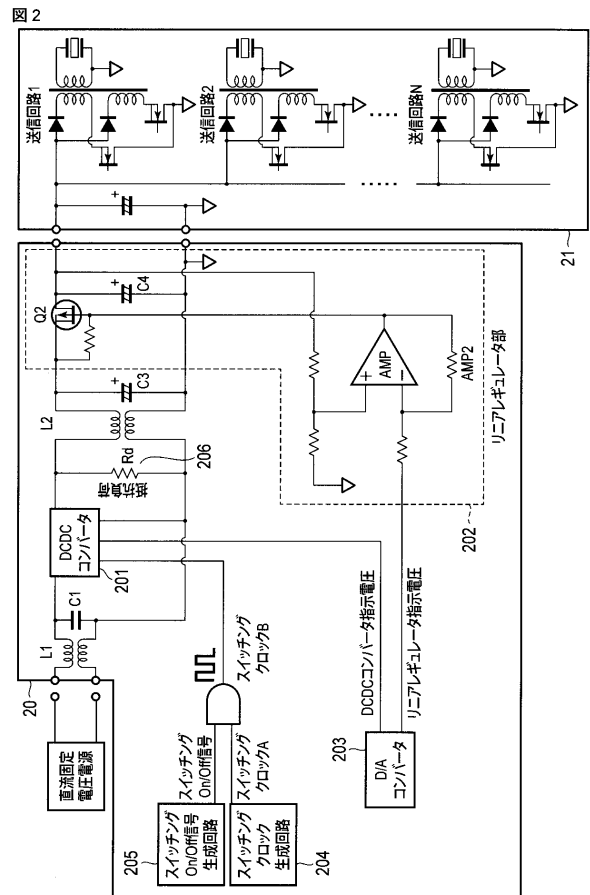
1 ... 超音波診断装置、 1 2 ... 超音波プローブ、 1 3 ... 入力装置、 1 4 ... モニター、 2 0 ... 送信電源制御ユニット、 2 1 ... 超音波送信ユニット、 2 2 ... 超音波受信ユニット、 2 3 ... B モード処理ユニット、 2 4 ... ドブラ・血流検出ユニット、 2 5 ... 画像生成ユニット、 2 6 ... 画像メモリ、 2 7 ... 表示処理ユニット、 2 8 ... 制御プロセッサ、 2 9 ... 記憶ユニット、 3 0 ... インタフェースユニット、 2 0 1 ... D C D C コンバータ、 2 0 2 ... リニアレギュレータ部、 2 0 3 ... D / A コンバータ、 2 0 4 ... スwitchングクロック生成回路、 2 0 5 ... スwitchング On / Off 信号生成回路、 R d ... 抵抗負荷、 Q 1 ... トランジスタ

40

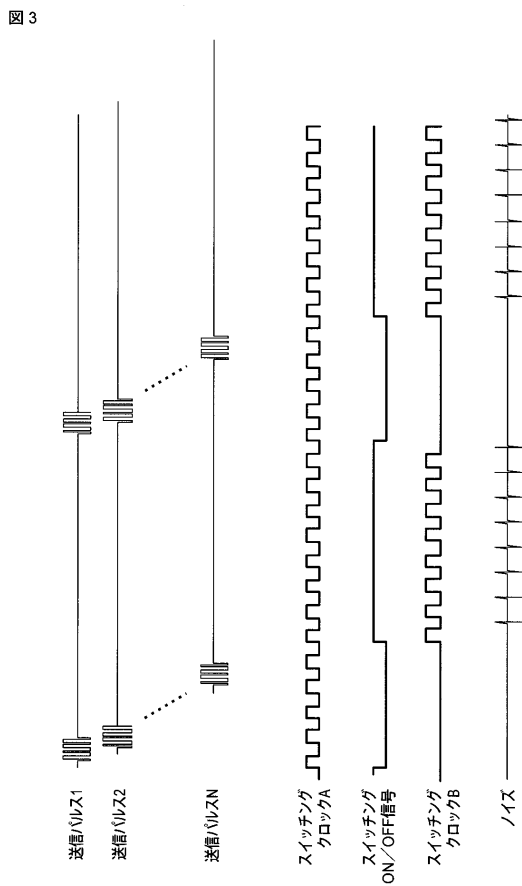
【図 1】



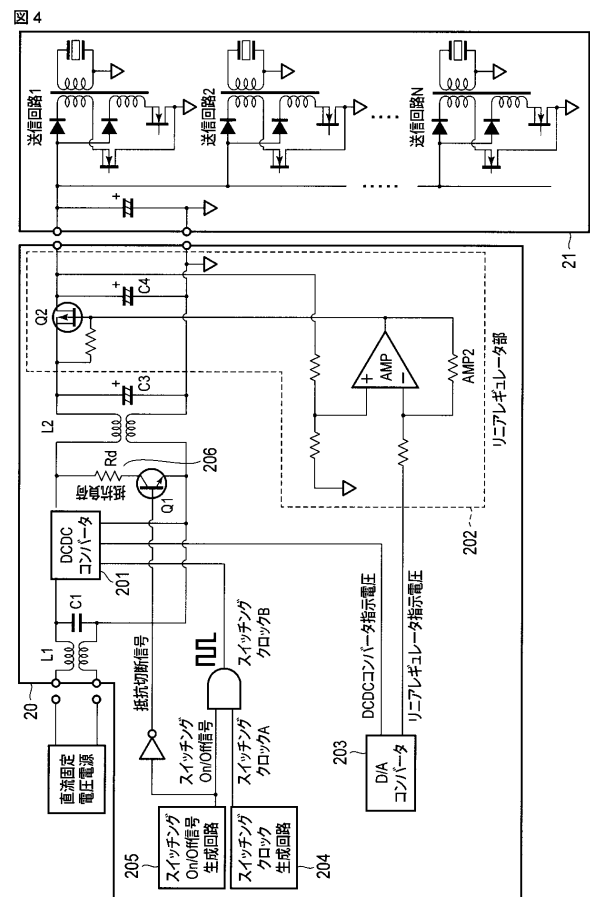
【図 2】



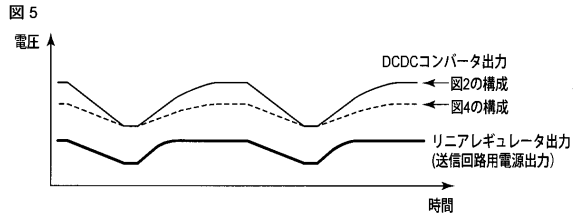
【図 3】



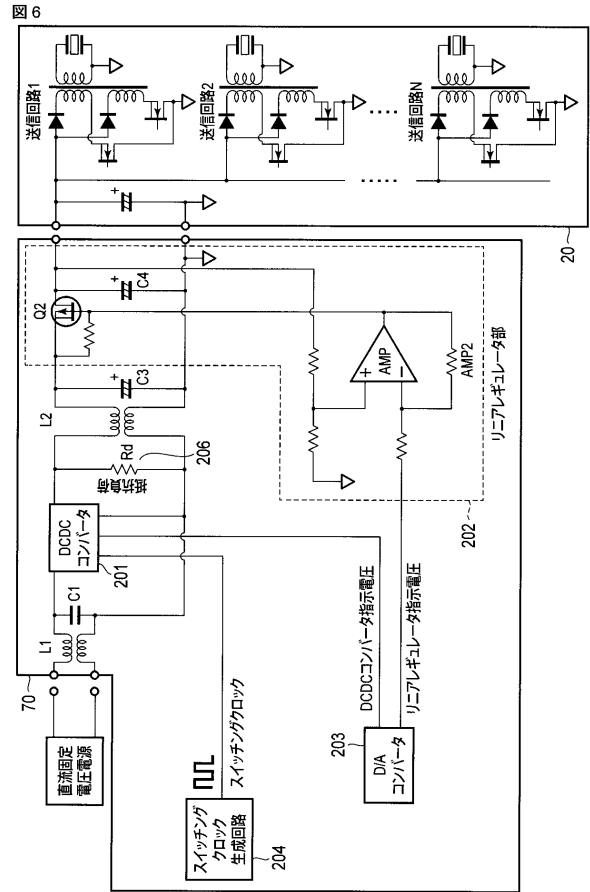
【図 4】



【図 5】

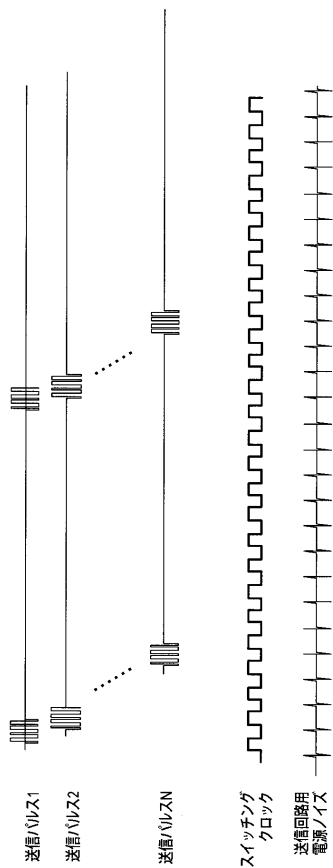


【図 6】



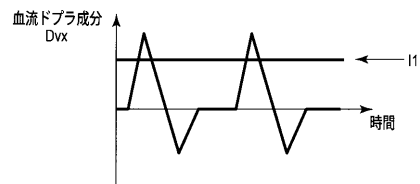
【図 7】

図 7



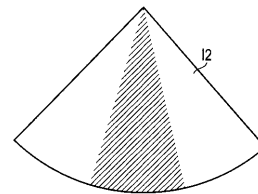
【図 8】

図 8



【図 9】

図 9



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (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本社内
- (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本社内
- (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本社内
- (72)発明者 亀石 渉
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本社内
- (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本社内
- (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本社内
- (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本社内
- F ターム(参考) 4C601 EE02 HH04 HH12 JB60

摘要：要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置能够容易地去除周期性噪声，例如开关噪声，与超声波诊断装置中的发送脉冲混合，该超声波诊断装置使用执行高频操作的开关电源作为发送电源。解决方案：超声波诊断装置具有：超声波探头，具有多个超声波振动元件；传输单元，响应所提供的驱动信号，每个超声波振动元件产生一个传输脉冲信号，并将其提供给各个超声波振动元件；开关时钟发生电路，用于产生规定频率的开关时钟；电源控制单元，具有用于根据切换时钟产生规定电压的驱动信号的开关电源单元和控制单元，该控制单元在规定的定时停止为开关电源单元提供开关时钟。

