

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5481334号
(P5481334)

(45) 発行日 平成26年4月23日(2014.4.23)

(24) 登録日 平成26年2月21日(2014.2.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2010-210526 (P2010-210526)
 (22) 出願日 平成22年9月21日(2010.9.21)
 (65) 公開番号 特開2012-65694 (P2012-65694A)
 (43) 公開日 平成24年4月5日(2012.4.5)
 審査請求日 平成25年8月1日(2013.8.1)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 平野 亨
 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 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】

繰り返し周波数に従って被検体に超音波を送信し、前記被検体からエコー信号を受信する送受信手段と、

スイッチング周波数に従ったスイッチングにより電圧を生成して、前記送受信手段に前記電圧を供給するスイッチング電源と、

ドプラモードの実行の指示を受けた場合に、前記繰り返し周波数に応じて前記スイッチング周波数を変えて前記スイッチング電源に前記電圧を供給させ、Bモード又はMモードの実行の指示を受けた場合に、前記スイッチング電源の前記スイッチングのタイミングに対して、同じ走査線に対する超音波の送受信それぞれのタイミングをずらして、前記送受信手段に超音波を送受信させる制御手段と、

前記Bモード又は前記Mモードの実行の指示を受けた場合に、前記同じ走査線への超音波の送受信により得られる複数のエコー信号を加算して超音波画像データを生成する画像生成手段と、

を有する超音波診断装置。

【請求項2】

前記制御手段は、前記Bモード又は前記Mモードの実行の指示を受けた場合に、前記複数のエコー信号の加算の数に応じて超音波の送信の繰り返し周期を変えて、前記送受信手段に超音波を送信させる、

請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御手段は、前記スイッチングの周期の整数倍から前記加算の数に応じた時間をずらした時間を、超音波の送信の前記繰り返し周期として、前記送受信手段に超音波を送信させる、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記 B モード又は前記 M モードの実行の指示を受けた場合に、前記スイッチング周期の整数倍から前記加算の数に応じた時間をずらした時間を、1 フレームの超音波画像データを生成するための複数のエコー信号を超音波の送受信によって取得するためのフレーム周期とし、前記フレーム周期に従って前記送受信手段に超音波を送受信させ、

10

前記画像生成手段は、前記 B モード又は前記 M モードの実行の指示を受けた場合に、複数フレームのエコー信号を加算して前記超音波画像データを生成する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

繰り返し周波数に従って被検体に超音波を送信し、前記被検体からエコー信号を受信する送受信手段と、

スイッチング周波数に従ったスイッチングにより電圧を生成して、前記送受信手段に前記電力を供給する自励発振型のスイッチング電源と、

ドプラモードの実行の指示を受けた場合に、前記繰り返し周波数に応じて前記スイッチング周波数を変えて前記スイッチング電源に前記電圧を供給させ、B モード又は M モードの実行の指示を受けた場合に、前記スイッチング電源に前記自励発振させて前記スイッチング電源に前記電圧を供給させる制御手段と、

20

前記 B モード又は前記 M モードの実行の指示を受けた場合に、同じ走査線への超音波の送受信により得られる複数のエコー信号を加算して超音波画像データを生成する画像生成手段と、

を有する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

30

この発明の実施形態は超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置の撮影モードには、B モード、M モード、及びドプラモードがある。B モードは、被検体内の組織の形状を表す B モード画像データを生成するための撮影モードである。M モードは、1 本の走査線に関する 1 次元の画像が時間軸に沿って並べられた M モード画像データを生成するための撮影モードである。ドプラモードは、被検体の血流速度を定量的に計測するための撮影モードである。

【0003】

ドプラモードを実行する超音波診断装置においては、小型化が可能なスイッチング電源が電源装置として用いられる場合がある。この場合、スイッチング電源に起因するスイッチングノイズによって、ドプラモードで得られる画像データにアーチファクトが発生することがある。アーチファクトを回避するために、スイッチング電源のスイッチング周波数を超音波の繰り返し周波数 (Pulse Repetition Frequency: PRF) の整数倍にする方法が提案されている。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

【特許文献 1】特開平 5 - 130992 号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

スイッチング周波数を繰り返し周波数（PRF）の整数倍にしてBモード又はMモードを実行した場合、Bモード又はMモードで得られる画像データにアーチファクトが発生することがある。例えばパルスインバージョン法などのように、同じ方向（同じ走査線）に対する超音波の送受信によって得られた複数のエコー信号を加算し、加算された複数のエコー信号に基づいて画像データを生成する場合に、画像データにアーチファクトが発生することがある。スイッチング周波数を繰り返し周波数（PRF）の整数倍にして超音波の送受信を行うと、特定の深さからのエコー信号を検出する時間にスイッチング電源のスイッチングが行われる。そのため、同じ走査線から得られた各エコー信号において、それぞれ同じ深さからのエコー信号を検出する時間にスイッチング電源のスイッチングが行われることとなる。すなわち、同じ走査線から得られた各エコー信号において、それぞれ同じ時相にスイッチング電源のスイッチングが行われることとなる。そのため、各エコー信号のそれぞれ同じ時相にスイッチングノイズが発生することとなる。同じ走査線から得られた複数のエコー信号を加算した場合、各エコー信号のそれぞれ同じ時相に発生したスイッチングノイズが加算されてしまう。そのため、加算されるエコー信号の数に応じてスイッチングノイズの増加し、その結果、Bモード画像又はMモード画像におけるアーチファクトが増加してしまう。

10

【0006】

この実施形態は、Bモード又はMモードを実行する場合に、アーチファクトの増加を抑制することが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

この実施形態に係る超音波診断装置は、送受信手段と、スイッチング電源と、制御手段と、画像生成手段とを有する。送受信手段は、繰り返し周波数に従って被検体に超音波を送信し、被検体からエコー信号を受信する。スイッチング電源は、スイッチング周波数に従ったスイッチングにより電圧を生成して、送受信手段に電圧を供給する。制御手段は、ドプラモードの実行の指示を受けた場合に、繰り返し周波数に応じてスイッチング周波数を変えてスイッチング電源に電圧を供給させる。制御手段は、Bモード又はMモードの実行の指示を受けた場合に、スイッチング電源のスイッチングのタイミングに対して、同じ走査線に対する超音波の送受信それぞれのタイミングをずらして、送受信手段に超音波を送受信させる。画像生成手段は、Bモード又はMモードの実行の指示を受けた場合に、同じ走査線への超音波の送受信により得られる複数のエコー信号を加算して超音波画像データを生成する。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】この実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】スイッチング電源によるスイッチングのタイミングと超音波の送信タイミングとを示すタイミングチャートである。

【図3】スイッチング電源によるスイッチングのタイミングと超音波の送信タイミングとを示すタイミングチャートである。

40

【発明を実施するための形態】

【0009】

図1を参照して、この実施形態に係る超音波診断装置について説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、送受信部2と、スイッチング電源3と、画像生成部4と、表示処理部5と、表示部6と、制御部7と、入力部8とを有する。

【0010】

（超音波プローブ1）

超音波プローブ1には、複数の超音波振動子が走査方向に1列に配置された1次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が2次的に配置された2次元アレイプローブが

50

用いられる。超音波プローブ 1 は被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。

【 0 0 1 1 】

(送受信部 2)

送受信部 2 は、送信部 2 1 と受信部 2 2 とを有する。送受信部 2 は、超音波プローブ 1 に電気信号を供給して超音波を発生させ、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を受信する。

【 0 0 1 2 】

(送信部 2 1)

送信部 2 1 は、超音波プローブ 1 に電気信号を供給して超音波を発生させる。送信部 2 1 は、超音波プローブ 1 に電気信号を供給して所定の焦点にビームフォームした (送信ビームフォームした) 超音波を送信させる。送信部 2 1 は、例えば図示しないクロック発生器と、送信遅延回路と、パルサ回路とを有する。クロック発生器は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波を所定の深さに集束させるための集束用遅延時間と、超音波を所定方向に送信するための偏向用遅延時間とに従って、超音波の送信時に遅延をかけて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、各超音波振動子に対応する個別チャンネルの数分のパルサを有する。パルサ回路は、遅延がかけられた送信タイミングで駆動パルスを生成し、超音波プローブ 1 の各超音波振動子に駆動パルスを供給する。

【 0 0 1 3 】

(受信部 2 2)

受信部 2 2 は、超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を受信する。受信部 2 2 は超音波プローブ 1 が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログの受信信号を整相された (受信ビームフォームされた) デジタルの受信データに変換する。受信部 2 2 は、例えば図示しないプリアンプ回路と、A / D 変換器と、受信遅延回路と、加算器とを有する。プリアンプ回路は、超音波プローブ 1 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A / D 変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。具体的には、受信遅延回路は、所定の深さからの超音波を集束させるための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間とを、デジタルのエコー信号に与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。すなわち、受信遅延回路と加算器とによって、所定方向から得られた受信信号は整相加算される。

【 0 0 1 4 】

送受信部 2 は、ハーモニックイメージングのためにパルスインバージョン法を実行してもよい。例えば送受信部 2 は制御部 7 の制御の下、超音波を 2 回、同一方向 (同一の走査線) に送信し、同一方向 (同一の走査線) から 2 回、エコー信号を受信する。例えば操作者が入力部 8 を用いてパルスインバージョン法の実行を指示すると、その指示を示す情報が入力部 8 から制御部 7 に出力される。制御部 7 は、その指示に従って送受信部 2 にパルスインバージョン法を実行させる。

【 0 0 1 5 】

(スイッチング電源 3)

スイッチング電源 3 は、図示しないスイッチング素子を備えている。スイッチング電源 3 は、制御部 7 から出力されたスイッチング周波数の信号を受けて、例えば商用の交流電圧をスイッチング周波数によって所定のデューティ比でオン / オフして、所定の直流電圧を送受信部 2 に供給する。

【 0 0 1 6 】

(画像生成部 4)

画像生成部 4 は、B モード処理部 4 1 と D モード処理部 4 2 とを有する。

【 0 0 1 7 】

(B モード処理部 4 1)

B モード処理部 4 1 はエコー信号の振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード画像データを生成する。具体的には、B モード処理部 4 1 は、受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施すことにより B モード画像データを生成する。また、B モード処理部 4 1 は、1 本の走査線における 1 次元の画像を時間軸に沿って並べることにより M モード画像データを生成してもよい。例えば表示部 6 に B モード画像が表示されている場合に、操作者が入力部 8 を用いて任意の走査線を指定すると、指定された走査線を示す情報（位置情報）が入力部 8 から制御部 7 に出力される。制御部 7 は、指定された走査線の位置情報を B モード処理部 4 1 に出力する。B モード処理部 4 1 は、走査線の位置情報に基づいて、指定された走査線におけるエコー信号を用いて M モード画像データを生成する。

10

【 0 0 1 8 】

また、B モード処理部 4 1 は、同じ方向（同じ走査線）に対する超音波の送受信によって得られた複数のエコー信号を加算し、加算された複数のエコー信号に基づいて B モード画像データ又は M モード画像データを生成してもよい。例えばパルスインバージョン処理を実行する場合、B モード処理部 4 1 は、同じ走査線から得られた複数のエコー信号を加算し、加算された複数のエコー信号に基づいて B モード画像データを生成する。これにより、基本波成分が除去され、非線形な高調波成分のみが抽出される。また、スペックルパターンを低減するために、B モード処理部 4 1 は、同じ走査線から得られた複数のエコー信号を加算し、加算された複数のエコー信号に基づいて B モード画像データを生成してもよい。また、ホワイトノイズを低減するために、B モード処理部 4 1 は、複数フレームの B モード画像データのエコー信号を加算することにより、1 つのフレームの B モード画像データを生成してもよい。また、B モード処理部 4 1 は、2 次元画像の空間フィルタ又は 3 次元画像の空間フィルタを用いて、B モード画像データに対してスムージング処理を施してもよい。また、B モード処理部 4 1 は、複数の M モード画像データを時間方向に平均化してもよい。いずれの処理においても、B モード処理部 4 1 は、同じ方向（同じ走査線）に対する超音波の送受信によって得られた複数のエコー信号を加算することにより、B モード画像データ又は M モード画像データを生成する。以下、同じ方向（同じ走査線）に対する超音波の送受信によって得られた複数のエコー信号を加算する処理を、「加算処理」と称することとする。

20

30

【 0 0 1 9 】

例えば操作者が入力部 8 を用いて、加算処理の有無及び加算処理の種類を指定する。加算処理の有無及び加算処理の種類を示す情報が、入力部 8 から制御部 7 に出力される。制御部 7 は、加算処理の有無及び加算処理の種類に応じて、送受信部 2 と B モード処理部 4 1 とを制御する。

【 0 0 2 0 】

(D モード処理部 4 2)

D モード処理部 4 2 は、エコー信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、FFT 処理を施すことにより血流速度を表すドブラ周波数分布（ドブラモード画像データ）を生成する。

40

【 0 0 2 1 】

画像生成部 4 は CFM (Color Flow Mapping) 処理部を有していてもよい。CFM 処理部は血流情報の映像化を行い、カラー画像データを生成する。血流情報には、速度、分布、又はパワーなどの情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。

【 0 0 2 2 】

(表示処理部 5)

表示処理部 5 は、画像生成部 4 によって生成された画像データを処理して、画像データ

50

に基づく画像を表示部 6 に表示させる。表示処理部 5 は、例えば D S C (D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r : デジタルスキャンコンバータ) を有する。表示処理部 5 は、画像生成部 4 から出力された画像データを、直交座標系で表される画像データに変換し(スキャンコンバージョン処理)、変換後の画像データに基づく画像を表示部 6 に表示させる。例えば表示処理部 5 は、B モード画像データに基づく B モード画像を表示部 6 に表示させたり、M モード画像データに基づく M モード画像を表示部 6 に表示させたりする。

【 0 0 2 3 】

(制御部 7)

制御部 7 は、演算部 7 1 とクロック生成部 7 2 とを有する。制御部 7 は、送受信部 2 による超音波の送受信を制御する。また、制御部 7 は、スイッチング周波数の信号(スイッチング周期の信号)をスイッチング電源 3 に出力して、スイッチング電源 3 によるスイッチングを制御する。制御部 7 は、ドプラモードを実行する場合と、B モード又は M モードの加算処理を実行する場合とで、送受信部 2 とスイッチング電源 3 とに対する制御方法を変える。以下、ドプラモードを実行する場合と、B モード又は M モードの加算処理を実行する場合とに分けて、制御部 7 による制御について説明する。例えば操作者が入力部 8 を用いて所望のモードの実行を指示すると、その指示を示す情報が入力部 8 から制御部 7 に出力される。制御部 7 は、その指示が示すモードに従った制御を行う。

【 0 0 2 4 】

(ドプラモードを実行する場合)

制御部 7 は、ドプラモードの実行の指示を受けると、超音波の繰り返し周波数(P R F)に応じてスイッチング電源 3 のスイッチング周波数を変えて、繰り返し周波数(P R F)の整数倍のスイッチング周波数の信号をスイッチング電源 3 に出力する。操作者が入力部 8 を用いて、超音波の繰り返し周波数(P R F)を入力してもよい。この場合、繰り返し周波数(P R F)を示す情報が、入力部 8 から制御部 7 に出力される。例えば生体内の浅い部分を調べたい場合には、繰り返し周波数(P R F)を高い値に設定すればよい。生体内の深い部分を調べたい場合には、繰り返し周波数(P R F)を低い値に設定すればよい。また、制御部 7 は、繰り返し周波数(P R F)の信号を送受信部 2 に出力する。

【 0 0 2 5 】

スイッチング電源 3 は、制御部 7 から受けたスイッチング周波数の信号によって動作して、所定の直流電圧を送受信部 2 に供給する。送受信部 2 は、スイッチング電源 3 から供給された電圧で、超音波プローブ 1 の超音波振動子を駆動するための駆動パルスを生成し、超音波振動子に駆動パルスを供給する。また、送受信部 2 は、制御部 7 から受けた繰り返し周波数(P R F)に従って超音波を送受信する。D モード処理部 4 2 は送受信部 2 からエコー信号を受けて、そのエコー信号に基づいてドプラモード画像データを生成する。

【 0 0 2 6 】

このようにスイッチング電源 3 のスイッチング周波数が、超音波の繰り返し周波数(P R F)の整数倍に制御されるため、ドプラモード画像におけるアーチファクトの発生を低減することが可能となる。

【 0 0 2 7 】

(B モード又は M モードの加算処理を実行する場合)

制御部 7 は、B モード又は M モードの加算処理の実行の指示を受けると、スイッチング電源 3 のスイッチングのタイミング(位相)に対して、同じ方向(同じ走査線)から得られる複数のエコー信号を取得するための超音波の送受信それぞれのタイミングをずらして、送受信部 2 に超音波を送受信させる。すなわち、制御部 7 は、スイッチング電源 3 のスイッチングのタイミング(位相)に対して、同じ走査線に対する超音波の送受信それぞれのタイミングをずらして、送受信部 2 に超音波を送受信させる。

【 0 0 2 8 】

例えば制御部 7 は、複数のエコー信号の加算の数に応じて、超音波の繰り返し周期(P u l s e P e p e t i t i o n I n t e r v a l : P R I)を変えて、送受信部 2 に

10

20

30

40

50

超音波を送受信させる。超音波の繰り返し周期 (PRI) は、超音波の送信の時間間隔に相当する。具体的には、制御部 7 は、スイッチング電源 3 のスイッチングの周期の整数倍から、複数のエコー信号の加算の数に応じた時間をずらし、ずらした後の時間を繰り返し周期 (PRI) として、送受信部 2 に超音波を送受信させる。スイッチング周期と繰り返し周期 (PRI) とは、演算部 71 によって求められる。以下、演算部 71 について説明する。

【0029】

(演算部 71)

例えば操作者が入力部 8 を用いて、被検体内に超音波を送信する深さ (目標深さ) と、被検体内での音速の値と、加算されるエコー信号の数 (以下、「加算数」と称する) とを入力する。目標深さ、音速の値、及び加算数を示す情報は、入力部 8 から制御部 7 に出力される。演算部 71 は、被検体内に超音波を送信する深さ (目標深さ) と、被検体内での音速とに基づいて、デフォルトの繰り返し周期 (PRI_t) を求める。

生体内の音速 (v)、目標深さ (z_t)、加算数 (ncmp)、及びデフォルトの繰り返し周期 (PRI_t) の一例を以下に示す。一例として、8 個のエコー信号を加算する場合について説明する。

$$v = 1530 \text{ [m/s]}$$

$$z_t = 170 \text{ [mm]}$$

$$\text{PRI}_t = (z_t) / (v / 2) = 222.222 \times 10^{-6} \text{ [s]}$$

$$\text{ncmp} = 8$$

【0030】

また、スイッチング電源 3 のデフォルトのスイッチング周波数 (fsnom) と、デフォルトのスイッチング周期 (tsnom) とは、図示しない記憶部に予め記憶されている。

デフォルトのスイッチング周波数 (fsnom)、及びデフォルトのスイッチング周期 (tsnom) の一例を以下に示す。

$$f_{\text{snom}} = 200 \text{ [kHz]}$$

$$t_{\text{snom}} = 1 / f_{\text{snom}} = 5 \times 10^{-6} \text{ [s]}$$

【0031】

演算部 71 は、デフォルトの繰り返し周期 (PRI_t) と、デフォルトのスイッチング周期 (tsnom) とに基づいて、デフォルトの繰り返し周期 (PRI_t) 内に行われるスイッチング電源 3 のスイッチングの回数を求める。演算部 71 は、スイッチングのタイミング (位相) をずらさない場合の第 1 のスイッチング回数 (nsb) を求める。以下に、第 1 のスイッチング回数 (nsb) を求めるための式と具体的な値とを示す。

$$\text{nsb} = \text{round}((\text{PRI}_t / t_{\text{snom}}), 0)$$

$$\text{nsb} = 44 \times 10^0$$

【0032】

次に、演算部 71 は、スイッチングのタイミング (位相) をずらさない場合の第 1 のスイッチング回数 (nsb) と加算数 (ncmp) とに基づいて、スイッチングのタイミング (位相) をずらした場合の第 2 のスイッチング回数 (nsw) を求める。例えば、演算部 71 は、第 1 のスイッチング回数 (nsb) から加算数 (ncmp) の逆数を減算することにより、第 2 のスイッチング回数 (nsw) を求める。以下に、第 2 のスイッチング回数 (nsw) を求めるための式と具体的な値とを示す。

$$\text{nsw} = \text{nsb} - (1 / \text{ncmp})$$

$$\text{nsw} = 43.875 \times 10^0$$

または、演算部 71 は、第 1 のスイッチング回数 (nsb) に加算数 (ncmp) の逆数を加算することにより、第 2 のスイッチング回数 (nsw) を求めてもよい。

【0033】

次に、演算部 71 は、デフォルトの繰り返し周期 (PRI_t) と第 2 のスイッチング回数 (nsw) とに基づいて、スイッチングのタイミング (位相) をずらした場合のスィ

10

20

30

40

50

チング周期 (t_{st}) を求める。具体的には、演算部 71 は、デフォルトの繰り返し周期 (PRI) を第 2 のスイッチング回数 (n_{sw}) で除算することにより、スイッチング周期 (t_{st}) を求める。以下に、スイッチング周期 (t_{st}) を求めるための式と具体的な値とを示す。

$$t_{st} = PRI / n_{sw}$$

$$t_{st} = 5.0649 \times 10^{-6} [s]$$

【0034】

また、繰り返し周波数 (PRI) は、以下の式で表される。

$$PRI = t_{st} \times n_{sw} = t_{st} \times (n_{sb} - 1 / n_{cmp})$$

すなわち、繰り返し周期 (PRI) は、スイッチング周期 (t_{st}) の整数倍 (n_{sb} 倍) から、加算数 (n_{cmp}) に応じた時間をずらした時間間隔となる。

【0035】

また、クロック生成部 72 は、この実施形態に係る超音波診断装置の各部の動作クロックを定めるシステムクロックを生成する。システムクロック周波数 (f_m)、及びシステムクロック周期 (d_{tm}) の一例を以下に示す。

$$f_m = 160 [MHz]$$

$$d_{tm} = 1 / f_m = 6.25 \times 10^{-9} [s]$$

【0036】

演算部 71 は、システムクロック周期 (d_{tm}) で実際に動作可能なスイッチング周期 (t_s) を求める。以下に、スイッチング周期 (t_s) を求めるための式、システムクロック周期 (d_{tm}) でのカウント数 (n_{cs})、スイッチング周期 (t_s) の値、及びスイッチング周波数 (f_s) の値を示す。

$$n_{cs} = n_{cmp} \times ceil \{ (t_{st} / n_{cmp}) / d_{tm} \}$$

$$n_{cs} = 816 \times 10^0$$

$$t_s = d_{tm} \times n_{cs} = 5.1 \times 10^{-6} [s]$$

$$f_s = 1 / t_s = 196.0784 \times 10^3 [1/s]$$

【0037】

演算部 71 は、システムクロック周期 (d_{tm}) で実際に動作可能な繰り返し周期 (PRI) を求める。以下に、繰り返し周期 (PRI) を求めるための式と、システムクロック周期 (d_{tm}) でのカウント数 (n_{dp}) とを示す。

$$PRI = t_s \times n_{sw} = 223.762 \times 10^{-6} [s]$$

$$n_{dp} = PRI / d_{tm} = 35.802 \times 10^3$$

【0038】

制御部 7 は、スイッチング周期 (t_s) の信号をスイッチング電源 3 に出力し、スイッチング周期 (t_s) に従ってスイッチング電源 3 によるスイッチングを制御する。これにより、スイッチング電源 3 は、スイッチング周期 (t_s) に従って動作して、所定の直流電圧を送受信部 2 に供給する。また、制御部 7 は、超音波の繰り返し周期 (PRI) に従って送受信部 2 による超音波の送受信を制御する。これにより、送受信部 2 は、繰り返し周期 (PRI) に従って超音波を送受信する。

【0039】

(表示部 6、入力部 8)

表示部 6 は、CRT や液晶ディスプレイなどのモニタであり、B モード画像や M モード画像やドブラモード画像を表示する。入力部 8 は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード、又は TCS (Touch Command Screen) など構成されている。

【0040】

画像生成部 4、表示処理部 5、及び制御部 7 のそれぞれの機能は、プログラムによって実行されてもよい。一例として、画像生成部 4 と表示処理部 5 と制御部 7 とはそれぞれ、CPU、GPU、又は ASIC などの図示しない処理装置と、ROM、RAM、又は HDD などの図示しない記憶装置とによって構成されていてもよい。記憶装置には、画像生成

10

20

30

40

50

部４の機能を実行するための画像生成プログラムと、表示処理部５の機能を実行するための表示処理プログラムと、制御部７の機能を実行するための制御プログラムとが記憶されている。画像生成プログラムは、Ｂモード処理部４１の機能を実行するためのＢモード処理プログラムと、Ｄモード処理部４２の機能を実行するためのＤモード処理プログラムとを含む。制御プログラムは、演算部７１の機能を実行するための演算プログラムと、クロック生成部７２の機能を実行するためのクロック生成プログラムとを含む。ＣＰＵなどの処理装置が、記憶装置に記憶されている各プログラムを実行することにより、各部の機能が実行される。

【００４１】

以上の構成を有する超音波診断装置の動作について、図２のタイミングチャートを参照して説明する。図２は、スイッチング電源３のスイッチングのタイミングと、超音波の送信のタイミングとを示している。横軸は時間を示している。一例として、エコー信号の加算数を「８」とする。図２は、繰り返し周期（ $PR I$ ）で規定された超音波の送信タイミング T と、同じ方向（同じ走査線）から得られた８個のエコー信号（ $S 1 \sim S 8$ ）に対するスイッチングのタイミングとを示している。

10

【００４２】

送受信部２は、演算部７１によって求められた繰り返し周期（ $PR I$ ）に従って超音波を送受信し、スイッチング電源３は、演算部７１によって求められたスイッチング周期（ $t s$ ）に従ってスイッチングする。超音波の繰り返し周期（ $PR I$ ）は、スイッチング周期（ $t s$ ）の整数倍から、加算数に応じた時間（ ΔT ）がずれた時間となっている。図２に示す例では、超音波の繰り返し周期（ $PR I$ ）は、スイッチング周期（ $t s$ ）の整数倍から、加算数に応じた時間（ ΔT ）が減算された時間間隔となっている。他の例として、超音波の繰り返し周期（ $PR I$ ）は、スイッチング周期（ $t s$ ）の整数倍に、加算数に応じた時間が加算された時間間隔であってもよい。

20

【００４３】

以上のように繰り返し周期（ $PR I$ ）とスイッチング周期（ $t s$ ）とを制御することにより、同じ走査線から得られたエコー信号 $S 1 \sim S 8$ において、それぞれ異なる深さからのエコー信号を検出する時間にスイッチング電源３のスイッチングが行われることとなる。すなわち、同じ走査線から得られたエコー信号 $S 1 \sim S 8$ において、それぞれ異なる時相にスイッチング電源３のスイッチングが行われることとなる。そのため、スイッチングノイズが発生する場合であっても、エコー信号 $S 1 \sim S 8$ のそれぞれ異なる時相にスイッチングノイズが発生することとなる。従って、Ｂモード処理部４１が、同じ走査線から得られたエコー信号 $S 1 \sim S 8$ を加算した場合であっても、スイッチングノイズが発生する時相がエコー信号 $S 1 \sim S 8$ でそれぞれ異なるため、複数のスイッチングノイズが同じ時相において加算されることがない。その結果、Ｂモード画像又はＭモード画像におけるアーチファクトの増加を抑制することが可能となる。

30

【００４４】

図３を参照して、スイッチング電源３のスイッチング周波数を、超音波の繰り返し周波数（ $PR F$ ）の整数倍にして超音波を送受信する場合について説明する。図３は、スイッチング電源３のスイッチングのタイミングと、超音波の送受信のタイミングとを示している。横軸は時間を示している。図３は、繰り返し周期（ $PR I$ ）で規定された超音波の送信タイミング T と、同じ方向（同じ走査線）から得られた８個のエコー信号（ $S 1 \sim S 8$ ）に対するスイッチングのタイミングとを示している。

40

【００４５】

スイッチング周波数を繰り返し周波数（ $PR F$ ）の整数倍にして超音波の送受信を行うと、図３に示すように、特定の深さからのエコー信号を検出する時間にスイッチング電源３のスイッチングが行われることとなる。そのため、同じ走査線から得られたエコー信号 $S 1 \sim S 8$ において、それぞれ同じ深さからのエコー信号を検出する時間にスイッチング電源のスイッチングが行われることとなる。例えば図３に示すように、同じ走査線から得られたエコー信号 $S 1 \sim S 8$ において、それぞれ同じ時相（例えば時相 $T a$ 、 $T b$ ）にス

50

スイッチング電源のスイッチングが行われることとなる。そのため、エコー信号 S 1 ~ S 8 のそれぞれ同じ時相（例えば時相 T a、T b）にスイッチングノイズが発生することとなる。従って、同じ走査線から得られた複数のエコー信号 S 1 ~ S 8 を加算した場合、エコー信号 S 1 ~ S 8 のそれぞれ同じ時相（例えば時相 T a、T b）に発生したスイッチングノイズが加算されてしまう。そのため、加算されるエコー信号の数に応じて、スイッチングノイズの増加し、その結果、B モード画像又は M モード画像におけるアーチファクトが増加してしまう。また、複数のエコー信号を加算した場合、ホワイトノイズは、加算数の平方根倍に増加する。一方、スイッチング電源によるスイッチングノイズは、同じ時相のノイズが加算されるため、加算数倍に増加する。そのため、ホワイトノイズに対するスイッチングノイズの振幅比が増大し、スイッチングノイズがアーチファクトとして表される。

10

【 0 0 4 6 】

これに対して、この実施形態に係る超音波診断装置によると、加算処理を行う場合に、スイッチングノイズが同じ時相において加算されないため、B モード画像又は M モード画像におけるアーチファクトの増加を抑制することが可能となる。

【 0 0 4 7 】

（変形例 1）

次に、変形例 1 について説明する。B モード処理部 4 1 は、複数フレームのエコー信号を加算することにより、1 つのフレームの B モード画像データを生成してもよい。この場合、制御部 7 は、スイッチング電源 3 のスイッチング周期の整数倍から、複数フレームの加算の数に応じた時間をずらし、ずらした後の時間間隔をフレーム周期とする。フレーム周期とは、1 フレームの B モード画像データを生成するための複数のエコー信号を、超音波の送受信によって取得するための時間間隔である。

20

【 0 0 4 8 】

フレーム周期は、演算部 7 1 によって求められる。演算部 7 1 は、例えば以下に示す式に従ってフレーム周期を求める。

フレーム周期 = スwitchング電源 3 のスイッチング周期の整数倍 + (スwitchング電源 3 のスイッチング周期 / 加算されるフレーム数)

なお、操作者が入力部 8 を用いて、加算されるフレーム数を入力すればよい。

【 0 0 4 9 】

制御部 7 は、演算部 7 1 によって求められたフレーム周期に従って送受信部 2 による超音波の送受信を制御する。これにより、送受信部 2 は、フレーム周期に従って超音波を送受信する。

30

【 0 0 5 0 】

制御部 7 は、各フレームに含まれる複数の走査線のうちの所定の走査線に対する超音波の送受信において、超音波の繰り返し周期 (P R I) を制御することにより、フレーム周期を調整すればよい。具体的には、制御部 7 は、各フレームの最後の走査線に対する繰り返し周期 (P R I) を、他の走査線に対する繰り返し周期 (R P I) よりも長くしたり短くしたりして、送受信部 2 に超音波を送受信させればよい。または、B モード処理部 4 1 が制御部 7 の制御に従って、各フレームに対してダミーのエコー信号を追加することにより、フレーム周期を調整してもよい。

40

【 0 0 5 1 】

以上のように、複数フレームのエコー信号を加算する場合も、フレーム周期とスイッチング周期とを制御することにより、同じ走査線から得られる複数のエコー信号において、それぞれ異なる時相にスイッチング電源 3 のスイッチングが行われることとなる。そのことにより、複数のスイッチングノイズが同じ時相において加算されないため、加算後の B モード画像におけるアーチファクトの増加を抑制することが可能となる。

【 0 0 5 2 】

（変形例 2）

次に、変形例 2 について説明する。変形例 2 では、スイッチング電源 3 として、自励発

50

振により動作可能なスイッチング電源を用いる。制御部 7 は、ドブラモードの実行の指示を受けると、超音波の繰り返し周波数（PRF）に応じてスイッチング電源 3 のスイッチング周波数を変えて、スイッチング周波数の信号をスイッチング電源 3 に出力する。スイッチング電源 3 は、制御部 7 から受けたスイッチング周波数の信号によって動作して、所定の直流電圧を送受信部 2 に供給する。

【0053】

一方、制御部 7 は、B モード又は M モードの加算処理の実行の指示を受けると、自励発振の指示をスイッチング電源 3 に出力する。すなわち、制御部 7 は、スイッチング周波数の信号をスイッチング電源 3 に出力せずに、自励発振の指示をスイッチング電源 3 に出力する。これにより、スイッチング電源 3 は、スイッチング電源 3 に予め設定されているス

10

【0054】

以上のように、ドブラモードにおいては、スイッチング周波数を超音波の繰り返し周波数（PRF）に同期させ、B モード又は M モードの加算処理においては、スイッチング周波数を繰り返し周波数（PRF）に同期させない。このように、スイッチング周波数と繰り返し周波数（PRF）との同期を外すことにより、同じ走査線から得られた複数のエコー信号において、それぞれ異なる深さからのエコー信号を検出する時間に、スイッチング電源 3 のスイッチングが行われることとなる。そのため、B モード処理部 4 1 が、同じ走査線から得られた複数のエコー信号を加算した場合であっても、スイッチングノイズが発生する時相が各エコー信号でそれぞれ異なるため、複数のスイッチングノイズが同じ時相

20

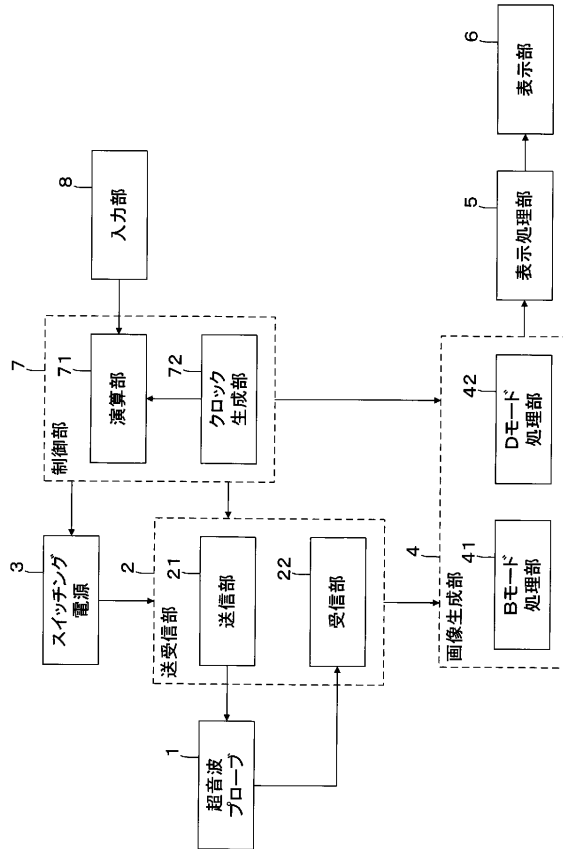
【符号の説明】

【0055】

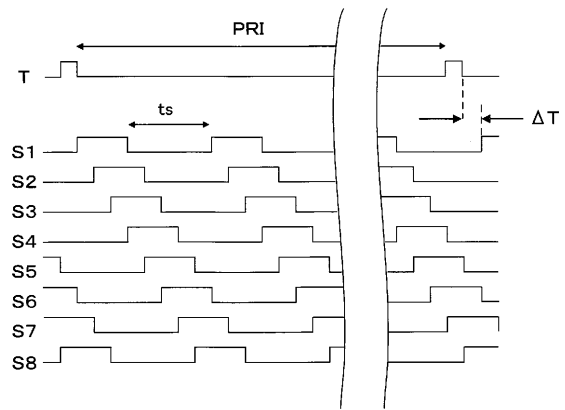
- 1 超音波プローブ
- 2 送受信部
- 3 スwitchング電源
- 4 画像生成部
- 5 表示処理部
- 6 表示部
- 7 制御部
- 8 入力部
- 2 1 送信部
- 2 2 受信部
- 4 1 B モード処理部
- 4 2 D モード処理部
- 7 1 演算部
- 7 2 クロック生成部

30

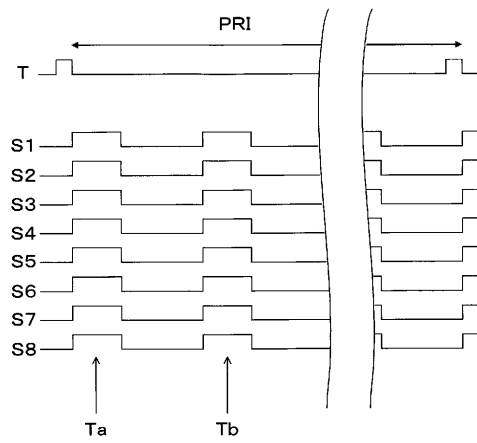
【図 1】



【図 2】



【図 3】



フロントページの続き

- (72)発明者 宮島 泰夫
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 本郷 宏信
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 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内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平 5 - 1 3 0 9 9 2 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 9 1 9 8 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 6 1 4 3 1 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 1 1 9 2 5 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 1 7 8 2 6 1 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 2 6 4 9 5 2 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 6 3 7 3 2 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 0 9 4 9 6 0 (U S , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5481334B2	公开(公告)日	2014-04-23
申请号	JP2010210526	申请日	2010-09-21
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	平野 亨 内海 勲 宮島 泰夫 本郷 宏信 藤原 周太 椎名 孝行		
发明人	平野 亨 内海 勲 宮島 泰夫 本郷 宏信 藤原 周太 椎名 孝行		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/EE04 4C601/HH12 4C601/HH13 4C601/HH16 4C601/JB45 4C601/KK12 4C601/KK13		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2012065694A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够在执行B模式或M模式时抑制伪影的增加。解决方案：该超声波诊断装置包括发送/接收装置，开关电源，控制装置，和图像生成装置。发送/接收装置根据重复频率将超声波发送到测试对象，并从测试对象接收回波信号。开关电源通过根据开关频率进行切换来产生电压，并将该电压提供给发送/接收装置。当控制装置接收到执行B模式或M模式的指令时，控制装置将超声波的发送/接收定时交错到同一扫描线到开关电源的切换定时，并使发送/接收装置发送/接收超声波。图像生成装置将通过超声波的发送/接收获得的多个回波信号添加到同一扫描线，以生成超声图像数据。

