

(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2019-76707

(P2019-76707A)

(43) 公開日 令和1年5月23日(2019.5.23)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F I

A61B 8/14

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2018-195190 (P2018-195190)
 (22) 出願日 平成30年10月16日 (2018.10.16)
 (31) 優先権主張番号 特願2017-202727 (P2017-202727)
 (32) 優先日 平成29年10月19日 (2017.10.19)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 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
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (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 100179062
 弁理士 井上 正
 (74) 代理人 100162570
 弁理士 金子 早苗

最終頁に続く

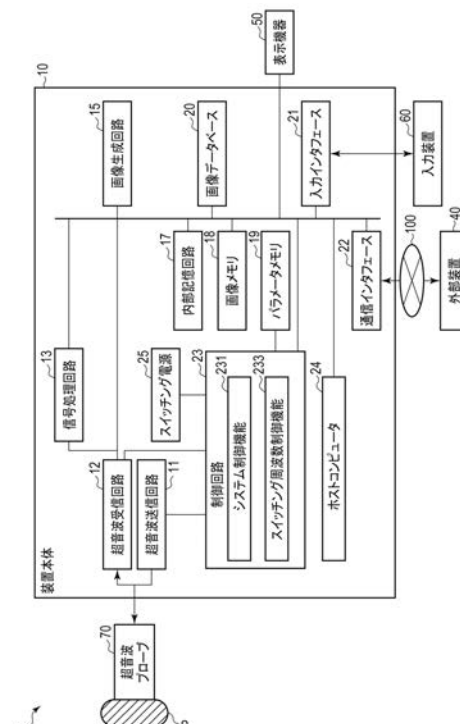
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】 Bモードスキャン又はMモードスキャンを実行する場合において、超音波画像上に表れるスイッチングノイズの増加を抑制すること。

【解決手段】 実施形態によれば、超音波診断装置は、送受信部、スイッチング電源、及び制御部を備える。送受信部は、予め設定された繰り返し周期毎に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。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、前記送受信部に前記電圧を供給する。制御部は、前記繰り返し周期毎に、前記スイッチング周波数を予め設定された変更幅ずつ変更する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

予め設定された繰り返し周期毎に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部と、

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、前記送受信部に前記電圧を供給するスイッチング電源と、

前記繰り返し周期毎に、前記スイッチング周波数を予め設定された変更幅ずつ変更する制御部と

を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

10

前記制御部は、前記繰り返し周期毎に、前記スイッチング周波数を徐々に変更する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御部は、前記繰り返し周期毎に、前記供給する出力電圧が不安定にならない程度の幅で前記スイッチング周波数を変更する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記繰り返し周期毎に、前記スイッチング周波数を 1 % ずつ変更する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

予め設定された繰り返し周期毎に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部と、

20

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、前記送受信部に前記電圧を供給するスイッチング電源と、

前記繰り返し周期毎に、前記スイッチング周波数を予め設定された変更幅ずつ変更する制御部と

を備える超音波プローブ。

【請求項 6】

前記制御部は、前記繰り返し周期毎に、前記スイッチング周波数を徐々に変更する請求項 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 7】

30

前記制御部は、前記繰り返し周期毎に、前記供給する出力電圧が不安定にならない程度の幅で前記スイッチング周波数を変更する請求項 5 に記載の超音波プローブ。

【請求項 8】

前記制御部は、前記繰り返し周期毎に、前記スイッチング周波数を 1 % ずつ変更する請求項 5 に記載の超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び超音波プローブに関する。

【背景技術】

40

【0002】

近年の超音波診断装置の電源として、高い変換効率で低コストであるスイッチング電源が使用されることがある。スイッチング電源は、トランジスタをスイッチング (ON / OFF) することにより、任意の異なる電圧を発生させる電源である。1 秒間にトランジスタのスイッチングを行う回数をスイッチング周波数と呼ぶ。

【0003】

スイッチング電源を用いる超音波診断装置では、スイッチング周波数が、スキャンを実行する際に超音波パルスを送信する周波数であるパルス繰り返し周波数の整数倍になることがある。このような場合、例えば、B (Brightness) モードスキャン又は M (Motion) モードスキャンの実行により生成される超音波画像データに基づく超音波画像上に、スイッ

50

チングに起因するスイッチングノイズが表れることがある。特に、パルスインバージョン法、又はコンビネーションフォーカス法等のように、同じ方向（走査線）へ超音波を複数回送信して得られる複数のエコー信号を加算し、加算した複数のエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する場合に、生成された超音波画像データに基づく超音波画像上に表れるスイッチングノイズは顕著となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2012-65694号公報

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

発明が解決しようとする課題は、Bモードスキャン又はMモードスキャンを実行する場合において、超音波画像上に表れるスイッチングノイズの増加を抑制することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態によれば、超音波診断装置は、送受信部、スイッチング電源、及び制御部を備える。送受信部は、予め設定された繰り返し周期毎に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。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、前記送受信部に前記電圧を供給する。制御部は、前記繰り返し周期毎に、前記スイッチング周波数を予め設定された変更幅ずつ変更する。

20

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係るスイッチング周波数の制御方法を説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る超音波パルスの送信タイミングとスイッチングクロックの供給タイミングとの関係を表すタイミングチャートである。

【図4】図4は、第1の実施形態において、PRIに基づく各周期で発生するスイッチングクロックの関係を、PRIにより規定される超音波パルスの送信タイミングを基準に表す図である。

30

【図5】図5は、第1の実施形態に係る制御回路がスイッチング周波数を変更した場合の各スイッチングクロックのデューティ比を説明するための図である。

【図6】図6は、第1の実施形態に係る超音波診断装置がディスプレイに表示するBモード画像を表す図である。

【図7】図7は、スイッチング周波数の制御をしない場合にディスプレイに表示されるBモード画像を表す図である。

【図8】図8は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

40

以下、実施の形態について、図面を参照して説明する。

【0009】

（第1の実施形態）

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の機能構成の例を示す図である。図1に示されるように、超音波診断装置1は、装置本体10、超音波プローブ70、ディスプレイ50、及び入力装置60を備える。装置本体10は、ネットワーク100を介して外部装置40と接続される。また、装置本体10は、ディスプレイ50、及び入力装置60と接続される。

【0010】

超音波プローブ70は、例えば、複数の圧電振動子が所定の方向に沿って配列された1

50

Dアレイプローブ、複数の圧電振動子が二次元マトリックス状に配列された2Dアレイプローブ、又は圧電振動子列をその配列方向と直交する方向に機械的に煽りながら超音波走査を実行可能なメカニカル4Dプローブ等である。

【0011】

超音波プローブ70は、複数の圧電振動子、圧電振動子に設けられる整合層、及び圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有する。超音波プローブ70は、装置本体10と着脱自在に接続される。複数の圧電振動子は、装置本体10が有する超音波送信回路11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ70には、オフセット処理や、超音波画像のフリーズ等の際に押下されるボタンが配置されてもよい。

10

【0012】

超音波プローブ70から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波（エコー）として超音波プローブ70が有する複数の圧電振動子にて受信される。超音波プローブ70は、受信した反射波を電気信号（反射波信号）に変換する。なお、反射波信号は、エコー信号と換言してもよい。反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して周波数偏移を受ける。

【0013】

20

図1に示される装置本体10は、超音波プローブ70から出力される反射波信号に基づいて超音波画像を生成する装置である。装置本体10は、図1に示されるように、超音波送信回路11、超音波受信回路12、信号処理回路13、画像生成回路15、内部記憶回路17、画像メモリ18、パラメータメモリ19、画像データベース20、入力インタフェース21、通信インタフェース22、制御回路23、ホストコンピュータ24、及びスイッチング電源25を含む。

【0014】

超音波送信回路11は、超音波プローブ70に駆動信号を供給するプロセッサである。超音波送信回路11は、例えば、トリガ発生回路、遅延回路、及びパルス回路等により実現される。トリガ発生回路は、制御回路23の制御の下、所定のレート周波数、すなわちパルス繰り返し周波数（PRF：Pulse Repetition Frequency）で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、超音波プローブ70から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子毎の遅延時間を、トリガ発生回路が発生する各レートパルスに対して与える。パルス回路は、制御回路23の制御の下、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ70に駆動信号（駆動パルス）を印加する。遅延回路により各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの送信方向が任意に調整可能となる。

30

【0015】

超音波受信回路12は、超音波プローブ70から出力される反射波信号に対して各種処理を施し、デジタル化された反射波信号（以下、受信信号と称する）を生成するプロセッサである。超音波受信回路12は、例えば、アンプ回路、A/D変換器、受信遅延回路、及び加算器等により実現される。アンプ回路は、超音波プローブ70から出力される反射波信号をチャンネルごとに増幅してゲイン補正処理を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正された反射波信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられた複数のデジタル信号を加算する。加算器の加算処理により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調された受信信号が発生する。この受信信号には、組織間の音響インピーダンスの差を反映した振幅情報と、生体組織の動き、例えば運動又は移動速度等を反映した位相情報とが含まれる。

40

【0016】

50

信号処理回路 13 は、超音波受信回路 12 から受け取った受信信号に対して各種の信号処理を行うプロセッサである。信号処理回路 13 は、超音波受信回路 12 から受け取った受信信号に対して包絡線検波処理、及び対数増幅処理等を施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（B モードデータ）を生成する。生成された B モードデータは、2 次元的な超音波走査線上の B モード R A W データとして不図示の R A W データメモリに記憶される。

【0017】

また、信号処理回路 13 は、超音波受信回路 12 から受け取った受信信号に対して周波数解析を施して血流信号を抽出し、血流信号から平均速度、分散、及びパワー等の情報を多点について抽出したデータ（ドブラデータ）を生成する。生成されたドブラデータは、2 次元的な超音波走査線上のドブラ R A W データとして不図示の R A W データメモリに記憶される。

10

【0018】

画像生成回路 15 は、信号処理回路 13 により生成されたデータに基づき、各種超音波画像データを生成可能なプロセッサである。画像生成回路 15 は、R A W データメモリに記憶された B モード R A W データに基づいて B モード画像データを生成する。B モード画像データに基づく B モード画像は、例えば被検体 P 内の構造物の形態を表す。B モード画像データは、音波の集束等の超音波プローブの特性や超音波ビーム（例えば、送受信ビーム）の音場特性等が反映された画素値（輝度値）を有する。例えば、B モード画像データにおいて、被走査領域において超音波のフォーカス付近では、非フォーカス部分よりも相対的に高輝度となる。

20

【0019】

画像生成回路 15 は、R A W データメモリに記憶されたドブラ R A W データに基づいて、移動体情報を表すドブラ画像データを生成する。ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。

【0020】

画像生成回路 15 は、超音波走査の走査線信号列を、例えば、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成回路 15 は、超音波走査の走査線信号列に対し、超音波プローブ 70 による超音波の走査形態に応じた座標変換を行うことで、表示用の超音波画像データを生成する。

30

【0021】

なお、画像生成回路 15 は、生成した各種超音波画像データに対し、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、及び R G B 変換等の各種処理を実行してもよい。また、画像生成回路 15 は、生成した各種超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディマーク等の付帯情報を付加してもよい。

【0022】

また、画像生成回路 15 は、操作者（例えば、術者）が入力インタフェース 21 により各種指示を入力するためのユーザインタフェース（G U I : Graphical User Interface）を生成し、G U I をディスプレイ 50 に表示させてもよい。ディスプレイ 50 としては、例えば、C R T ディスプレイや液晶ディスプレイ、有機 E L ディスプレイ、L E D ディスプレイ、プラズマディスプレイ、又は当技術分野で知られている他の任意のディスプレイが適宜利用可能である。なお、ディスプレイ 50 は、例えば報知部の機能を有してもよい。

40

【0023】

内部記憶回路 17 は、例えば、磁氣的若しくは光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。内部記憶回路 17 は、例えば、超音波送受信を実現するための制御プログラム、画像処理を行うための制御プログラム、表示処理を行なうための制御プログラム、及び本実施形態に係る各種機能を実現するための制御プログラムを記憶している。

50

【 0 0 2 4 】

内部記憶回路 1 7 は、診断情報（例えば、患者 I D、医師の所見等）、診断プロトコル、ボディマーク生成プログラム、及び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等のデータ群を記憶している。また、内部記憶回路 1 7 は、生体内の臓器の構造に関する解剖学図譜、例えば、アトラスを記憶してもよい。

【 0 0 2 5 】

内部記憶回路 1 7 は、入力インタフェース 2 1 を介して入力される記憶操作に従い、画像生成回路 1 5 で生成された各種超音波画像データを記憶する。なお、内部記憶回路 1 7 は、入力インタフェース 2 1 を介して入力される記憶操作に従い、画像生成回路 1 5 で生成された各種超音波画像データを、操作順番及び操作時間を含めて記憶してもよい。内部記憶回路 1 7 は、記憶しているデータを、通信インタフェース 2 2 を介して外部装置へ転送することも可能である。

【 0 0 2 6 】

画像メモリ 1 8 は、例えば、磁氣的若しくは光学的記録媒体、又は半導体メモリ等のプロセッサにより読み取り可能な記録媒体等を有する。画像メモリ 1 8 は、画像生成回路 1 5 が生成した表示用の画像データを記憶する。ここで記憶される画像データは、例えば、実際にディスプレイ 5 0 に表示される画像を表す画像データである。画像メモリ 1 8 は、入力インタフェース 2 1 を介して入力されるフリーズ操作直前の複数フレームに対応する画像データを記憶する。画像メモリ 1 8 に記憶されている画像データは、例えば、連続表示（シネ表示）される。なお、ディスプレイ 5 0 に表示される画像には、例えば、超音波スキャンにより取得された超音波画像データに基づく画像、並びに、C T（Computed Tomography）画像データ、M R（Magnetic Resonance）画像データ、X 線画像データ、及び P E T 画像データ等の他のモダリティにより取得された医用画像データに基づく画像が含まれる場合がある。

【 0 0 2 7 】

また、画像メモリ 1 8 は、信号処理回路 1 3 が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ 1 8 が記憶する B モードデータ、又はドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成回路 1 5 を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【 0 0 2 8 】

パラメータメモリ 1 9 は、例えば、半導体メモリ等のプロセッサにより高速に読み取り可能な記録媒体等を有する。パラメータメモリ 1 9 は、例えば、メインメモリ等である。パラメータメモリ 1 9 は、超音波スキャンを実施するために必要なパラメータ（以下、制御パラメータと称する）を記憶する。制御パラメータには、例えば、フレーム情報、ベクトル情報、ビーム情報、送信素子位置、送信遅延、送信開口、受信素子位置、受信遅延、受信開口、ヘッダ情報、デジタルフィルタ係数、プローブ選択データ、及びゲインデータ等が含まれる。

【 0 0 2 9 】

画像データベース 2 0 は、外部装置 4 0 から転送される画像データを記憶する。例えば、画像データベース 2 0 は、過去の診察において取得された同一患者に関する過去画像データを、外部装置 4 0 から取得して記憶する。過去画像データには、超音波画像データ、C T 画像データ、M R 画像データ、P E T（Positron Emission Tomography）- C T 画像データ、P E T - M R 画像データ及び X 線画像データが含まれる。また、過去画像データは、例えばボリュームデータ、及びレンダリング画像データとして記憶されている。

【 0 0 3 0 】

なお、画像データベース 2 0 は、M O、C D - R、D V D 等の記録媒体（メディア）に記録された画像データを読み込むことで、所望の画像データを格納してもよい。

【 0 0 3 1 】

入力インタフェース 2 1 は、入力装置 6 0 を介して、操作者からの各種指示を受け付ける。入力装置 6 0 には、例えば、マウス、キーボード、パネルスイッチ、スライダースイ

10

20

30

40

50

タッチ、ダイヤルスイッチ、トラックボール、ロータリーエンコーダ、操作パネル及びタッチコマンドスクリーン（ＴＣＳ）等が含まれる。また、入力装置６０には、超音波の送受信方式、及び受信信号の処理方式等を含む各種撮像モードを切り替えるためのスイッチ群が含まれる。スイッチ群は、ダイヤルスイッチ、及び／又はトラックボール等の機械的なデバイスのみならず、ＴＣＳ上に表示される操作パネル画像、又は、外部装置４０におけるセカンドコンソール上に表示される操作パネル画像等のいずれであってもよい。

【００３２】

入力インタフェース２１は、例えばバスを介してホストコンピュータ２４に接続され、操作者から入力される操作指示を電気信号へ変換し、電気信号をホストコンピュータ２４へ出力する。なお、本明細書において入力インタフェース２１は、マウス及びキーボード等の物理的な操作部品と接続するものだけに限られない。例えば、超音波診断装置１とは別体に設けられた外部の入力機器から入力される操作指示に対応する電気信号を無線信号として受け取り、この電気信号をホストコンピュータ２４へ出力する電気信号の処理回路も入力インタフェース２１の例に含まれる。

【００３３】

通信インタフェース２２は、ネットワーク１００等を介して外部装置４０と接続され、外部装置４０との間でデータ通信を行う。外部装置４０は、例えば、各種の医用画像のデータを管理するシステムであるＰＡＣＳ（Picture Archiving and Communication System）のデータベース、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベース等である。また、外部装置４０は、例えば、Ｘ線ＣＴ装置、ＭＲＩ（Magnetic Resonance Imaging）装置、核医学診断装置、及びＸ線診断装置等、本実施形態に係る超音波診断装置１以外の各種医用画像診断装置である。なお、外部装置４０との通信の規格は、如何なる規格であっても良いが、例えば、ＤＩＣＯＭ（Digital Imaging and Communication Medicine）が挙げられる。

【００３４】

制御回路２３は、例えば、超音波スキャンに関する動作を制御するプロセッサである。制御回路２３は、内部記憶回路１７に記憶されている動作プログラムを実行することで、この動作プログラムに対応する機能を実現する。具体的には、制御回路２３は、システム制御機能２３１、及びスイッチング周波数制御機能２３３を有する。

【００３５】

なお、システム制御機能２３１、及びスイッチング周波数制御機能２３３は、内部記憶回路１７に記憶される制御プログラムとして組み込まれることに限定されない。システム制御機能２３１、及びスイッチング周波数制御機能２３３は、例えば、制御回路２３内に組み込まれていてもよい。また、システム制御機能２３１、及びスイッチング周波数制御機能２３３は、例えば、装置本体１０に、各機能を実行可能な専用のハードウェア回路として組み込まれていてもよい。

【００３６】

システム制御機能２３１は、ホストコンピュータ２４からの各種指示に基づいて各種動作を実施する機能である。システム制御機能２３１が実行されると、制御回路２３は、例えば、ホストコンピュータ２４から各撮像モードの超音波スキャンを開始する開始指示を受け付ける。このとき、制御回路２３は、ビーム数、フレームレート、及び深さ等についても入力情報として受け付ける。制御回路２３は、受け付けた開始指示、ビーム数、フレームレート、及び深さ等に基づいて、所定のＰＲＦの超音波パルスを生成する。

【００３７】

制御回路２３は、受け付けた入力情報に基づいて、超音波送信回路１１、及び超音波受信回路１２に対する制御パラメータを設定する。具体的には、例えば、制御回路２３は、パラメータメモリ１９から送信位置情報、送信開口、及び送信遅延等を読み出し、読み出した送信位置情報、送信開口、及び送信遅延等を、生成したＰＲＦの値とともに超音波送信回路１１に設定する。また、制御回路２３は、パラメータメモリ１９から受信開口、及び受信遅延等を読み出し、読み出した受信開口、及び受信遅延等を超音波受信回路１２に

設定する。

【 0 0 3 8 】

制御回路 2 3 は、設定した制御パラメータに基づいて超音波送信回路 1 1、及び超音波受信回路 1 2 を制御し、各撮像モードに応じた超音波スキャンを実行する。具体的には、例えば、B モードの超音波スキャンを開始する開始指示をホストコンピュータ 2 4 から受信している場合、制御回路 2 3 は、超音波送信回路 1 1、及び超音波受信回路 1 2 を制御し、B モードスキャンを実行する。また、例えば、M モードの超音波スキャンを開始する開始指示をホストコンピュータ 2 4 から受信している場合、制御回路 2 3 は、超音波送信回路 1 1、及び超音波受信回路 1 2 を制御し、M モードスキャンを実行する。

【 0 0 3 9 】

制御回路 2 3 は、例えば、B モードが選択された状態で、パルスインバージョン (P I : Pulse inversion) を実施する旨の実施指示をホストコンピュータ 2 4 から受け付けると、超音波送信回路 1 1、及び超音波受信回路 1 2 を制御し、以下のような B モードスキャンを繰り返し行う。すなわち、制御回路 2 3 は、超音波送信回路 1 1 を制御し、超音波プローブ 7 0 から被検体 P に向けて、同一方向に続けて位相がお互いに 1 8 0 度異なる 2 回の超音波を送信する。そして、制御回路 2 3 は、超音波受信回路 1 2 を制御し、この 2 回の超音波送信に対して生成された 2 つの反射波信号を受信し、受信した 2 つの反射波信号に対して各種処理を施し、位相がお互いに 1 8 0 度異なる 2 つの受信信号を生成する。

【 0 0 4 0 】

また、制御回路 2 3 は、例えば、B モードが選択された状態で、コンビネーションフォーカスを実施する旨の実施指示をホストコンピュータ 2 4 から受け付けると、超音波送信回路 1 1、及び超音波受信回路 1 2 を制御し、以下のような B モードスキャンを繰り返し行う。すなわち、制御回路 2 3 は、超音波送信回路 1 1 を制御し、超音波プローブ 7 0 から被検体 P に向けて、同一方向に、かつ、複数の送信フォーカスに対し、複数回の超音波を送信する。そして、制御回路 2 3 は、超音波受信回路 1 2 を制御し、この複数回の超音波送信に対して生成された複数の反射波信号を受信し、受信した複数の反射波信号に対して各種処理を施し、送信フォーカスの異なる複数の受信信号を生成する。

【 0 0 4 1 】

スイッチング周波数制御機能 2 3 3 は、後述するスイッチング電源 2 5 のスイッチング動作のタイミングを決定するスイッチング周波数を制御する機能である。この機能は、所定の周波数のスイッチングクロックを生成し、生成したスイッチングクロックをスイッチング電源 2 5 へ供給する機能と換言可能である。スイッチング周波数制御機能 2 3 3 が実行されると、制御回路 2 3 は、P R F とスイッチング周波数との位相差が分散するように、スイッチング周波数を制御する。例えば、制御回路 2 3 は、P R F に対応するパルス繰り返し間隔 (P R I : Pulse Repetition Interval) に基づく周期で、スイッチング周波数を徐々に変更する。具体的には、制御回路 2 3 は、繰り返し周期毎に、予め設定される変更幅、例えば変更前のスイッチング周波数の 1 % ずつスイッチング周波数を変更する。変更幅は、例えば、スイッチング電源 2 5 が供給する出力電圧が不安定にならない程度の幅である。制御回路 2 3 は、例えば入力インタフェース 2 1 を介して任意の値を受け付け、受け付けた値を変更幅として設定することができる。スイッチング周波数の変更幅は、1 % に限定されず、例えば 0 . 5 %、及び 2 % 等であってもよい。

【 0 0 4 2 】

ホストコンピュータ 2 4 は、プロセッサを有し、超音波診断装置 1 の中枢として機能する。ホストコンピュータ 2 4 は、入力インタフェース 2 1 を介して、操作者等からの各種指示を受け付ける。ホストコンピュータ 2 4 は、受け付けた各種指示を、制御回路 2 3 に入力する。また、ホストコンピュータ 2 4 は、受け付けた指示に応じて、信号処理回路 1 3、及び画像生成回路 1 5 を制御し、超音波受信回路 1 2 で生成される受信信号に基づき、所定の超音波画像データを生成する。

【 0 0 4 3 】

ホストコンピュータ 2 4 は、例えば、入力インタフェース 2 1 を介し、B モードが選択

10

20

30

40

50

された状態で、パルスインバージョンを実施する旨の実施指示を受け付けると、受け付けた実施指示を制御回路 23 に入力する。ホストコンピュータ 24 は、信号処理回路 13、及び画像生成回路 15 を制御し、例えば、超音波受信回路 12 により生成される 2 つの受信信号、すなわち位相がお互いに 180 度異なる 2 つの受信信号を加算する。これにより、基本波成分が抑制され、主に 2 次高調波成分に対応する高調波信号が生成される。そして、ホストコンピュータ 24 は、生成した高調波信号に基づいて超音波画像データを生成する。

【0044】

また、ホストコンピュータ 24 は、例えば、入力インタフェース 21 を介し、B モードが選択された状態で、コンビネーションフォーカスを実施する旨の実施指示を受け付けると、受け付けた実施指示を制御回路 23 に入力する。ホストコンピュータ 24 は、信号処理回路 13、及び画像生成回路 15 を制御し、例えば、超音波受信回路 12 により生成される複数の受信信号、すなわち送信フォーカスの異なる複数の受信信号を加算する。これにより、浅い領域から深い領域までフォーカスされた受信信号が生成される。そして、ホストコンピュータ 24 は、生成した受信信号に基づいて超音波画像データを生成する。

【0045】

ホストコンピュータ 24 は、生成した超音波画像データに基づく超音波画像をディスプレイ 50 に表示する。

【0046】

スイッチング電源 25 は、例えば AC / DC コンバータ回路、又は、DC / DC コンバータ回路等を含む。スイッチング電源 25 は、制御回路 23 から供給されるスイッチングクロックに従い、トランジスタを ON / OFF することにより、不図示の商用電源から入力される AC 電圧、又は、DC 電圧から所定の電圧値の DC 電圧を生成する。スイッチング電源 25 は、生成した DC 電圧を、超音波診断装置 1 が備える各回路、例えば、超音波送信回路 11、及び超音波受信回路 12 等に供給する。

【0047】

次に、本実施形態に係る制御回路 23 が有するスイッチング周波数制御機能 233 によるスイッチング周波数の制御方法の例について、図を参照して説明する。

【0048】

図 2 は、本実施形態に係るスイッチング周波数の制御方法の例を説明するための図である。以下の説明では、B モードが選択された状態で、コンビネーションフォーカスを実施する旨の実施指示が入力され、4 つの送信フォーカスに対してそれぞれ B モードスキャンが実行されるものとする。また、スイッチング電源 25 の許容される周波数範囲は、400 KHz から 500 KHz までである場合を例として説明する。なお、送信フォーカスの数は、2 以上の整数であればどのような値であっても構わない。

【0049】

なお、本実施形態に係るスイッチング周波数の制御方法は、コンビネーションフォーカス法を利用した B モードスキャン以外でも適用可能である。例えば、本実施形態に係るスイッチング周波数の制御方法は、同じ方向（走査線）へ超音波を複数回送信して得られる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超音波画像データを生成する手法に適用可能である。すなわち、本実施形態に係るスイッチング周波数の制御方法は、例えば、コンビネーションフォーカス法を利用した M モードスキャン、パルスインバージョン法を利用した B モードスキャン、及びパルスインバージョン法を利用した M モードスキャン等に適用可能である。

【0050】

超音波パルスの送信タイミングを規定する PRI は、例えば超音波送信回路 11、及び超音波受信回路 12 等の動作周波数（以下、システムクロック周波数と称する。）に基づく周期の N（N は正の整数）倍に設定される。N は、例えば、システム変数と称され、超音波パルスを送受信する深さに応じて変動する変数である。以下の説明では、システムクロック周波数が、例えば、1.27 MHz であるものとする。システムクロック周波数が

10

20

30

40

50

1. 27 MHzであり、Bモードスキャンを実行する際のNを「20」とした場合、PRF・Fpは、 $1.27\text{ MHz} \div 20 = 63.5\text{ KHz}$ となる。

【0051】

図2では、スイッチング周波数Fs (KHz)、FsがPRF・Fp (KHz)の整数倍となるシステム変数の最小値、及びFsの変更順序が示されている。FsがFpの整数倍となるシステム変数の最小値は、超音波画像上にスイッチングノイズが重畳され得るシステム変数のうち、最小の値を表す。図2において、スイッチング周波数の初期値は、444.4 KHzに設定されているとする。スイッチング周波数の初期値は、例えば、入力インタフェース21を介して予め設定される。なお、スイッチング周波数：444.4 KHzは、PRF：63.5 KHzの整数倍である略7倍であるため、Bモードスキャン又はMモードスキャンで取得される超音波画像上に、スイッチングに起因するスイッチングノイズが表れる。

10

【0052】

本実施形態に係る制御回路23は、初期値を中心として、例えば、プラスマイナスで略10%の範囲内に収まるようにスイッチング周波数の最大値、及び最小値を決定する。これにより、図2で示されるように、初期値：444.4 KHzを中心として、スイッチング周波数の最大値は、例えば500 KHzに決定される。また、スイッチング周波数の最小値は、例えば400 KHzに決定される。

【0053】

ところで、上記の設定を用いて一般的な超音波診断装置により4つの送信フォーカスを用いたコンビネーションフォーカスが実施されると、同一方向における4つの異なる深さから反射波信号がそれぞれ検出される。このとき、スイッチング周波数：444.4 KHzは、PRF：63.5 KHzの略整数倍である略7倍であるため、検出された4つの反射波信号には、同じ時相で発生したスイッチングノイズが含まれる。そのため、この4つの反射波信号に基づく受信信号が加算されると、4つの反射波信号に含まれるスイッチングノイズも同じ時相で加算され、生成されるBモード画像に表れるスイッチングノイズは顕著なものとなる。

20

【0054】

そこで、本実施形態に係る制御回路23は、例えばPRIに基づく周期で、スイッチング周波数を予め設定された変更幅ずつ変更する。このとき、スイッチング周波数は、例えば、超音波パルスを送信するタイミングに基づいて変更される。なお、スイッチング周波数を変更するタイミングは、超音波パルスを送信するタイミングを基準とするものに限定されず、PRIに基づく周期に従っていれば任意の時点でもよい。

30

【0055】

図2に示される例では、制御回路23は、システム変数を20として設定したPRIに基づく周期で、スイッチング周波数を、例えば「444.4 KHz → 439.6 KHz → 434.8 KHz → 430.1 KHz → 425.5 KHz → 421.1 KHz → 416.7 KHz → 412.4 KHz → 408.2 KHz → 404.0 KHz → 400.0 KHz → 404.0 KHz → 408.2 KHz → 412.4 KHz → 416.7 KHz → 421.1 KHz → 425.5 KHz → 430.1 KHz → 434.8 KHz → 439.6 KHz → 444.4 KHz → 449.4 KHz → 454.5 KHz → 459.8 KHz → 465.1 KHz → 470.6 KHz → 476.2 KHz → 481.9 KHz → 487.8 KHz → 493.8 KHz → 500.0 KHz → 493.8 KHz → 487.8 KHz → 481.9 KHz → 476.2 KHz → 470.6 KHz → 465.1 KHz → 459.8 KHz → 454.5 KHz → 449.4 KHz → 444.4 KHz」のように、段階的に徐々に変更する。制御回路23は、このような変更制御を繰り返し実行する。

40

【0056】

以上の制御方法によれば、PRIに基づく最初の周期においては、スイッチング周波数が444.4 KHzのため、スイッチング周波数がPRF：63.5 KHzの整数倍になる。一方、2番目以降の周期では、スイッチング周波数が444.4 KHzとなる周期以

50

外は、スイッチング周波数が P R F の整数倍にはならない。これにより、スイッチング周波数が P R F の整数倍になる周期が連続することがなくなる。つまり、例えば、パルスインバージョン法、又はコンビネーションフォーカス法等において、反射波信号に含まれるスイッチングノイズが同じ時相で加算されることを避けることが可能となる。

【 0 0 5 7 】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の制御回路 2 3 がスイッチング周波数を変更する際の、超音波パルスの送信タイミングとスイッチングクロックの供給タイミングとの関係を、図 3 を用いて説明する。図 3 は、本実施形態に係る超音波パルスの送信タイミングとスイッチングクロックの供給タイミングとの関係の例を表すタイミングチャートである。図 3 に示される上段の波形は、設定されている P R I に従って送信される 4 つの超音波パルスの送信波形の例を表している。T は、P R I により規定される超音波パルスの送信タイミングを表している。

10

【 0 0 5 8 】

図 3 に示される下段の波形は、スイッチングクロックの送信波形を表している。t = t 1、t = t 2、t = t 3、及び t = t 4 は、スイッチング周波数を変更される時点を表している。t = t 1、t = t 2、t = t 3、及び t = t 4 は、例えば、対応する超音波パルスの送信タイミング T に基づいて設定される。なお、スイッチング周波数を変更される時点は、超音波パルスの送信タイミング T に基づく時点に限定されず、P R I に基づく周期に従っていれば任意の時点でもよい。

【 0 0 5 9 】

20

図 3 によれば、制御回路 2 3 は、スイッチング周波数制御機能 2 3 3 を実行することにより、スイッチング周波数を、「4 4 4 . 4 K H z → 4 3 9 . 6 K H z → 4 3 4 . 8 K H z → 4 3 0 . 1 K H z」と変更する。すなわち、制御回路 2 3 は、t = t 1、t = t 2、t = t 3、及び t = t 4 の時点で、4 4 4 . 4 K H z のスイッチングクロック S 1、4 3 9 . 6 K H z のスイッチングクロック S 2、4 3 4 . 8 K H z のスイッチングクロック S 3、及び 4 3 0 . 1 K H z のスイッチングクロック S 4 をそれぞれ生成し、スイッチング電源 2 5 に供給する。

【 0 0 6 0 】

複数のスイッチング周波数において、整数倍されてスイッチング周波数と一致する P R F を決定するためのシステム変数はそれぞれ異なる。すなわち、F s が F p の整数倍となるシステム変数の最小値は、スイッチング周波数毎に異なる。具体的には、スイッチング周波数：4 4 4 . 4 K H z に対するシステム変数の最小値は 2 0、4 3 9 . 6 K H z に対するシステム変数の最小値は 2 6、4 3 4 . 8 K H z に対するシステム変数の最小値は 1 8 4、4 3 0 . 1 K H z に対するシステム変数の最小値は 6 2 であり、それぞれ異なる。

30

【 0 0 6 1 】

図 2 を用いた上記の説明ではシステム変数が 2 0 と設定され、P R F が 6 3 . 5 K H z と設定されている。このため、超音波パルスの送信タイミング T に基づいてスイッチング周波数を予め設定された変更幅ずつ変更した場合、スイッチングノイズが発生し得るシステム変数の最小値は、変更したスイッチング周波数毎に異なる。すなわち、変更後のスイッチング周波数に由来する 4 つのスイッチングクロック間の位相が一致することはない。

40

【 0 0 6 2 】

図 4 は、本実施形態において、P R I により規定される超音波パルスが立ち上がる時点に基づいた場合に、各周期で発生するスイッチングクロックの関係を表す図である。図 4 では、スイッチングクロック S 1、S 2、S 3、及び S 4 の各波形を、超音波パルスが立ち上がる時点に基づいて、縦に整列して表している。

【 0 0 6 3 】

図 4 によれば、超音波パルスの送信タイミング T を含む期間 P 1 においては、超音波送信パルス、スイッチングクロック S 1、スイッチングクロック S 2、スイッチングクロック S 3、及びスイッチングクロック S 4 が O N となるタイミングは揃っている。一方で、期間 P 1 において超音波送信パルス及び各スイッチングクロックが O F F となるタイミン

50

グは一致していない。また、反射波信号を受信する期間 P 2、P 3、P 4 において、超音波送信パルス及び各スイッチングクロックが ON 及び OFF となるタイミングは一致していない。すなわち、超音波送信パルスと、各スイッチングクロックとの位相差が分散していることが分かる。これにより、例えば、スイッチングクロック S 1、S 2、S 3、及び S 4 が供給されている間にそれぞれ生成される 4 つの受信信号が加算される場合でも、スイッチングノイズが同じ位相で加算されることはない。したがって、複数の受信信号を加算して生成された超音波画像上に表れるスイッチングノイズの増加を抑制することが可能となる。

【0064】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、PRI に基づく周期で、スイッチング周波数を変更した場合でも、スイッチングクロックのデューティ比を維持することができる。図 5 は、本実施形態に係る制御回路 23 がスイッチング周波数を変更した場合の各スイッチングクロックのデューティ比を説明するための図である。図 5 に示される上段の波形は、超音波パルスの送信波形を表している。また、図 5 に示される下段の波形は、スイッチングクロックの送信波形を表している。具体的には、スイッチングクロック S 1、S 2、及び S 3 の送信波形を表している。また、 $t = t_5$ 、及び $t = t_6$ は、スイッチング周波数を変更される時点を表している。図 5 において、制御回路 23 は、超音波パルスの送信タイミング T に基づいてスイッチング周波数を変更している。図 5 によれば、スイッチングクロック S 1、S 2、及び S 3 のデューティ比は、それぞれ、 t_{11} / t_{12} 、 t_{21} / t_{22} 、及び t_{31} / t_{32} である。

【0065】

一般的に、超音波パルスの送信タイミング T の付近でスイッチングクロックにリセットをかけると、スイッチングクロックのデューティ比が維持できない場合がある。スイッチングクロックのデューティ比が維持できないと、スイッチング電源 25 の出力電圧が不安定になる。本実施形態に係る制御回路 23 によれば、徐々に、例えば変更前のスイッチング周波数の 1 % ずつスイッチング周波数を変更するため、 t_{11} / t_{12} 、 t_{21} / t_{22} 、及び t_{31} / t_{32} の値が等しくなるように制御することができる。したがって、スイッチング電源 25 は、安定した出力電圧を超音波送信回路 11、及び超音波受信回路 12 等に供することが可能となる。

【0066】

次に、本実施形態に係る制御回路 23 によるスイッチング周波数の制御方法により生成される超音波画像上に表れるスイッチングノイズを抑制できることを、図を用いて説明する。以下、B モードスキャンにおいて、4 つの送信フォーカスに対してコンビネーションフォーカスが実施されて B モード画像が生成されたものとして説明する。図 6 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 がディスプレイ 50 に表示する B モード画像の例を表す図である。図 7 は、スイッチング周波数を制御しない場合の B モード画像の例を表す図である。一般的に、スイッチングノイズは、走査線（ラスタ）方向に平行に表れる。図 6 によれば、B モード画像上に顕著なスイッチングノイズは表れていない。一方、図 7 によれば、領域 R 1 内に走査線（ラスタ）方向に対して平行に顕著なノイズが表れている。このように、本実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、B モード画像上に表れるスイッチングノイズを抑制することができる。

【0067】

上記実施形態によれば、制御回路 23 は、超音波送信回路 11、及び超音波受信回路 12 を制御し、PRI に基づく周期で被検体 P に超音波を送信し、被検体 P から反射波信号を受信する。スイッチング電源 25 は、制御回路 23 から供給されるスイッチングクロックの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、生成した電圧を超音波送信回路 11、及び超音波受信回路 12 に供給する。制御回路 23 は、PRI に基づく周期で、スイッチング周波数を予め設定された変更幅ずつ変更する。

【0068】

これにより、例えば B モードスキャン又は M モードスキャンにより生成された複数の受

10

20

30

40

50

信信号が加算される場合であっても、PRFとスイッチング周波数との位相差が分散されるため、同じ位相においてスイッチングノイズが加算されることを抑制することができる。

【0069】

したがって、Bモードスキャン又はMモードスキャンを実行する場合において、超音波画像上に表れるスイッチングノイズの増加を抑制することが可能となる。

【0070】

(第2の実施形態)

第1の実施形態では、超音波送信回路11、超音波受信回路12、信号処理回路13、制御回路23、及びスイッチング電源25が、装置本体10に含まれる場合について説明した。しかしながら、これに限られない。第2の実施形態では、超音波送信回路11、超音波受信回路12、信号処理回路13、制御回路23、及びスイッチング電源25が、超音波プローブ70a内に含まれる場合を説明する。

【0071】

図8は、第2の実施形態に係る超音波診断装置1aの機能構成の例を示す図である。図8に示されるように、超音波診断装置1aは、処理装置10a、超音波プローブ70a、ディスプレイ50、及び入力装置60を備える。処理装置10aは、ネットワーク100を介して外部装置40と接続される。また、処理装置10aは、ディスプレイ50、及び入力装置60と接続される。超音波プローブ70aは、処理装置10aと着脱自在に接続される。

【0072】

超音波プローブ70aは、探触部71、超音波送信回路11、超音波受信回路12、通信インタフェース72、パラメータメモリ19、制御回路23、及びスイッチング電源25を含む。なお、超音波プローブ70aは、オフセット処理や、超音波画像のフリーズ等の際に押下されるボタン等を入力インタフェースとして有していてもよい。

【0073】

探触部71は、複数の圧電振動子、圧電振動子に設けられる整合層、及び圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックিং材等を有する。探触部71は、圧電振動子により、超音波送信回路11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。探触部71から被検体Pへ超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。探触部71は、圧電振動子により、反射波を受信する。探触部71は、受信した反射波を反射波信号に変換する。

【0074】

通信インタフェース72は、有線、又は無線により処理装置10aと接続され、処理装置10aとの間でデータ通信を行う。具体的には、例えば、通信インタフェース72は、処理装置10aのホストコンピュータ24からの各種指示を受信し、受信した指示を制御回路23へ出力する。また、通信インタフェース72は、超音波受信回路12で生成される受信信号を処理装置10aへ出力する。なお、有線は例えば、USB(Universal Serial Bus)により実現されるが、これに限定されない。

【0075】

図8に示される処理装置10aは、超音波プローブ70aから出力される受信信号に基づいて超音波画像を生成する装置である。処理装置10aは、信号処理回路13、画像生成回路15、内部記憶回路17、画像メモリ18、画像データベース20、入力インタフェース21、通信インタフェース22a、及びホストコンピュータ24を有する。

【0076】

通信インタフェース22aは、有線、又は無線により超音波プローブ70aと接続され、超音波プローブ70aとの間でデータ通信を行う。具体的には、例えば、通信インタフェース22aは、ホストコンピュータ24からの各種指示を超音波プローブ70aへ出力する。また、通信インタフェース22aは、超音波プローブ70aで生成される受信信号をホストコンピュータ24へ出力する。また、通信インタフェース22aは、ネットワー

10

20

30

40

50

ク 1 0 0 等を介して外部装置 4 0 と接続され、外部装置 4 0 との間でデータ通信を行う。

【 0 0 7 7 】

なお、超音波プローブ 7 0 a、及び処理装置 1 0 a の構成は上記に限定されない。例えば、超音波プローブ 7 0 a は、パラメータメモリ 1 9 を必ずしも有しなくてもよい。また、超音波プローブ 7 0 a は、信号処理回路 1 3 を有していても構わない。また、超音波プローブ 7 0 a は、超音波送受信を実現するための制御プログラム、及びスイッチング周波数制御機能 2 3 3 を実現するための制御プログラム等を記憶するメモリを有していても構わない。

【 0 0 7 8 】

また、本実施形態に係る処理装置 1 0 a に含まれる構成すべてが、超音波プローブ 7 0 a 内に含まれてもよい。この場合、超音波プローブ 7 0 a は、超音波画像を表示するためのディスプレイ 5 0 (ディスプレイ、タブレット端末、スマートフォン等)と、U S B または無線で接続されてもよい。

【 0 0 7 9 】

また、処理装置 1 0 a は、ディスプレイ 5 0、及び入力装置 6 0 を含んでいてもよい。このとき、処理装置 1 0 a は、例えば、タブレット端末、又はスマートフォン等の端末装置により実現される。

【 0 0 8 0 】

(その他の実施形態)

加えて、実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(ハードディスク等)、光ディスク(C D - R O M、D V D 等)、半導体メモリ等の記憶媒体に格納して頒布することも可能である。

【 0 0 8 1 】

以上説明した少なくとも 1 つの実施形態によれば、B モードスキャン又は M モードスキャンを実行する場合において、超音波画像上に表れるスイッチングノイズの増加を抑制することができる。

【 0 0 8 2 】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、G P U (Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路(A p p l i c a t i o n S p e c i f i c I n t e g r a t e d C i r c u i t : A S I C)、プログラマブル論理デバイス(例えば、単純プログラマブル論理デバイス(S i m p l e P r o g r a m m a b l e L o g i c D e v i c e : S P L D)、複合プログラマブル論理デバイス(C o m p l e x P r o g r a m m a b l e L o g i c D e v i c e : C P L D)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ(F i e l d P r o g r a m m a b l e G a t e A r r a y : F P G A))等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせる 1 つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。さらに、図 1 における複数の構成要素を 1 つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

【 0 0 8 3 】

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。

【符号の説明】

【 0 0 8 4 】

10

20

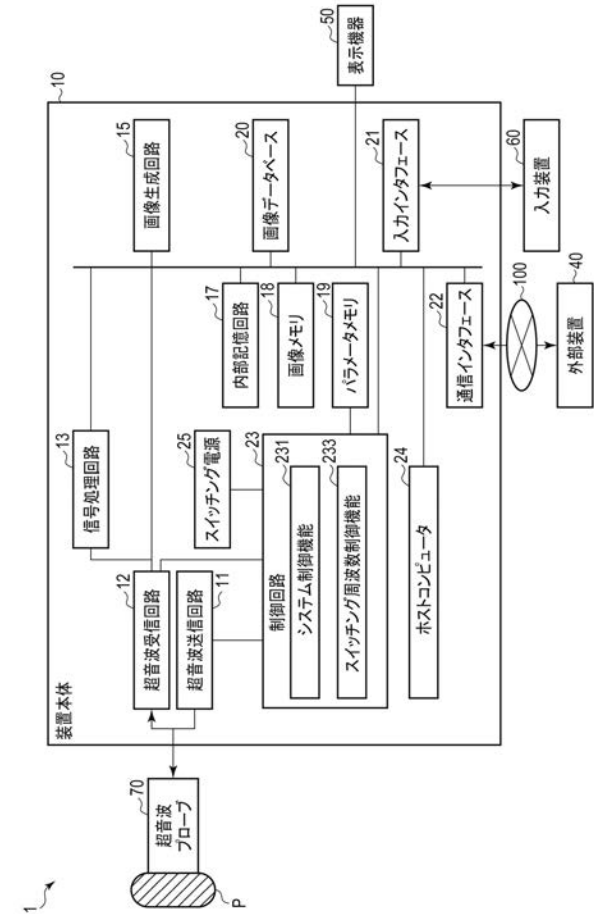
30

40

50

- 1 , 1 a ... 超音波診断装置
- 1 0 ... 装置本体
- 1 0 a ... 処理装置
- 1 1 ... 超音波送信回路
- 1 2 ... 超音波受信回路
- 1 3 ... 信号処理回路
- 1 5 ... 画像生成回路
- 1 7 ... 内部記憶回路
- 1 8 ... 画像メモリ
- 1 9 ... パラメータメモリ
- 2 0 ... 画像データベース
- 2 1 ... 入力インタフェース
- 2 2 , 2 2 a ... 通信インタフェース
- 2 3 ... 制御回路
- 2 3 1 ... システム制御機能
- 2 3 3 ... スイッチング周波数制御機能
- 2 4 ... ホストコンピュータ
- 2 5 ... スイッチング電源
- 4 0 ... 外部装置
- 5 0 ... ディスプレイ
- 6 0 ... 入力装置
- 7 0 , 7 0 a ... 超音波プローブ
- 7 1 ... 探触部
- 7 2 ... 通信インタフェース
- 1 0 0 ... ネットワーク

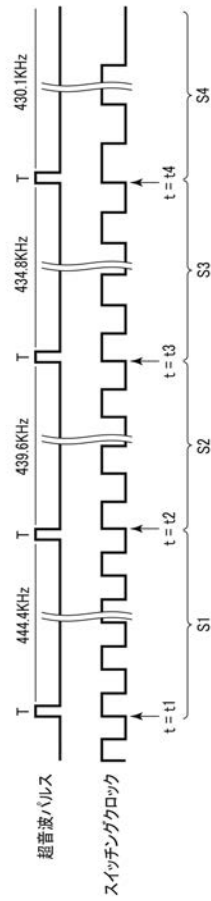
【 図 1 】



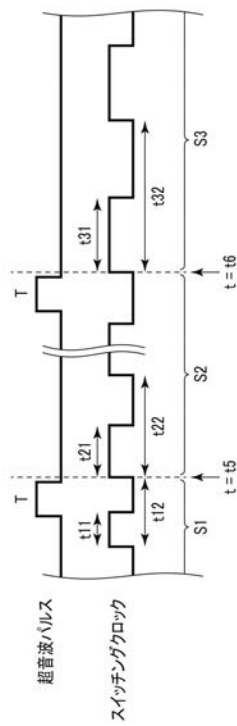
【 図 2 】

	Fs(KHz)	FsがFpの整数倍となるシステム変数の最小値	Fsの変更順序
1	400.0	200	
2	404.0	22	
3	408.2	28	
4	412.4	194	
5	416.7	64	
6	421.1	190	
7	425.5	188	
8	430.1	62	
9	434.8	184	
10	439.6	26	
11	444.4	20	
12	449.4	178	
13	454.5	176	
14	459.8	58	
15	465.1	172	
16	470.6	170	
17	476.2	8	
18	481.9	166	
19	487.8	164	
20	493.8	18	
21	500.0	160	

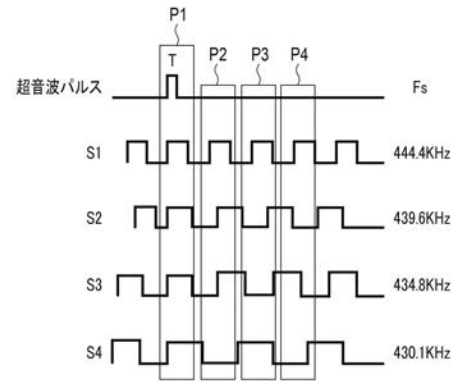
【図 3】



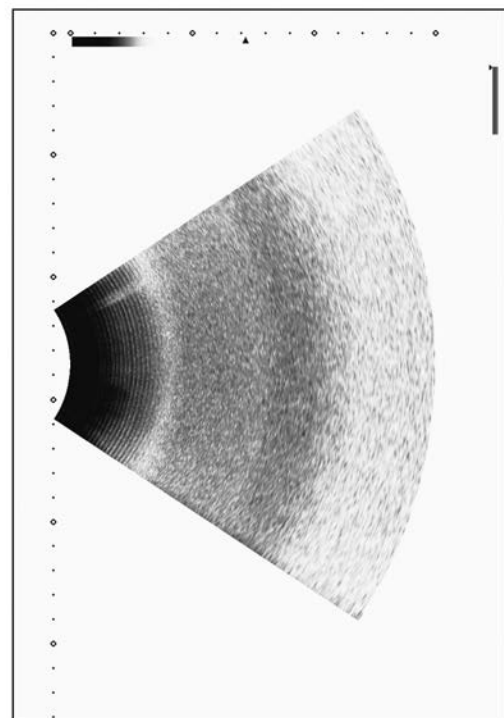
【図 5】



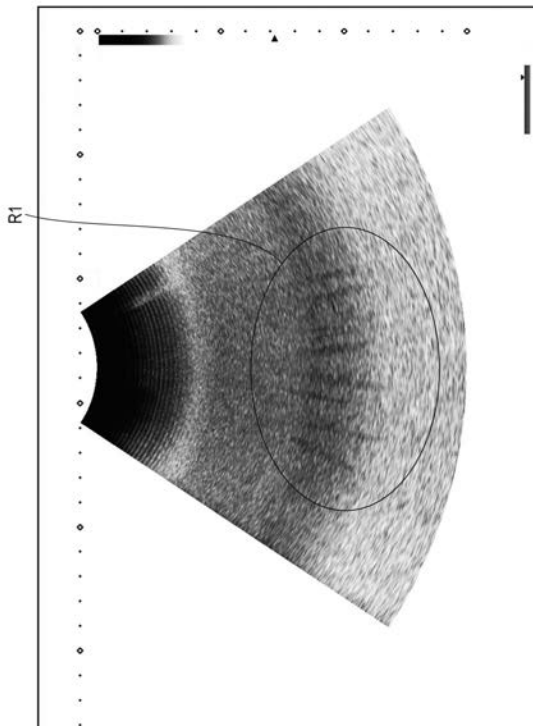
【図 4】



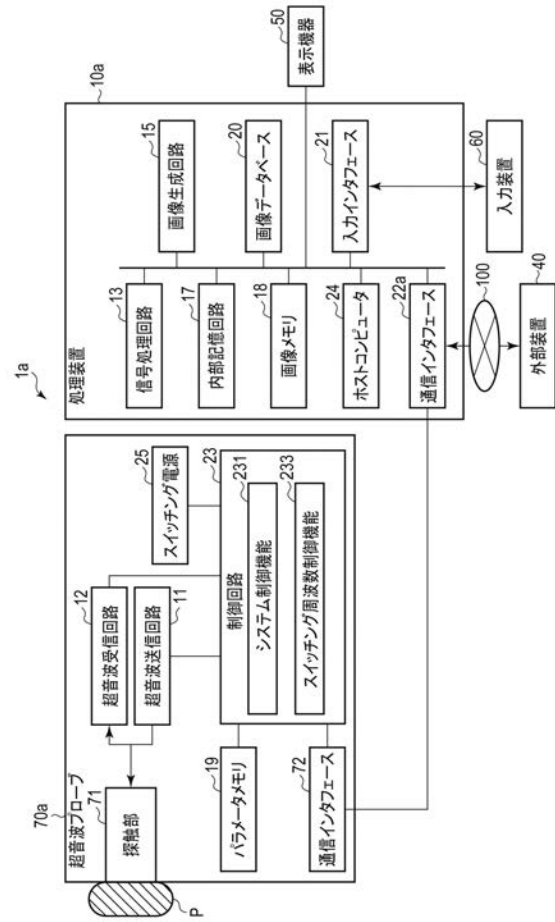
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 崔 載鎬

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 EE02 GB04 GB06 GD04 HH13 HH29 KK47 LL26 LL33

解决的问题：在执行B模式扫描或M模式扫描时，抑制出现在超声图像上的开关噪声增加。根据一个实施例，超声诊断设备包括收发器，开关电源和控制器。发送/接收单元以预设的重复周期向对象发送超声波并从对象接收回波信号。开关电源通过根据开关频率进行开关来产生电压，并将该电压提供给发送/接收单元。控制单元针对每个重复周期以预定的改变宽度改变开关频率。[选型图]图1

