

(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2006-81730

(P2006-81730A)

(43) 公開日 平成18年3月30日(2006.3.30)

(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 8 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2004-269792 (P2004-269792)
(22) 出願日 平成16年9月16日 (2004.9.16)

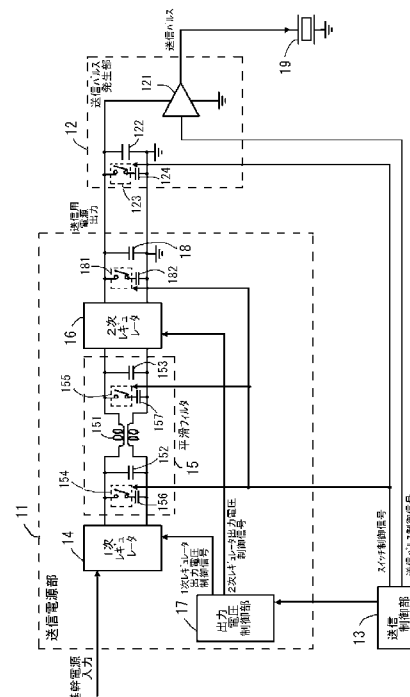
(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 110000235
特許業務法人 天城国際特許事務所
(72) 発明者 藤原 周太
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社社内
(72) 発明者 内海 勲
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
メディカルシステムズ株式会社社内
Fターム(参考) 4C601 DD03 DE06 EE08 EE15 HH01
HH05

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 充電電流を抑えた異なる駆動電圧への遷移が行なわれ、かつ超音波反射信号の受信が低ノイズで行なわれて、高画質の超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 分割された期間毎に、振動子19を異なる駆動電圧で作動させる超音波診断装置であって、前記振動子を第1の駆動電圧で駆動する第1の期間において、前記第1の駆動電圧を出力する電源のフィルタ15あるいは出力に接続される第1のコンデンサ152、153、18、122と、前記第1のコンデンサより大きい静電容量値を有し、前記第1の期間に続く比較的長い時間で、前記振動子を前記第1の駆動電圧より低い第2の駆動電圧で駆動する第2の期間においてオンとなるスイッチ手段154、255、181、123を介し、前記第1のコンデンサに並列接続される第2のコンデンサ156、157、182、124とを具備し、前記第1の期間と前記第2の期間が交互に繰り返されて、前記第2の期間において前記振動子で受信した超音波信号を用いて超音波診断画像を描出することを特徴とする超音波診断装置。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

分割された期間毎に、振動子を異なる駆動電圧で作動させる超音波診断装置であって、前記振動子を第 1 の駆動電圧で駆動する第 1 の期間において、前記第 1 の駆動電圧を出力する電源のフィルタあるいは出力に接続される第 1 のコンデンサと、

記第 1 の期間に続く比較的長い時間で、前記振動子を前記第 1 の駆動電圧より低い第 2 の駆動電圧で駆動する第 2 の期間においてオンとなるスイッチ手段を介し、前記第 1 のコンデンサに並列接続される第 2 のコンデンサとを具備し、

前記第 1 の期間と前記第 2 の期間が交互に繰り返されて、前記第 2 の期間において前記振動子で受信した超音波信号を用いて超音波診断画像を描出することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記第 2 のコンデンサは、前記第 1 のコンデンサより大きい静電容量値を有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】

前記第 1 および第 2 のコンデンサは、前記電源がスイッチングレギュレータで構成され、その出力に設けられる平滑フィルタを構成するフィルタコンデンサであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 および第 2 のコンデンサは、前記電源が 3 端子レギュレータで構成され、その出力に設けられる高周波除去フィルタを構成するフィルタコンデンサであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記第 1 および第 2 のコンデンサは、前記電源からの出力が入力される回路の入力端に設けられる高周波除去フィルタを構成するフィルタコンデンサであることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

分割された期間毎に、振動子を異なる駆動電圧で作動する超音波診断装置であって、前記振動子を第 1 の駆動電圧で駆動する第 1 の期間において、前記第 1 の駆動電圧を出力する電源に備える高周波信号を除去する第 1 の組の複数のコンデンサと、

30

前記第 1 の期間に続く比較的長い時間で、前記振動子を前記第 1 の駆動電圧より低い第 2 の駆動電圧で駆動する第 2 の期間においてオンとなるスイッチ手段を介し、前記第 1 の組のコンデンサそれぞれに並列接続される第 2 の組の複数のコンデンサとを具備し、

前記第 1 の期間と前記第 2 の期間が交互に繰り返されて、前記第 2 の期間において前記振動子で受信した超音波信号を用いて超音波診断画像を描出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 2 の組の複数のコンデンサそれぞれは、前記第 1 の組の複数のコンデンサより大きい静電容量値をそれぞれ有することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 1 の期間で生体内の微小気泡を壊すフラッシュ用超音波信号の駆動が、前記第 2 の期間では、超音波診断画像信号の駆動が、前記振動子に行われるフラッシュエコー方式で作動することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置の振動子駆動電源に関し、特にフラッシュエコー方式などの異なる電圧で振動子を駆動する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

50

生体内の構造や機能を断層画像としてリアルタイムで観察することができる超音波診断装置が広く利用されている。この超音波診断装置において、生体内血流の機能状況を描出するドップラエコー法は一般的によく行なわれており、さらに生体内血液などの体液の状況をリアルタイムで描出、観測する血流造影手法の一つとして、フラッシュエコー方式も造影剤の開発に伴い最近では広く行われる。

【0003】

このフラッシュエコー方式では、造影剤による微小気泡を壊すために、まず、画像を得るための超音波信号より十分大きい駆動電圧で振動子を駆動するフラッシュ用超音波信号を放射する。その後、臨床画像を描出する超音波信号を数十回～数百回放射し、数フレームの画像を表示する。この手順を繰り返して、投与した造影剤の微小気泡に超音波信号が反射されて、気泡画像が血流状態として描出される。

10

【0004】

一般的な超音波診断装置では、例えば図4に示すように、駆動送信部43が駆動パルスを振動子44に印加して超音波を発生する送信と、同振動子44による超音波反射信号の受信で、電気信号に変換され、前置増幅器46に入力される受信信号が共に、振動子へ接続している共通の接続リード線49を介して行なわれるため、駆動送信部43の電源ノイズが受信信号に混入することになる。これを避けるために、駆動送信部43の内部の電源には、静電容量が大きいコンデンサによるフィルタ、あるいは静電容量値が大きい出力コンデンサを備えている。

【0005】

20

しかし、前述のように異なる電圧で超音波振動子を駆動する超音波診断装置、特にフラッシュエコー方式のように、フラッシュ用超音波信号の駆動電圧が画像用超音波送信信号の数倍以上の駆動電圧に設定される場合では、図5で示すように、振動子を駆動する電源を高電圧に切替える同図(a)に示すレギュレータ出力変化のタイミングで、これらのコンデンサの充電電流は、コンデンサ容量及び同図(b)に示す充電電圧に比例し、充電時間に反比例する関係となり、同図(c)に示す大きな電流値となる。

【0006】

さらに、フラッシュエコー画像の画質品質を高めるためには、より高い周波数の送信繰り返し周波数を使用した高頻度の画像用超音波送信信号による高密度の走査線表示が必要となる。これには、超音波送信信号の低電圧からフラッシュ用超音波信号の高電圧への駆動電圧の遷移が、できる限り短時間であることが望まれる。反面、コンデンサ充電電流が、前述のように充電時間に反比例するので、回路の過大な充電電流を抑えると、最大送信繰り返し周波数に制約が生じる。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上に述べたフラッシュエコー方式などのような超音波駆動電源電圧を切替え、出力の異なる超音波信号による超音波画像を描出する超音波診断装置では、超音波診断画像の画質の向上において、描出走査線密度と走査線ノイズがトレードオフの関係になり、それぞれに制約が生じる問題があった。さらに造影効果を高めるために、フラッシュ用超音波信号の出力を高めるためにこの駆動電圧を高めると、先のトレードオフの関係がさらに厳しくなることも大きな問題点となっていた。

40

【0008】

この発明は上記の問題点に鑑みてなされたもので、駆動電圧の異なる超音波信号の放射により超音波画像を描出するものであって、異なる駆動電圧への遷移が電源充電電流を抑えた短時間で行なわれ、かつ画像描出の超音波反射信号の受信が低ノイズで行なわれて、高品質の画質が確保できる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】

【0009】

上記の目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、分割された期間毎に、振動

50

子を異なる駆動電圧で作動させる超音波診断装置であって、前記振動子を第１の駆動電圧で駆動する第１の期間において、前記第１の駆動電圧を出力する電源のフィルタあるいは出力に接続される第１のコンデンサと、前記第１の期間に続く比較的長い時間で、前記振動子を前記第１の駆動電圧より低い第２の駆動電圧で駆動する第２の期間においてオンとなるスイッチ手段を介し、前記第１のコンデンサに並列接続される第２のコンデンサとを具備し、前記第１の期間と前記第２の期間が交互に繰り返されて、前記第２の期間において前記振動子で受信した超音波信号を用いて超音波診断画像を描出することを特徴とするものである。

【００１０】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記第２のコンデンサは、前記第１のコンデンサより大きい静電容量値を有することを特徴とするものである。

10

【００１１】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記第１および第２のコンデンサは、前記電源がスイッチングレギュレータで構成され、その出力に設けられる平滑フィルタを構成するフィルタコンデンサであることを特徴とするものである。

【００１２】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記第１および第２のコンデンサは、前記電源が３端子レギュレータで構成され、その出力に設けられる高周波除去フィルタを構成するフィルタコンデンサであることを特徴とするものである。

【００１３】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記第１および第２のコンデンサは、前記電源からの出力が入力される回路の入力端に設けられる高周波除去フィルタを構成するフィルタコンデンサであることを特徴とするものである。

20

【００１４】

また、本発明の超音波診断装置は、分割された期間毎に、振動子を異なる駆動電圧で作動する超音波診断装置であって、前記振動子を第１の駆動電圧で駆動する第１の期間において、前記第１の駆動電圧を出力する電源に備える高周波信号を除去する第１の組の複数のコンデンサと、前記第１の期間に続く比較的長い時間で、前記振動子を前記第１の駆動電圧より低い第２の駆動電圧で駆動する第２の期間においてオンとなるスイッチ手段を介し、前記第１の組のコンデンサそれぞれに並列接続される第２の組の複数のコンデンサとを具備し、前記第１の期間と前記第２の期間が交互に繰り返されて、前記第２の期間において前記振動子で受信した超音波信号を用いて超音波診断画像を描出することを特徴とするものである。

30

【００１５】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記第２の組の複数のコンデンサそれぞれは、前記第１の組の複数のコンデンサより大きい静電容量値をそれぞれ有することを特徴とするものである。

【００１６】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記第１の期間で生体内に微小気泡を発生するフラッシュ用超音波信号の駆動が、前記第２の期間では、超音波診断画像信号の駆動が前記振動子に行われるフラッシュエコー方式で作動することを特徴とするものである。

40

【発明の効果】

【００１７】

本発明によれば、フラッシュエコー方式の超音波診断装置であって、送信部の電源に組み込まれた平滑フィルタのコンデンサ、電源出力コンデンサ、及び電源入力コンデンサのそれぞれが、駆動電源電圧が高電圧に遷移するフラッシュ用超音波信号の放射期間では、コンデンサ充電電流を抑える小さい静電容量値に、画像描出の超音波反射信号受信の期間ではノイズを抑える並列コンデンサが付加されて、大静電容量値にそれぞれ切換え設定されるので、過大な充電電流が流れることを抑え、かつ充電時間も短く走査線あるいはフレ

50

ームレートを高密度にすることができ、さらに走査線ノイズを十分低く抑えた超音波診断装置を提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明の実施形態を図面により詳細に説明する。

【0019】

図1は、本発明の超音波診断装置の一実施形態を示す送信部の回路図である。

【0020】

また、図4は、フラッシュエコー方式による超音波診断装置の一般的な概略構成を示すブロック図であり、一実施形態を示す図1の回路図は、図4の送信部40の詳細の接続を示すものである。 10

【0021】

本発明が適用されるフラッシュエコー方式を用いた超音波診断装置の構成と、その作動の概略を、図4を用いて説明する。

【0022】

フラッシュエコー方式を用いる超音波診断装置の実施形態は、基準クロック発生部41で発生した基準クロックが、電圧切換え部42に入力される。この電圧切換え部42では、基準クロックに同期してフラッシュ用超音波信号のタイミングで高電圧の駆動電源に切換え、その他のタイミングでは送信繰り返し周波数で、超音波画像データを得る超音波信号の比較的低い電圧の駆動電源に切換える。 20

【0023】

駆動電源の2種の電圧を切換えて、超音波振動子44を駆動する電氣的な駆動パルスのフラッシュ用超音波信号と画像データを得る超音波信号を、駆動送信部43が発生する。さらにこの2種類の駆動パルスが、探触子45と呼ばれるハンスキャナに備えられた超音波振動子44に印加されて、超音波信号に変換され、これが生体内部に向けて放射される。

【0024】

体内に放射された超音波信号は、生体組織の内部あるいはその境界において一部が反射され、超音波反射信号となって再び探触子45の超音波振動子44に受信される。この超音波反射信号は、超音波振動子の可逆作用で電気信号の反射波受信信号に変換され、これが前置増幅器46に入力されて、さらに増幅された信号が信号処理部47で処理されて臨床画像データが出力される。この出力を画像表示部48にフラッシュエコー画像として描出、表示する。 30

【0025】

次に、図1を用いて、本実施形態の詳細を説明する。本実施形態の超音波診断装置の送信部は、大きくは、所定のタイミングでコンデンサが並列接続で付加される送信電源部11と、同じく所定のタイミングで電源部入力にコンデンサが並列接続で付加される送信パルス発生部12、及びこの所定のタイミングを設定する信号を含む制御信号を出力する送信制御部13から構成される。

【0026】

送信電源部11は、超音波診断装置の本体に設けられた基幹電源から供給される電圧Vが、フラッシュ用超音波信号の駆動電圧である比較的高い電圧V_hと、この電圧V_hより低い画像信号の駆動電圧である電圧V_lに対応するスイッチングレギュレータ電源などの1次レギュレータ14に入力される。この1次レギュレータ14の出力にはコンデンサ152、153および平滑コイル151から成るπ型に構成した平滑フィルタの一部が接続されており、さらに、コンデンサ152、153それぞれには、所定のタイミングでスイッチ154、155がオン・オフの作動をしてコンデンサ156、157がそれぞれに並列接続され、あるいは切り離される平滑フィルタ15を接続している。 40

【0027】

さらにこのフィルタの出力が、駆動電圧の安定を高める不飽和領域で作動する制御素子 50

を直列に配した 3 端子レギュレータ方式などの 2 次レギュレータ 16 の入力に接続する。この 2 次レギュレータ 16 の出力端には高周波ノイズを除去する出力コンデンサ 18 と、同じく所定のタイミングでスイッチ 181 がオン・オフの作動をしてコンデンサ 182 を並列接続して、送信パルス発生部 12 への駆動電圧を出力する。

【0028】

また、送信電源部 11 には、出力電圧制御部 17 を備えて、これから出力される 1 次レギュレータ出力電圧制御信号が 1 次レギュレータ 14 に入力され、同じく 2 次レギュレータ出力電圧制御信号が 2 次レギュレータ 16 に入力され、さらに送信制御部 13 から所定のタイミングでオン・オフにするスイッチ制御信号がそれぞれスイッチ 154、155、181 に入力される。

10

【0029】

送信パルス発生部 12 は、送信電源部 11 の出力電圧が、入力コンデンサ 122 と、送信制御部 13 から出力されたスイッチ制御信号による所定のタイミングでスイッチ 123 が作動して並列接続となるコンデンサ 124 に接続、印加され、これを駆動電源とするスイッチ回路で構成される送信パルス発生回路 121 が接続されて、送信制御部 13 から出力された送信パルス制御信号に応じて、振動子 19 を駆動する送信パルスを出力する。

【0030】

送信制御部 13 は、振動子 19 からフラッシュ用超音波信号と画像信号を得る超音波信号の 2 種の超音波パルス信号の放射タイミングをそれぞれ制御する送信パルス制御信号と、このフラッシュ用超音波信号と画像信号の超音波信号のそれぞれの駆動電圧を制御する送信電源制御信号、及び画像信号の超音波信号の放射するタイミングの間、スイッチ 154、155、181、123 がオンとなる制御を行なうスイッチ信号をそれぞれ出力電圧制御部 17 と送信パルス発生回路 121 へ出力する。

20

【0031】

なお、スイッチ 154、155、181、123 のそれぞれにより並列に接続されるコンデンサ 156、157、182、124 の各静電容量値は、これらと対をなす常時接続されているコンデンサ 152、153、18、122 との静電容量比率がおおむね 2 倍以上の比率で設定すると好適であり、これらの比率は回路設計において設定される。

【0032】

次に、この実施形態の作用、動作について、図 2 に示すタイミング図、あるいは図 3 の出力波形の模式図を用いて説明する。

30

【0033】

本実施形態は、全てのタイミングの基調は図 1 に示していないシステムクロックに基づいて行われ、これに同期して図 2 (e) に示す送信パルス制御信号が送信制御部 13 から出力される。なお、システムクロックは、図 4 に基準クロックとして示すものと、基本的な作用、動作は同じである。

【0034】

この送信制御部 13 からの送信パルス制御信号は、超音波振動子からフラッシュ用超音波信号と画像信号を放射するタイミングを制御する信号で、同図 (a) に示すように、パルス P f のタイミングでフラッシュ用超音波信号 D f を、パルス P g のタイミングで画像信号 D g を放射する。

40

【0035】

同図 (e) に示したように、パルス P f の周期 T a は、診断の対象やフラッシュ (キャビテーションによる微小気泡の発生を指す) させる造影剤の種類により設定が異なるが、一般的には例えば 0.5 秒から 0.05 秒の範囲である。一方、パルス P g は、パルス P f の前後に振動子の印加電圧の遷移不応時間に対応する時間 T c 1、T c 2 を設けて、これを避けた期間に周期 T b で繰り返し放射し、フレームレートやスキャン角、あるいはスキャン幅にも依存する数 100 ~ 数 KHz の繰り返し周波数で出力する。

【0036】

また、送信制御部 13 から、図 2 (b) に示すパルス時間 T c 2 の出力電圧制御信号が

50

、フラッシュ用超音波信号のタイミングであるパルス P f の以前に出力電圧制御部 17 に入力され、さらにこれに同期する 1 次レギュレータ出力電圧制御信号および 2 次レギュレータ出力電圧制御信号が、出力電圧制御部 17 からそれぞれ 1 次レギュレータ 14 あるいは 2 次レギュレータ 16 に入力される。

【0037】

この出力電圧制御信号が入力された 1 次レギュレータ 14 あるいは 2 次レギュレータ 16 により、送信用電源 11 から送信パルス発生部 12 への出力電圧が、同図 (c) に示すように時間 T c 2 の期間に高電圧 V h に達する。

【0038】

一方、これらのレギュレータの出力電圧が高電圧 V h となる同じタイミングの時間 T c 2 の期間で、出力電圧制御部 17 からスイッチ制御信号が出力されて、平滑フィルタ 15 のスイッチ 154、155、出力コンデンサ部のスイッチ 181、入力コンデンサ部のスイッチ 123 全てを「オフ」にして、これらのスイッチに直列接続しているコンデンサ 156、157、出力コンデンサ部のコンデンサ 182、入力コンデンサ部のコンデンサ 124 を切り離して、静電容量値が切り離し前の例えば半分あるいは、数分の 1 の静電容量値に設定しているコンデンサ 152、153、出力コンデンサ部のコンデンサ 18、入力コンデンサ部のコンデンサ 122 がそれぞれ回路に接続されている状態に変化させ、静電容量値を減少する。

【0039】

送信用電源 11 の電圧出力を高電圧 V h とする時間 T c 2 のタイミングでは、回路の各コンデンサがこの高電圧に対する充電が一斉に行われる。この充電において、コンデンサに流れ込む瞬時電流 ΔI の大きさは、出力電圧の遷移時間 ΔT と、出力電圧の変化 ΔV と、負荷となるコンデンサ容量 C の積で決まる電荷 $\Delta Q = C \cdot \Delta V$ に依存するので、 $\Delta I = \Delta Q / \Delta T = C \cdot \Delta V / \Delta T$ の関係がある。したがって、前述のスイッチによる並列接続のコンデンサの切り離しにより、充電電圧 (ΔV) が高くなっても、コンデンサ容量 C が数分の 1 の容量値 C' に減少するので、図 3 (c) に示すように、過大な電流を流さないで、高電圧 V h にすることができる。

【0040】

そしてこの充電が確実に成される時間 T c 2 の後半で、図 2 (a) および (e) のタイミングチャートで示すように、送信パルス制御信号のパルス P f の入力された送信パルス発生回路 121 によりフラッシュ用超音波信号の駆動信号が出力され超音波振動子から超音波のフラッシュ用超音波信号 D f が放射される。

【0041】

フラッシュ用超音波信号 D f を放射した後の送信パルス制御信号は、図 2 (c) および (e) に示すように、高電圧駆動した振動子の振動余韻の緩和と、送信用電源部 11 の出力電圧を画像信号のために低い駆動電圧に下げる電圧遷移の時間を考慮した時間 T c 1 を経過した後に、画像信号 D g を放射するタイミングのパルス P g を周期 T b で、これが次のフラッシュ用超音波信号 D f の時間 T c 2 前まで繰り返す。

【0042】

この周期 T b でパルス P g による画像信号を放射している時間、すなわちフラッシュ用超音波信号を放射するパルス P f 以降で次のパルス P f までの期間では、図 2 (f) に示すように、スイッチ制御信号は、平滑フィルタ 15 のスイッチ 154、155、出力コンデンサ部のスイッチ 181、入力コンデンサ部のスイッチ 123 の全てを「オン」にして、コンデンサ 152、153、出力コンデンサ部のコンデンサ 18、入力コンデンサ部のコンデンサ 122 のそれぞれに、コンデンサ 156、157、出力コンデンサ部のコンデンサ 182、入力コンデンサ部のコンデンサ 124 のそれぞれを並列接続し、静電容量値はそれぞれ加算した値となる。

【0043】

さらに、このスイッチ制御信号が送信制御部 13 から出力され、出力電圧制御信号により 1 次レギュレータおよび 2 次レギュレータが低電圧出力 V l に切換えられ、送信用電源

10

20

30

40

50

１１の出力電圧が超音波画像信号を得るための比較的低い駆動電圧に下げられて、送信パルス発生部１２に入力される。

【００４４】

この切換えは、同図（ｆ）に示すスイッチ制御信号が入力された出力電圧制御部１７から１次レギュレータ制御信号が１次レギュレータ１４に、２次レギュレータ制御信号が２次レギュレータ１６にそれぞれ送られて、所定の高電圧出力になるように設定される。

【００４５】

このパルスＰｇによる前述の画像信号が放射され、この加算した静電容量値となったこの期間では、生体内で反射した微弱な超音波反射信号を、大きい静電容量値の受信回路の特性である回路ノイズや電源ノイズを抑えた受信をする。

10

【００４６】

なお、上にした説明では、送信用電源部および送信パルス発生部に設けられた高周波ノイズを除去するフィルタを構成する３つの回路に実施する実施形態を示したが、これらを統合した超音波診断装置の振動子駆動・受信部の設計においては、それぞれ送信用電源部および送信パルス発生部にノイズマージンが設定されて構成される。したがって、マージンの設定に対応して、上述の３つのいずれかの部分のコンデンサに対し、本実施形態を適用することの本発明と目的とその効果を同じくするものである。

【００４７】

本実施形態によれば、送信部の電源に組み込まれた平滑フィルタ１５のコンデンサ１５２、１５３、電源出力コンデンサ１８、及び電源入力コンデンサ１２２のそれぞれが、駆動電源電圧の遷移のあるフラッシュ用超音波信号の放射期間ではそれぞれ単独の小さい静電容量値になって、コンデンサ充電電流を抑える。一方、画像描出の超音波反射信号受信の期間では低ノイズに抑える並列コンデンサ１５６，１５７，１８２，１２３のそれぞれがスイッチ素子で付加されて、これらがそれぞれに加算された大きい静電容量値に切り換えられても、このタイミングでは印加電圧が低いので、過大な充電電流が流れることがなく、充電に要する時間も短く、走査線密度あるいはフレームレートが高く取れ、かつ走査線ノイズを十分低く抑えた超音波診断装置を提供できる。

20

【００４８】

また、フラッシュ用超音波信号の放射期間と超音波反射信号受信の期間それぞれの回路条件を、個別に設計できるので、期間タイミングそれぞれの最良の条件設定で設計が行なえ、トレードオフとなる従来と比べて設計が容易となる利点もある。

30

【図面の簡単な説明】

【００４９】

【図１】本発明の実施形態を示す構成図。

【図２】本発明の実施形態の各信号の関係を示すタイミング図。

【図３】本実施形態における電源出力コンデンサの充電電流と出力電圧の関係を示す図。

【図４】一般的なフラッシュエコー方式の超音波診断装置の構成概略図。

【図５】一般的なフラッシュエコー方式の超音波診断装置の問題点を説明する図。

【符号の説明】

【００５０】

40

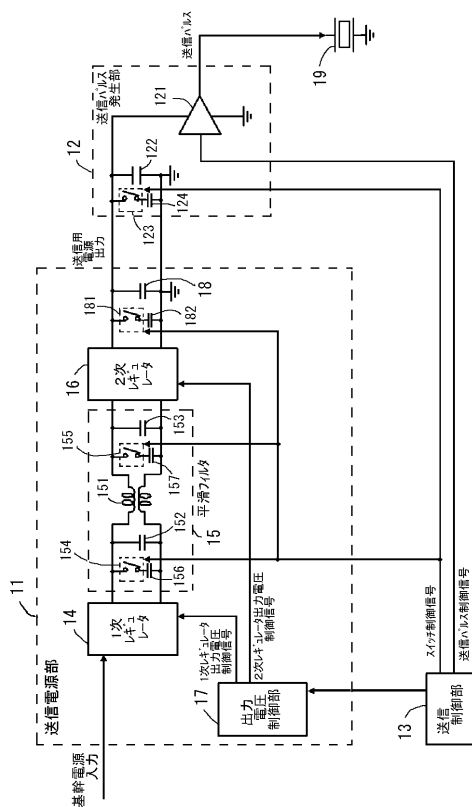
- １１・・・送信電源部、
- １２・・・送信パルス発生部、
- １３・・・送信制御部、
- １４・・・１次レギュレータ、
- １５・・・平滑フィルタ、
- １６・・・２次レギュレータ、
- １７・・・出力電圧制御部、
- １８・・・出力コンデンサ、
- １９、４４、・・・超音波振動子、
- ４０・・・送信部、

50

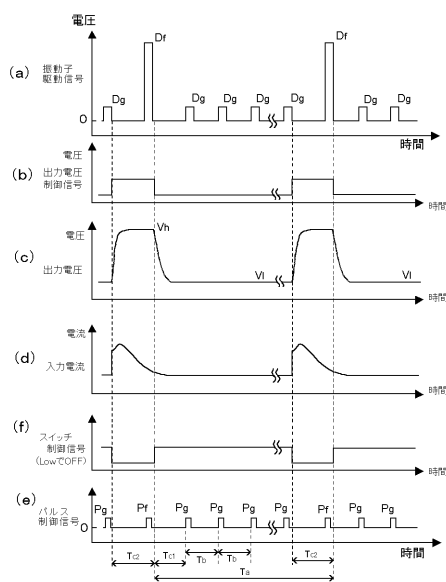
4 1 . . . 基準クロック発生部、
4 2 . . . 電圧切換え部、
4 3 . . . 駆動送信部、
4 5 . . . 探触子、
4 6 . . . 前置増幅器、
4 7 . . . 信号処理部、
4 8 . . . 画像表示部
4 9 . . . 接続リード線、
1 2 1 . . . 送信パルス発生回路、
1 2 2 . . . 入力コンデンサ、
1 2 3、1 5 4、1 5 5、1 8 1 . . . スイッチ、
1 5 1 . . . 平滑コイル、
1 5 2、1 5 3、1 5 6、1 5 7 . . . コンデンサ。

10

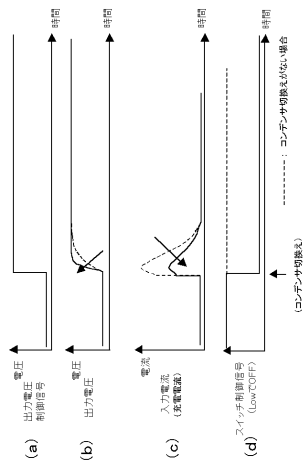
【 図 1 】



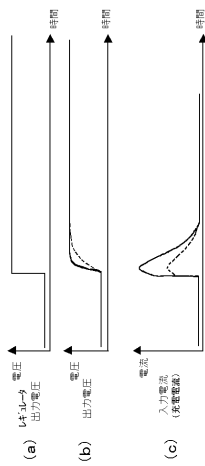
【圖 2】



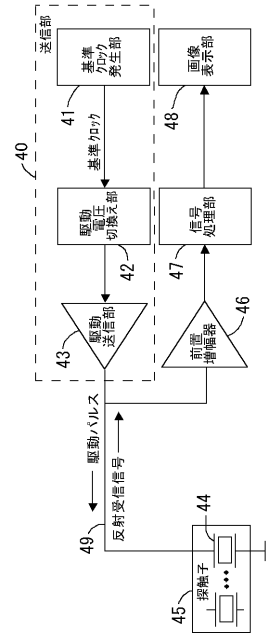
【図 3】



【図 5】



【図 4】



フロントページの続き

【要約の続き】

【選択図】 図1

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006081730A	公开(公告)日	2006-03-30
申请号	JP2004269792	申请日	2004-09-16
[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	藤原周太 内海勲		
发明人	藤原 周太 内海 勲		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE06 4C601/EE08 4C601/EE15 4C601/HH01 4C601/HH05		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种具有高图像质量的超声诊断设备，其中在抑制了充电电流的情况下执行向不同驱动电压的转变，并且以低噪声进行超声反射信号的接收。 解决方案：该超声诊断设备在每个划分的周期内以不同的驱动电压操作振动器19，其中在以第一驱动电压驱动振动器的第一时间段中，在第一时段中，第一电容器152、153、18、122连接到滤波器15的输出或输出第一电容器的驱动电压并且具有比第一电容器更大的电容值的电源的输出。在随后的相对较长的时间内，第一装置经由开关装置154、255、181、123在第二周期中被接通，在第二周期中，振动器由低于第一驱动电压的第二驱动电压驱动。与第一周期和第二周期的电容器并联连接的第二电容器156、157、182、124在第二周期中交替地重复振荡。超声诊断图像是使用由该超声波诊断装置。[选型图]图1

