

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5974898号
(P5974898)

(45) 発行日 平成28年8月23日(2016. 8. 23)

(24) 登録日 平成28年7月29日(2016. 7. 29)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-548298 (P2012-548298)	(73) 特許権者	000001270
(86) (22) 出願日	平成24年8月27日(2012. 8. 27)		コニカミノルタ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/005350		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(87) 国際公開番号	W02013/031169	(74) 代理人	100105050
(87) 国際公開日	平成25年3月7日(2013. 3. 7)		弁理士 鷲田 公一
審査請求日	平成27年3月6日(2015. 3. 6)	(74) 代理人	100155620
(31) 優先権主張番号	特願2011-189277 (P2011-189277)		弁理士 木曾 孝
(32) 優先日	平成23年8月31日(2011. 8. 31)	(72) 発明者	西垣 森緒
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内
		審査官	宮川 哲伸
			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】

超音波振動子に駆動パルス出力信号を印加して超音波を照射させる送信パルス発生器と、

前記送信パルス発生器を制御して前記駆動パルス出力信号を出力させるトリガ信号を生成するトリガ信号生成器とを備え、

前記トリガ信号生成器は、前記超音波振動子を駆動する駆動期間においては駆動周期Tを1周期とするトリガ信号を生成し、前記駆動期間終了後の所定の期間においては、前記駆動期間Tの半分のT/2の周期で前記T/2より短いパルス幅のトリガ信号を前記T/2の周期で複数生成することにより前記駆動期間終了に伴い生じる超音波振動子出力信号の振幅を徐々に減衰する制御を行うことを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記トリガパルスは、前記超音波振動子の駆動期間終了後の所定期間において、前記T/2の周期を保ったまま、徐々に減衰させる、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記トリガパルスは、前記超音波振動子の駆動期間終了後の所定期間において、パルス開始点、パルス幅、パルス数、及びパルス休止期間の少なくとも何れか一つを設定することで、前記駆動期間終了に伴い生じる超音波振動子出力信号の振幅を徐々に減衰させる、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

10

20

前記駆動パルス出力信号は、正の駆動パルスと負の駆動パルスを有し、

前記送信パルス発生器は、前記超音波振動子に前記正の駆動パルスを生成する第 1 スイッチと、前記負の駆動パルスを生成する第 2 スイッチとを有する、請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記トリガ信号は、前記第 1 スイッチを制御する第 1 トリガ信号および前記第 2 スイッチを制御する第 2 トリガ信号を有する、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記トリガ信号は、前記超音波振動子の駆動期間終了後における前記第 1 スイッチと前記第 2 スイッチを前記 $T/2$ の周期で交互にオン状態にし、前記 $T/2$ の周期ごとに前記オン状態の時間を徐々に減少する、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

前記トリガ信号は、前記駆動期間の前記第 1 スイッチと前記第 2 スイッチのオン・オフの切り換わる期間において、前記第 1 スイッチと前記第 2 スイッチとを同時にオフ状態にさせる、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 1 スイッチと前記第 2 スイッチに入力される前記第 1 トリガ信号と前記第 2 トリガ信号を入れ換えるスイッチ手段を有し、

前記スイッチ手段の制御によりパルスインバージョン高調波イメージングを行うことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 9】

前記第 1 トリガ信号と前記第 2 トリガ信号のオン・オフ周波数が、前記超音波振動子の中心周波数よりも低い、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記第 1 トリガ信号と前記第 2 トリガ信号のオン・オフ周波数が、前記超音波振動子の中心周波数よりも高い、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用の診断に用いられる超音波診断装置に関し、より詳細には、超音波診断装置において体内に照射するための超音波パルスを生成する技術に関する。

30

【背景技術】

【0002】

医療分野において、対象部位の画像診断を行うのに超音波診断装置が用いられている。図 14 は、超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。超音波振動子 1 は、超音波と電気とを相互に変換するものであり、ケーブル 2 により超音波診断装置本体の送信パルス発生器 3 および受信回路 5 に接続されている。送信パルス発生器 3 は、ケーブル 2 を介して超音波振動子 1 に高電圧電気パルスの駆動パルス列である駆動パルス出力信号を供給するためのものである。駆動パルス出力信号は、トリガ信号生成器 104 で生成されたトリガ信号により発生タイミングが制御される。受信回路 5 は、体内で反射された超音波が超音波振動子 1 で電気に変換されたエコー信号を増幅しビーム集束などを行う。信号処理部 6 は、受信回路 5 の出力信号を信号処理し、振幅情報や流れ情報などを算出する。表示部 7 は、信号処理部 6 で処理された画像、情報を表示する。

40

【0003】

また、図示されていないが、この超音波診断装置は、操作者が超音波診断装置を操作するための操作部、全体の制御を行う制御部を含む。

【0004】

この超音波診断装置の構成において、送信パルス発生器 3 から発生される駆動パルス出力信号の波形はいくつかの種類があり、どのような波形を出力可能とするかにより送信パルス発生器 3 の内部構成が決定される。

50

【 0 0 0 5 】

送信パルス発生器 3 は、トリガ信号生成器 1 0 4 からの出力であるトリガ信号を高電圧電気パルスの駆動パルス出力信号に変換する一種の増幅器と見なすことができる。超音波以外の用途での増幅器は、一般に線形増幅器が用いられるが、線形増幅器は回路内部での電力消費が大きく、発熱などの問題があるため、超音波診断装置においては、ごく一部でしか用いられていない。超音波診断装置の送信パルス発生器 3 として一般に用いられるのは、F E T スイッチを用いた回路である。図 2 は、F E T スイッチを用いた送信パルス発生器 3 の概略回路図である。図 7 は、図 2 の回路におけるトリガ信号と駆動パルス出力信号を示すタイミングチャートである。

【 0 0 0 6 】

10

F E T スイッチを用いたスイッチ型の回路における駆動パルス出力信号の波形は、大別して正側もしくは負側のみに振幅を持つユニポーラ波形と、正負両方に振幅を持つバイポーラ波形とに分けられる。図 2 の構成はバイポーラ波形を生成するタイプで、第 1 F E T スイッチ 1 1 をオンすることにより、超音波振動子 1 へのラインを正電圧源に、第 2 F E T スイッチ 1 2 をオンすることにより、超音波振動子 1 へのラインを負電圧源に接続する。送信パルス発生器 3 は、図 7 のように第 1 F E T スイッチ 1 1 と第 2 F E T スイッチ 1 2 とを交互にオンすることで駆動パルスを発生する。

【 0 0 0 7 】

一方、ユニポーラ波形に関しては、出力を正電圧源（または負電圧源）、またはグラウンドに接続するための 2 つの F E T スイッチを交互にオンすることで駆動パルス出力信号が発生する。図 2 の回路において、負電圧源をグラウンドに接続し、2 つの F E T スイッチを交互にオンすることによりユニポーラタイプの波形を生成することが可能である。

20

【 0 0 0 8 】

ユニポーラ波形を生成する送信パルス発生器は、単に第 1 トリガ信号と第 2 トリガ信号のオンオフが反転した信号とすることができるので、実質的にトリガ信号が 1 種類のみしか必要でない。このため回路規模を小さくすることができるが、生成する駆動パルス出力信号の周波数の選択範囲が狭いことなどから最近では使用例が少なくなっている。

【 0 0 0 9 】

一方、バイポーラ波形を生成する送信パルス発生器は、正電圧源、負電圧源に接続する 2 つの F E T スイッチから構成されるため、駆動パルス出力信号の発生が終了した後に、超音波探触子に電圧を印加しないようにするために両方の F E T スイッチをオフにする。この場合、送信パルス発生器の出力がハイインピーダンスになるため、過渡的な波形が生じるという問題がある。

30

【 0 0 1 0 】

図 8 A は、送信パルス発生器 3 の出力を開放にした状態の駆動パルス出力信号を示す図であり、駆動期間が終わった後、過渡現象期間においてチャージが少しずつリークしていくことで電圧が徐々にグラウンドレベルに近づく。図 8 B は、送信パルス発生器 3 に超音波振動子 1 を接続した状態の駆動パルス出力信号を示す図であり、超音波振動子 1 が一種の共振回路となるため、駆動期間の後に、振動しながら徐々に減衰していく。

【 0 0 1 1 】

40

この過渡現象部分を抑えるために、図 9 A に示す構成が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。この構成は、正電圧源と負電圧源との間に直列に第 1 F E T スイッチ 1 0 1 と、第 2 F E T スイッチ 1 0 2 が接続され、第 1 F E T スイッチ 1 0 1 と第 2 F E T スイッチ 1 0 2 との接続点が超音波振動子 1 に接続されている。この接続点には、一方が接地された第 3 F E T スイッチ 1 0 3 が接続されている。

【 0 0 1 2 】

図 9 B は、各 F E T スイッチに入力されるトリガ信号と超音波振動子 1 に供給される駆動パルス出力信号を示すタイミングチャートである。駆動パルス出力信号から分かるように、過渡現象に対しある程度の効果は認められる。しかしながら、F E T スイッチの数やその制御信号が増えるというデメリットがある。

50

【 0 0 1 3 】

また、駆動期間の後に、トリガ信号発生器からごく短いトリガ信号を発生させることで、駆動期間後に蓄積されているチャージを開放する方法も知られている（例えば、特許文献 2 参照）。しかしながら、図 1 0 に示すこの方法のタイミングチャートから分かるように、過渡応答期間は減少するものの残存してしまい、特に超音波振動子 1 を接続したときの残存が顕著である。

【 0 0 1 4 】

次に、体内での非線形伝播により発生した高調波を用いたイメージングについて説明する。高調波を用いたイメージングは、通常の方法と比較して、横方向の分解能を向上させることができる。このため、血管や心腔内のような反射の少ない部位においては、周囲の組織からの影響が少ない画像が観察できる。

10

【 0 0 1 5 】

高調波イメージングにはいくつかの方法があるが、例えば受信信号にハイパスフィルタをかけることにより、基本波成分を除去し高調波成分のみを抽出する方法などが知られている。

【 0 0 1 6 】

超音波の送受信に用いられる超音波振動子 1 には送受信効率が良い部分（帯域）があり、その範囲は帯域幅が超音波振動子 1 の中心周波数に対する 7 0 %（比帯域）程度とそれほど広くはない。一般の送受信においては、帯域のほぼ中心で送受信を行うが、高調波を用いたイメージングにおいては、送信では超音波振動子 1 の帯域の低い側を、受信では超音波振動子 1 の帯域の高い側を用いる。また、高調波イメージングは体内で発生した高調波を用いてイメージングを行うため、駆動パルス出力信号そのものに高調波を含むと画質が劣化する。

20

【 0 0 1 7 】

超音波診断装置は、ドプラ血流計やカラーフロー血流映像装置としてのモードがある。ドプラ血流計やカラーフロー血流映像装置の原理や構成はすでに広く知られているため、詳細な説明は省略するが、同一方向に複数回の超音波を送受信し、受信信号中の位相変化分を抽出し、血流として表示するものである。ドプラ血流計およびカラーフロー血流映像装置においては、位相の変化量を流速に換算しており、流速が同じでも送受信に用いる周波数が異なると位相の変化量が変わってくる。具体的には周波数が高いほど位相の変化量が大きくなる。

30

【 0 0 1 8 】

さらに、1 0 M H z 程度の比較的高い周波数を用いて超音波を送受信する場合に、被検者や検査部位により体組織中での散乱が大きく、音響ノイズの多い画像しか得ることができない場合がある。このような場合には、駆動パルス出力信号の周波数を下げることで音響ノイズを低減させることができる。

【 0 0 1 9 】

逆に、比較的低い周波数帯域を持つ超音波振動子 1 を用い、方位分解能を向上させることを目的とし、駆動パルスの周波数を上げることで、超音波振動子 1 から発生する超音波パルスの周波数を超音波振動子 1 の中心周波数より高くする場合もある。すなわち、超音波振動子 1 の中心周波数を用いるとは限らない。

40

【 0 0 2 0 】

上記のように、図 2 に示した送信パルス発生器 3 の場合、駆動期間の後に両方の F E T スイッチをオフにすると、前述のように過渡応答（過渡応答期間）が続く。この過渡応答は、図 1 1 A ~ 図 1 1 C に示すように、駆動期間の周波数（周期： $T_L > T_0$ 、 $T_H < T_0$ ）に関わらず、超音波振動子 1 の自由振動の周期 T_0 、つまり、周波数は超音波振動子 1 の中心周波数 f_0 付近の周波数となる。

【 0 0 2 1 】

図 1 2 A は駆動期間の周波数が、図 1 1 A のように超音波振動子 1 の自由振動の周期 T_0 （周波数： f_0 ）の場合の周波数スペクトルであり、単峰性の特性となる。

50

【 0 0 2 2 】

これに対し図 1 2 B は図 1 1 B のように超音波振動子 1 の自由振動の周期 T_0 (周波数 f_0) より低い周波数 f_L で駆動した場合の周波数スペクトルであり、駆動周波数 f_L 付近の成分のほかに高い周波数成分を含む。

【 0 0 2 3 】

図 1 2 C は逆に図 1 1 C のように超音波振動子 1 の自由振動の周期 T_0 (周波数 f_0) より高い周波数 (f_H) で駆動した場合であり、駆動周波数 f_H 付近の成分のほかに低い周波数成分を含む。

【 0 0 2 4 】

特に、高調波イメージングにおいて、駆動パルス出力信号そのものに高い周波数を含むことは画質の劣化につながる。また、ドプラ血流計やカラーフロー血流映像装置においても、駆動パルス出力信号に高い周波数を含むことは、受信信号においても同様に高い周波数を含むことになり、正確な血流速度が求められないという問題が生じる。

【 0 0 2 5 】

さらに、比較的高い周波数を用いて送信を行った結果、被検者や検査部位により音響ノイズが多い場合に、超音波振動子の中心周波数よりも低い送信周波数を用いようとしても、上記のような超音波振動子 1 の過渡現象により高い周波数が含まれてしまうため、所望の効果が得られないという問題も生じる。

【 0 0 2 6 】

これらの問題における従来の解決手法について下記に述べる。図 9 A に示した送信パルス発生器 3 の場合、FET スイッチが 2 つの構成に比べ効果は認められるものの、ケーブルとグランドに接続する FET スイッチ 1 0 3 のインピーダンスが超音波振動子と同じにならないため、十分な効果が期待できないという問題がある。また、図 1 0 に示した方式においても十分な効果は期待できない。

【 0 0 2 7 】

この問題を解決するために、インダクタを用いる手法が知られている (例えば、特許文献 3 参照)。図 1 3 は、この方法を用いた超音波探触子の構成を示すブロック図である。送信パルス発生器 1 1 4 および受信回路 1 1 5 と超音波振動子 1 1 1 との間に、インダクタ 1 1 3 とスイッチ 1 1 2 とを並列にした回路を挿入することで、電気的な固有振動数を変えるものである。送信時にはインダクタ 1 1 3 を用いて固有振動数を下げ、受信時にはスイッチ 1 1 2 をオンにすることでインダクタ 1 1 3 を無効にする。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 2 8 】

【 特許文献 1 】 特開平 1 1 - 3 4 2 1 2 7 号公報

【 特許文献 2 】 特開平 2 0 0 2 - 3 1 5 7 4 8 号公報

【 特許文献 3 】 特開平 8 - 1 8 2 6 8 0 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 2 9 】

しかしながら、図 1 3 に示した構成にすると、スイッチやインダクタといった回路物量が増えるほか、送信と受信とのタイミングでスイッチの切替が必要なため、切替ノイズが発生するという問題が生じる。

【 0 0 3 0 】

本発明は、上記従来の課題を解決するもので、回路部品の量を最小限に保ちつつ、過渡応答における超音波振動子の自由振動を抑制することにより振動の周波数を定常時の周波数に保つことが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 】

【 0 0 3 1 】

本発明の超音波診断装置は、上記課題を解決するために、超音波振動子に駆動パルス出

10

20

30

40

50

力信号を印加して超音波を照射させる送信パルス発生器と、前記送信パルス発生器を制御して前記駆動パルス出力信号を出力させるトリガ信号を生成するトリガ信号生成器とを備え、前記トリガ信号生成器は、前記超音波振動子を駆動する駆動期間においては駆動周期 T を1周期とするトリガ信号を生成し、前記駆動期間終了後の所定の期間においては、前記駆動期間 T の半分の $T/2$ の周期で前記 $T/2$ より短いパルス幅のトリガ信号を前記 $T/2$ の周期で複数生成することにより前記駆動期間終了に伴い生じる超音波振動子出力信号の振幅を徐々に減衰する制御を行うことを特徴とする。

【0032】

また、前記トリガパルスは、前記超音波振動子の駆動期間終了後の所定期間において、前記 $T/2$ の周期を保ったまま、徐々に減衰させる構成にすることができる。

10

【0033】

また、前記トリガパルスは、前記超音波振動子の駆動期間終了後の所定期間において、パルス開始点、パルス幅、パルス数、及びパルス休止期間の少なくとも何れか一つを設定することで、前記駆動期間終了に伴い生じる超音波振動子出力信号の振幅を徐々に減衰させる構成にすることができる。

【0034】

また、前記駆動パルス出力信号は、正の駆動パルスと負の駆動パルスを有し、前記送信パルス発生器は、前記超音波振動子に前記正の駆動パルスを生成する第1スイッチと、前記負の駆動パルスを生成する第2スイッチとを有する構成にすることができる。

【0035】

20

また、前記トリガ信号は、前記第1スイッチを制御する第1トリガ信号および前記第2スイッチを制御する第2トリガ信号を有する構成にすることができる。

【0036】

また、前記トリガ信号は、前記超音波振動子の駆動期間終了後における前記第1スイッチと前記第2スイッチを前記 $T/2$ の周期で交互にオン状態にし、前記 $T/2$ の周期ごとに前記オン状態の時間を徐々に減少する構成にすることができる。

【0037】

また、前記トリガ信号は、前記駆動期間の前記第1スイッチと前記第2スイッチのオン・オフの切り換わる期間において、前記第1スイッチと前記第2スイッチとを同時にオフ状態にさせる構成にすることができる。

30

【0038】

また、前記第1スイッチと前記第2スイッチに入力される前記第1トリガ信号と前記第2トリガ信号を入れ換えるスイッチ手段を有し、前記スイッチ手段の制御によりパルスインバージョン高調波イメージングを行う構成にすることができる。

【0039】

また、前記第1トリガ信号と前記第2トリガ信号のオン・オフ周波数が、前記超音波振動子の中心周波数よりも低い構成にすることもできる。また、前記第1トリガ信号と前記第2トリガ信号のオン・オフ周波数が、前記超音波振動子の中心周波数よりも高い構成にすることもできる。

【発明の効果】

40

【0040】

本発明によれば、駆動期間終了後に、駆動期間の周波数に対応したパルスを印加することにより、回路物量を最小限に保ちつつ、過渡応答における超音波振動子の自由振動を抑制して超音波の周波数を定常時の周波数に保つことができる。その結果、良好な画質の超音波画像の描出や計測が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の送信パルス発生器の構成

50

を示す回路図である。

【図 3】図 3 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の動作を示すタイミングチャートである。

【図 4】図 4 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置の動作を示すタイミングチャートである。

【図 5】図 5 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波診断装置の送信パルス発生器の構成を示す回路図である。

【図 6】図 6 は、本発明の実施の形態 4 に係る超音波診断装置の動作を示すタイミングチャートである。

【図 7】図 7 は、従来の超音波診断装置の動作を示すタイミングチャートである。

10

【図 8 A】図 8 A は、従来の超音波診断装置において出力を開放した状態の駆動パルス出力信号を示す図である。

【図 8 B】図 8 B は、従来の超音波診断装置において超音波振動子を接続した状態の駆動パルス出力信号を示す図である。

【図 9 A】図 9 A は、別の従来の超音波診断装置における送信パルス発生器の構成を示す回路図である。

【図 9 B】図 9 B は、別の従来の超音波診断装置の動作を示すタイミングチャートである。

【図 10】図 10 は、従来の超音波診断装置の動作を示すタイミングチャートである。

【図 11 A】図 11 A は、従来の超音波診断装置における駆動パルスの出力信号を示す図である。

20

【図 11 B】図 11 B は、従来の超音波診断装置における駆動パルスの出力信号を示す図である。

【図 11 C】図 11 C は、従来の超音波診断装置における駆動パルスの出力信号を示す図である。

【図 12 A】図 12 A は、超音波振動子から出力された超音波のスペクトルを示す図である。

【図 12 B】図 12 B は、超音波振動子から出力された低い周波数成分を含む超音波のスペクトルを示す図である。

【図 12 C】図 12 C は、超音波振動子から出力された高い周波数成分を含む超音波のスペクトルを示す図である。

30

【図 13】図 13 は、従来のさらに別の超音波診断装置の送信パルス発生器の構成を示す回路図である。

【図 14】図 14 は、従来の超音波診断装置の構成を示す概略ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0042】

以下、本発明の超音波診断装置の実施の形態について図面を参照しながら説明する。

【0043】

(実施の形態 1)

本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置は、図 1 に示した構成であり、従来の構成と概略同様である。トリガ信号生成部 104 以外の構成は、図 14 と同様の符号を用いて示している。すなわち、送信パルス発生器 3 は、図 2 に示すように、正電圧源と負電圧源との間に第 1 FET スイッチ 11 と第 2 FET スイッチ 12 が直列に接続されている。第 1 FET スイッチ 11 には第 1 トリガ信号が入力され、第 2 FET スイッチ 12 には第 2 トリガ信号が入力される。第 1 FET スイッチ 11 と第 2 FET スイッチ 12 との接続点は、超音波振動子 1 に接続されている。

40

【0044】

本実施の形態では、送信パルス発生器 3 のスイッチングを行うためにトリガ信号生成器 4 が生成するトリガ信号のタイミングに特徴を有する。図 3 は、本実施の形態における超音波診断装置の送信パルス発生器 3 の出力信号（駆動パルス出力信号）、トリガ信号、超

50

音波振動子 1 からの出力信号（超音波振動子出力信号）を示すタイミングチャートである。時刻 $t_1 \sim t_4$ が駆動期間であり、時刻 t_4 で駆動期間が終了する。

【0045】

本実施の形態において、駆動パルス出力信号として、超音波振動子 1 の固有振動の周期 T_0 より長い周期 T_L を有する信号を用いる。つまり、送信周波数が、超音波振動子 1 の固有振動の周波数 f_0 より低い信号を用いる。

【0046】

駆動期間終了（時刻 t_4 ）後、トリガ信号生成器 4 が保持している所定のデータに基づき、第 1 トリガ信号、第 2 トリガ信号として、 $T_L / 2$ より短いパルスを発生する。このときパルスの開始点やパルス長、パルスの数やその間の休止間隔は、超音波振動子出力信号が周期 T_L を保ったまま、徐々に小さくなるように調整される。

10

【0047】

具体的には、トリガ信号生成器 4 は駆動期間の終了間際の期間が第 1 トリガ信号がオンで、第 2 トリガ信号がオフである場合に、次の $T_L / 2$ 期間に、オフ状態の第 1 トリガ信号と、オン時間が $T_L / 2$ より短い第 2 トリガ信号を生成する。続いて、 $T_L / 2$ 期間ごとに、第 1 トリガ信号と第 2 トリガ信号とで交互にオンとオフを繰り返す。その際、オン時間が徐々に短くなるように信号を生成する。なお、時刻 $t_4 \sim t_5$ の第 2 トリガ信号のように複数のパルスを用いてもよい。

【0048】

このようなトリガ信号に基づき送信パルス発生器 3 で駆動パルス出力信号を発生させることにより、超音波振動子出力信号は周期 T_L を保ったまま、振幅が徐々に減少する。このため、不要な高い周波数成分は発生せず、良質な高調波イメージ画像を得ることが可能となる。すなわち、血管内や心腔内に対する高調波イメージングにおいて、写りこみのすくない良好な画像を描出することができる。

20

【0049】

また、この手法を高調波イメージングに用いない場合においても、低い周波数による送受信により音響ノイズの少ない信号を得ることができるため、良質な超音波画像が得られる。

【0050】

また、ドプラ血流計やカラーフロー血流映像装置において流速誤差の少ない良好な計測を行うことができる。

30

【0051】

また、振動子の自由振動周波数より高い送信周波数を用いて方位分解能の良好な送受信を行うことで、横方向の劣化の少ない良質な画像を得ることができる。

【0052】

なお、本実施の形態では、FET スイッチのオン時間すなわち、トリガパルスの幅を制限することにより、照射される超音波信号が駆動期間と同じ周期の信号で、徐々に振幅が小さくなるように制御する構成を示した。本実施の形態は、この例に限定されず、パルス開始点、パルス幅、パルス数、パルス休止間隔を設定して、照射される超音波信号が駆動期間と同じ周期の信号で、徐々に振幅を小さくしてもよい。

40

【0053】

（実施の形態 2）

本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置と同様の構成であり、トリガ信号の駆動タイミングが異なることに特徴を有する。

【0054】

本発明の実施の形態 1 で用いられるような超音波診断装置の送信パルス発生器は、図 2 の送信パルス発生器において、両方の FET スイッチのオン状態が重なると大きな電流が流れる場合がある。

【0055】

両方の FET スイッチが同時にオン状態となる現象は、先にオンしている FET スイッ

50

チがオフするタイミングが遅れたり、また、後からオンするFETスイッチのオンするタイミングが早すぎたりすることにより起こる。

【0056】

この問題を解決するためには、図4のようなトリガ信号を用いる。すなわち、第1トリガ信号を第2トリガ信号がオンとなる時刻 t_2 の少し前でオフとし、第1トリガ信号と第2トリガ信号とが共にオフの状態を設けている。同様に、第2トリガ信号を第1トリガ信号がオンとなる時刻 t_3 の少し前でオフとし、第1トリガ信号と第2トリガ信号とが共にオフの状態を設けている。

【0057】

このように2つのFETスイッチのオンするタイミングの制御に間隙を与えることで両方のFETスイッチが同時にオン状態となることを避けることができる。

10

【0058】

なお、上記の策を講じることで両方のFETスイッチがオフになる瞬間が発生することもあるが、両方のFETスイッチが同時にオフとなることによる問題はほとんどなく、問題にはならない。

【0059】

また、図4に示すように、駆動期間終了後、図3に示した同様のトリガ信号を用いることにより、駆動期間中の周波数以外の周波数が発生することを防ぐことができる。

【0060】

(実施の形態3)

20

本発明の実施の形態3に係る超音波診断装置は、実施の形態1に係る超音波診断装置のトリガ信号がクロスポイントスイッチを経てFETスイッチに入力される構成である。

【0061】

実施の形態1および2のようにして、超音波振動子出力信号を最適化、すなわち自由振動を抑制することが可能である。しかし、互いに位相を反転させた超音波を照射するパルスインバージョン方式の高調波イメージングにおいては、第1トリガ信号と第2トリガ信号とを入れ換える必要があり、緩和制御などを行うためのトリガ信号を生成するためのデータ量が多くなる。したがって、図示しないメモリ容量を多く必要とするという問題が発生する。本実施の形態は、この問題を解消するために、図5に示すようにクロスポイントスイッチ(CPS)13を用いる。

30

【0062】

図1に示すトリガ信号生成器4から出力された第1トリガ信号と第2トリガ信号は、クロスポイントスイッチ13に入力される。クロスポイントスイッチ13内部の接続は図5に示す通りである。すなわち、2つの1:2接続のスイッチから構成され、2つのスイッチは連動して動作する。2つのスイッチがa側に接続されている場合は、通常どおり第1トリガ信号が第1FETスイッチ11に、第2トリガ信号が第2FETスイッチ12に入力される。これに対し、2つのスイッチがb側に接続されると、第1トリガ信号が第2FETスイッチ12に、第2トリガ信号が第1FETスイッチ11に入力されるため、極性の反転したパルスが出力される。

【0063】

40

このようにスイッチの接続を切り換えるタイミングを記憶しておくことで、絶えず第1トリガ信号をオン、第2トリガ信号をオフとし、クロスポイントスイッチ13を切り換えることでFETスイッチを制御できる。したがって、2つのトリガ信号をクロスポイントスイッチ13の切換で同等の効果を得ることができるので、制御するためのデータ量が半分ですみ、メモリ容量を削減することができる。

【0064】

なお、駆動期間終了の制御は、オン状態のトリガ信号が部分的にオフとなるように制御することで、実施の形態1、2と同様の制御を行うことができる。

【0065】

(実施の形態4)

50

本発明の実施の形態 4 に係る超音波診断装置は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置と同様の構成であり、使用する駆動パルス出力信号の周波数、およびトリガ信号の駆動タイミングが異なることに特徴を有する。すなわち、周期が、超音波振動子 1 の固有振動の周期 T_0 より短い T_H である駆動パルス出力信号を用いるものである。つまり、駆動パルス出力信号の周波数は、超音波振動子 1 の固有周波数 f_0 より高いものとする。

【0066】

図 6 は、本実施の形態における超音波診断装置の送信パルス発生器 3 からの駆動パルス出力信号、トリガ信号、超音波振動子 1 からの超音波振動子出力信号を示すタイミングチャートである。時刻 $t_{11} \sim t_{14}$ が駆動期間であり、時刻 t_{14} で駆動期間が終了する。駆動パルスの出力信号は、送信パルス発生器 3 からの出力信号である。超音波振動子出力信号は、超音波振動子 1 から出力される超音波の信号である。

10

【0067】

駆動期間終了（時刻 t_{14} ）後、第 1 トリガ信号、第 2 トリガ信号は、 $T_H / 2$ より短いパルスを発生する。このときパルスの開始点やパルス長、パルスの数やその間の休止間隔は、超音波振動子出力信号が周期 T_H を保ったまま、徐々に小さくなるように調整される。具体的には、駆動期間の終了間際の期間が第 1 トリガ信号がオンで、第 2 トリガ信号がオフである場合に、送信パルス発生器 3 は、次の $T_H / 2$ 期間に、オフ状態の第 1 トリガ信号と、オン時間が $T_H / 2$ より短い第 2 トリガ信号を生成する。そして、 $T_H / 2$ 期間ごとにオンとなる信号が第 1 トリガ信号と、第 2 トリガ信号とで交互に変化し、かつオン時間が徐々に短くなるように信号を生成する。なお、時刻 $t_{14} \sim t_{15}$ の第 2 トリガ信号のように複数のパルスを用いてもよい。

20

【0068】

このようにトリガ信号を発生させることにより、超音波振動子出力信号は周期 T_H を保ったまま、振幅が徐々に減少する。このため、駆動期間の周期 T_H よりも低い周波数成分は発生せず、駆動時と同じ周波数を保つことができ、横分解能の優れた良質な超音波画像を得ることが可能となる。

【産業上の利用可能性】

【0069】

本発明は、駆動期間終了後においても、駆動期間中の周波数以外の周波数の超音波を照射することを抑制できるという効果を有し、特に高調波イメージングを行う超音波診断装置に利用可能である。

30

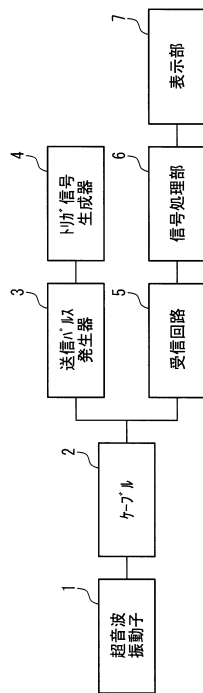
【符号の説明】

【0070】

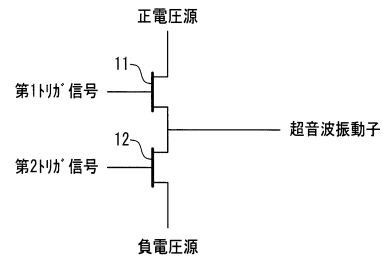
- 1 超音波振動子
- 2 ケーブル
- 3 送信パルス発生器
- 4 トリガ信号生成器
- 5 受信回路
- 6 信号処理部
- 7 表示部
- 11 第 1 FET スイッチ
- 12 第 2 FET スイッチ
- 13 クロスポイントスイッチ

40

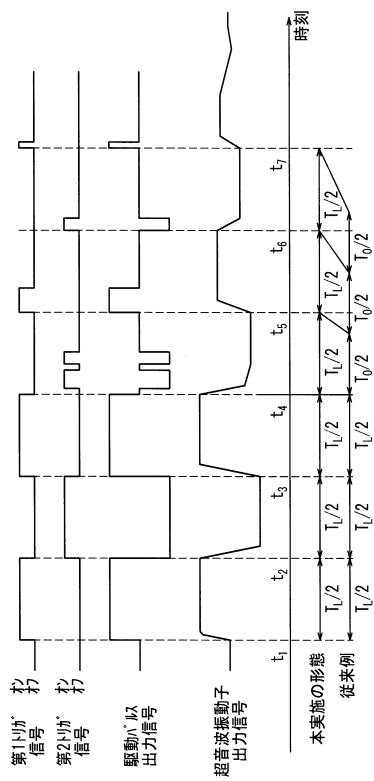
【図 1】



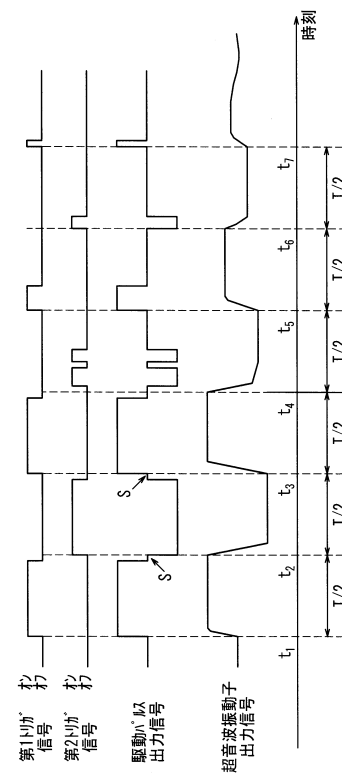
【図 2】



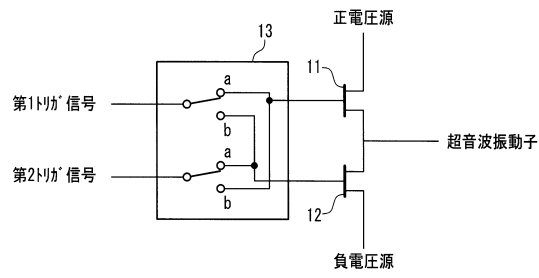
【図 3】



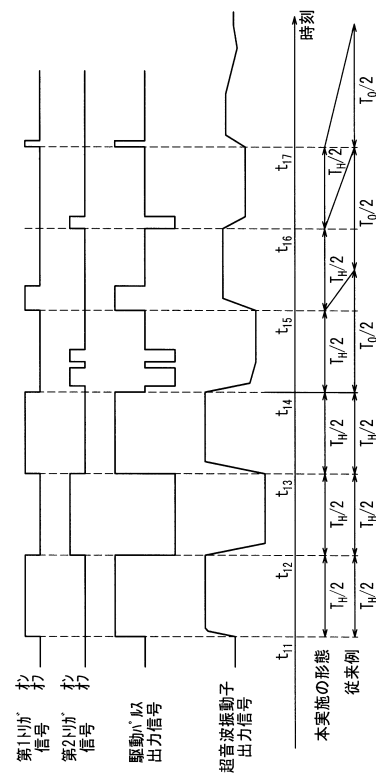
【図 4】



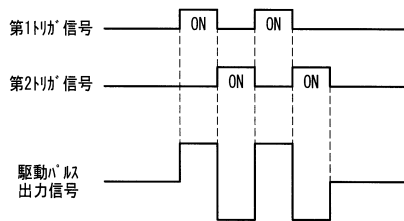
【図 5】



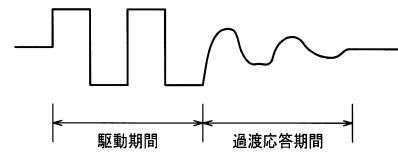
【図 6】



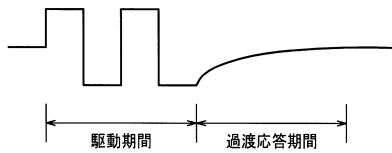
【図 7】



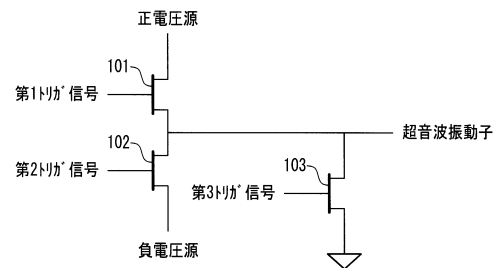
【図 8 B】



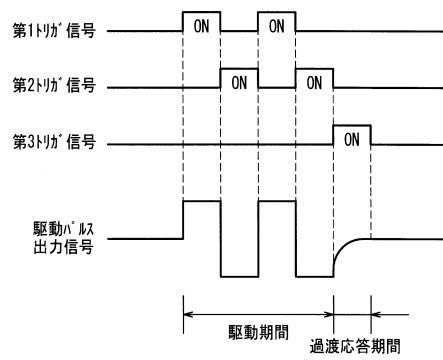
【図 8 A】



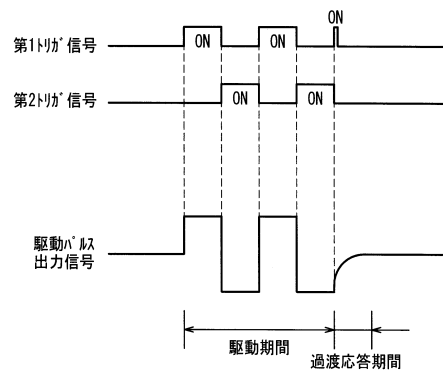
【図 9 A】



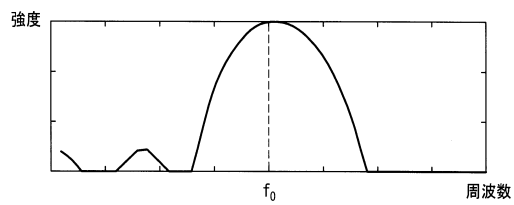
【図 9 B】



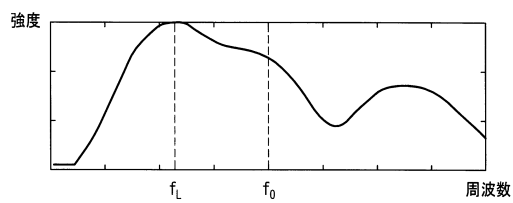
【図 10】



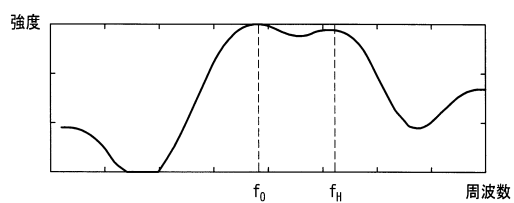
【図 12 A】



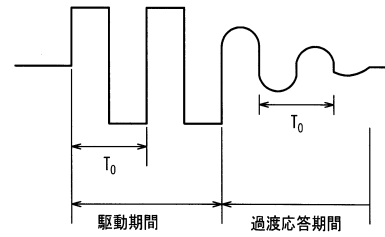
【図 12 B】



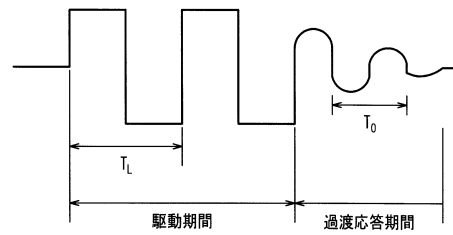
【図 12 C】



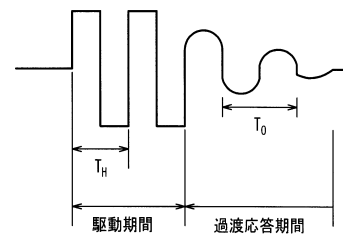
【図 11 A】



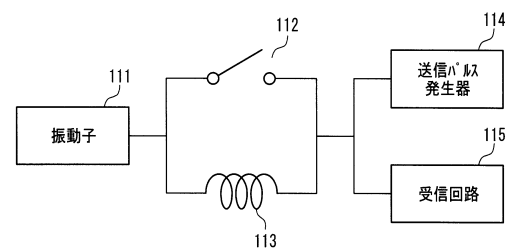
【図 11 B】



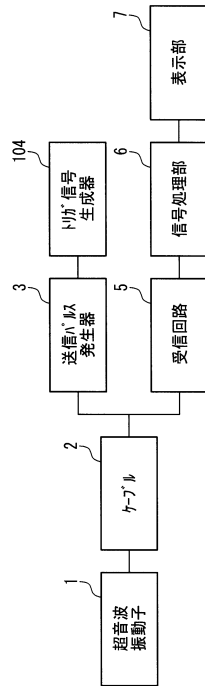
【図 11 C】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2010 - 194045 (JP, A)
特開 2011 - 030755 (JP, A)
特開 2009 - 004916 (JP, A)
特開 2010 - 022761 (JP, A)
特開 2002 - 315748 (JP, A)
特開 2007 - 255990 (JP, A)
特開 2004 - 150815 (JP, A)
特開平 11 - 342127 (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	JP5974898B2	公开(公告)日	2016-08-23
申请号	JP2012548298	申请日	2012-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	西垣森緒		
发明人	西垣 森緒		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483 B06B1/0215 B06B2201/30 B06B2201/76		
FI分类号	A61B8/00		
代理人(译)	木曾隆		
优先权	2011189277 2011-08-31 JP		
其他公开文献	JPWO2013031169A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种传输脉冲发生器，用于向超声换能器施加驱动脉冲输出信号以照射超声波；以及触发信号发生器，用于通过控制传输脉冲发生器产生用于输出驱动脉冲输出信号的触发信号并且，触发信号发生器在超声换能器的预定驱动周期之后产生触发信号，多个触发脉冲被添加到触发信号，以执行控制以逐渐衰减由驱动周期的结束引起的超声换能器的输出信号的幅度。利用这种配置，可以在保持电路元件的量最小的同时抑制瞬态响应中的超声换能器的自由振动。

