

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/031169

発行日 平成27年3月23日 (2015. 3. 23)

(43) 国際公開日 平成25年3月7日 (2013. 3. 7)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

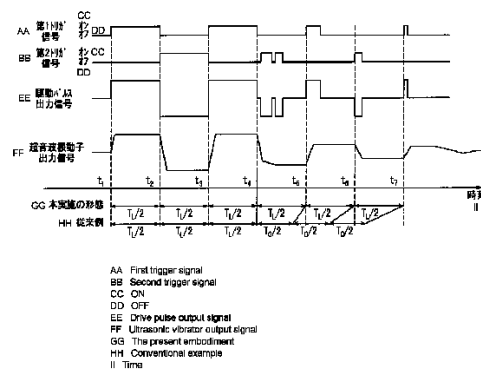
出願番号	特願2012-548298 (P2012-548298)	(71) 出願人	000001270
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/005350		コニカミノルタ株式会社
(22) 国際出願日	平成24年8月27日 (2012. 8. 27)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(31) 優先権主張番号	特願2011-189277 (P2011-189277)	(74) 代理人	100105050
(32) 優先日	平成23年8月31日 (2011. 8. 31)		弁理士 鷲田 公一
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100155620
			弁理士 木曾 孝
		(72) 発明者	西垣 森緒
			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
		Fターム(参考)	4C601 DE14 EE04 EE09 HH01 HH04 HH07

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

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、送信パルス発生器を制御して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、トリガ信号生成器は、超音波振動子の駆動期間終了後の所定の期間において、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トリガパルスをトリガ信号に複数加える。この構成により、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ができる。



【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、前記超音波振動子の駆動期間終了後の所定の期間において、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トリガパルスを前記トリガ信号に複数加えたことを特徴とする、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前記駆動期間における駆動周期を保ったまま、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】

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 スイッチを前記駆動周期の $1/2$ の周期で交互にオン状態にし、前記駆動周期の $1/2$ 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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

20

【0005】

送信パルス発生器3は、トリガ信号生成器104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、FETスイッチを用いた回路である。図2は、FET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。

【0006】

30

FET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1FETスイッチ11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2FETスイッチ12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1FETスイッチ11と第2FETスイッチ12とを交互にオンすることで駆動パルスを発生する。

【0007】

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FET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FET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。

40

【0008】

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。

【0009】

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FET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、

50

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FET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。

【0010】

図8A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8B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。

【0011】

この過渡現象部分を抑えるために、図9A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1FETスイッチ101と、第2FETスイッチ102が接続され、第1FETスイッチ101と第2FETスイッチ102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3FETスイッチ103が接続されている。

【0012】

図9Bは、各FET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、FET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。

【0013】

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10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。

【0014】

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。

【0015】

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。

【0016】

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70%（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。

【0017】

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

10

20

30

40

50

が大きくなる。

【0018】

さらに、10MHz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。

【0019】

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。

10

【0020】

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FET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11A～図11C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。

【0021】

図12Aは駆動期間の周波数が、図11A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。

20

【0022】

これに対し図12Bは図11B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。

【0023】

図12Cは逆に図11C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。

【0024】

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、ドブ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。

30

【0025】

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。

【0026】

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9A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103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10に示した方式においても十分な効果は期待できない。

40

【0027】

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13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114および受信回路115と超音波振動子111との間に、インダクタ113とスイッチ112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113を用いて固有振動数を下げ、受信時には

50

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】

【0028】

【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】

【0029】

10

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。

【0030】

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】

【0031】

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、前記超音波振動子の駆動期間終了後の所定の期間において、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トリガパルスを前記トリガ信号に複数加えたことを特徴とする。

20

【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前記駆動期間における駆動周期を保ったまま、徐々に減衰させる構成にすることができる。

【0033】

30

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witch と、前記負の駆動パルスを生成する第 2 スwitch とを有する構成にすることができる。

【0035】

また、前記トリガ信号は、前記第 1 スwitch を制御する第 1 トリガ信号および前記第 2 スwitch 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。

40

【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witch と前記第 2 スwitch を前記駆動周期の $1/2$ の周期で交互にオン状態にし、前記駆動周期の $1/2$ 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witch と前記第 2 スwitch のオン・オフの切り換わる期間において、前記第 1 スwitch と前記第 2 スwitch とを同時にオフ状態にさせる構成にすることができる。

【0038】

50

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。

【 0 0 3 9 】

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 】

【 0 0 4 0 】

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 】

【 0 0 4 1 】

【 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。

【 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 1 0 】 図 1 0 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 1 1 A 】 図 1 1 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。

【 図 1 1 B 】 図 1 1 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 1 1 C 】 図 1 1 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 1 2 A 】 図 1 2 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 1 2 B 】 図 1 2 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 1 2 C 】 図 1 2 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。

10

20

30

40

50

【図 1 3】図 1 3 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 1 4】図 1 4 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 1 4 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 5 1 】

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。

【 0 0 5 2 】

なお、本実施の形態では、F E T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。

【 0 0 5 3 】

10

(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。

【 0 0 5 4 】

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 F E T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。

【 0 0 5 5 】

両方の F E T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 F E Tスイッ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 F E T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。

20

【 0 0 5 6 】

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。

【 0 0 5 7 】

このように 2 つの F E T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 F E T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。

30

【 0 0 5 8 】

なお、上記の策を講じることで両方の F E T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 F E T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。

【 0 0 5 9 】

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。

【 0 0 6 0 】

(実施の形態 3)

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 F E Tスイッチに入力される構成である。

40

【 0 0 6 1 】

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 (C P S) 1 3 を用いる。

【 0 0 6 2 】

50

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 1 F E T スイッチ 11 に、第 2 トリガ信号が第 2 F E T 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 2 F E T スイッチ 12 に、第 2 トリガ信号が第 1 F E T 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。

【 0 0 6 3 】

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 F E T 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。

【 0 0 6 4 】

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。

【 0 0 6 5 】

(実施の形態 4)

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。

【 0 0 6 6 】

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。

【 0 0 6 7 】

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。

【 0 0 6 8 】

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 】

【 0 0 6 9 】

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。

10

20

30

40

50

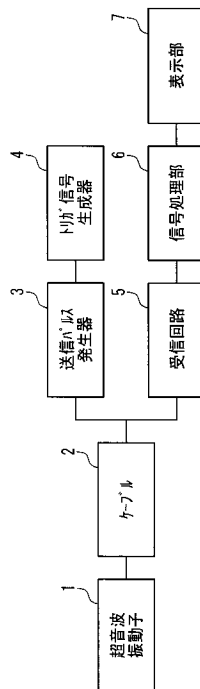
【符号の説明】

【0070】

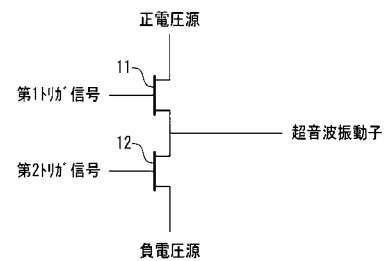
- 1 超音波振動子
- 2 ケーブル
- 3 送信パルス発生器
- 4 トリガ信号生成器
- 5 受信回路
- 6 信号処理部
- 7 表示部
- 11 第1FETスイッチ
- 12 第2FETスイッチ
- 13 クロスポイントスイッチ

10

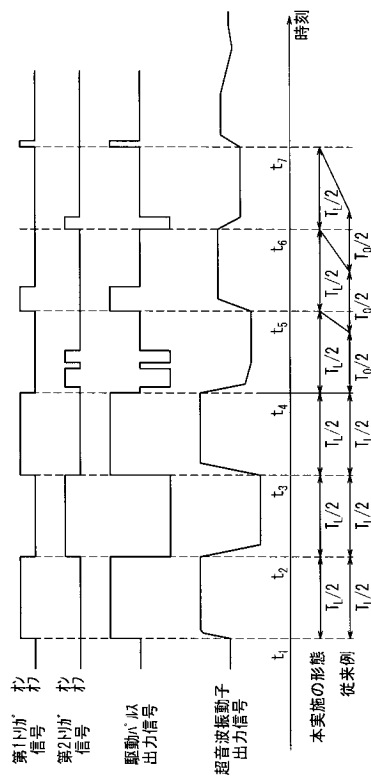
【図1】



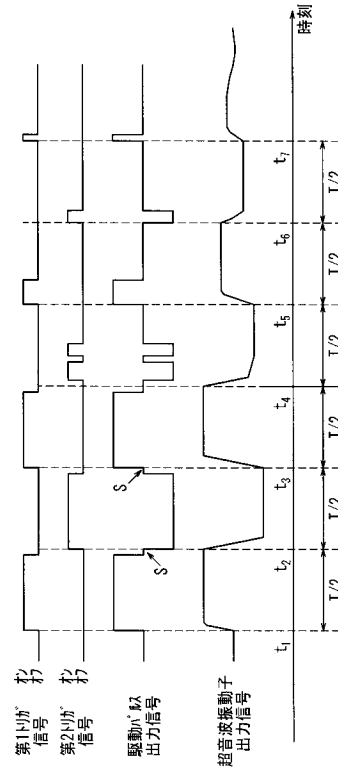
【図2】



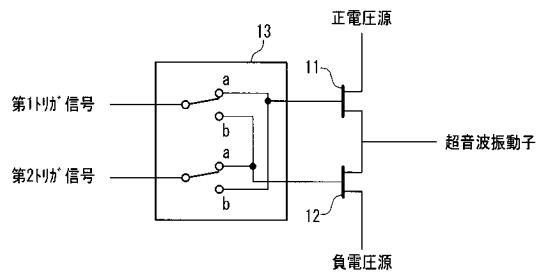
【図 3】



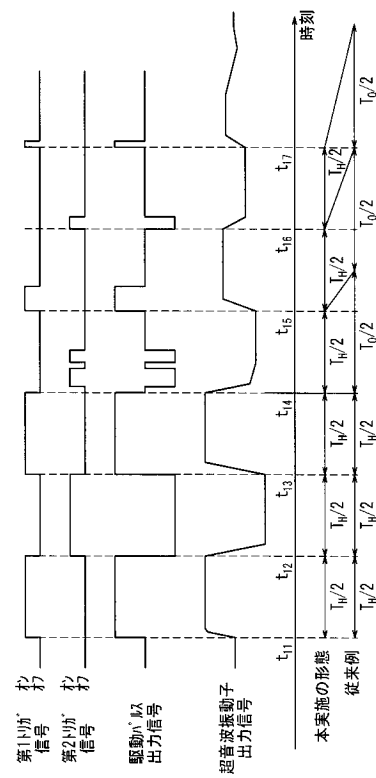
【図 4】



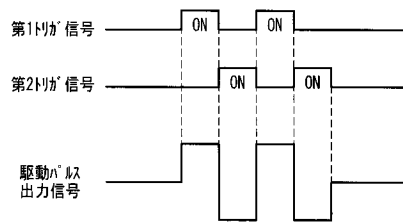
【図 5】



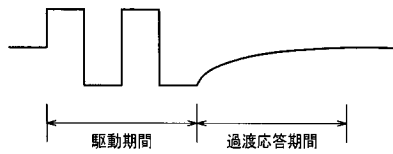
【図 6】



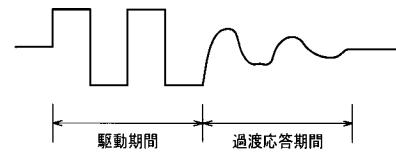
【図 7】



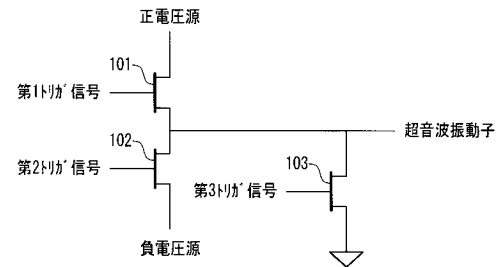
【図 8 A】



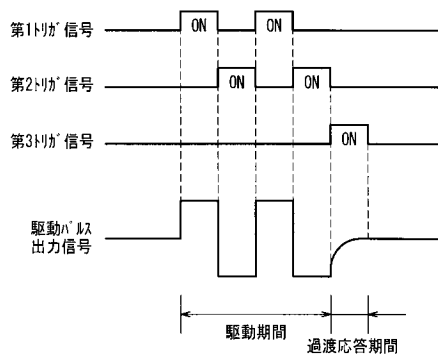
【図 8 B】



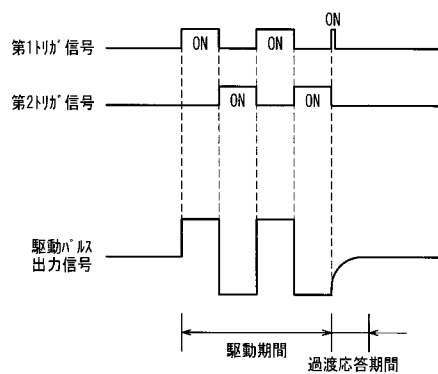
【図 9 A】



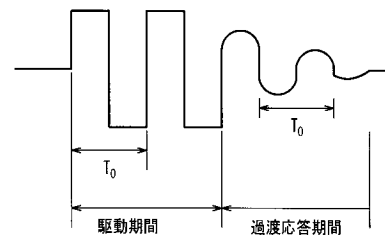
【図 9 B】



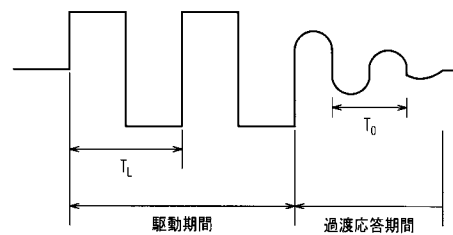
【図 10】



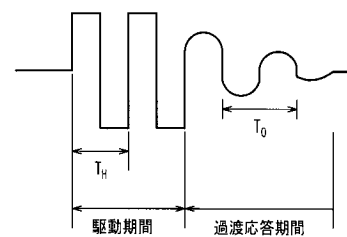
【図 11 A】



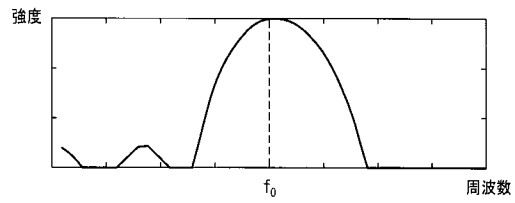
【図 11 B】



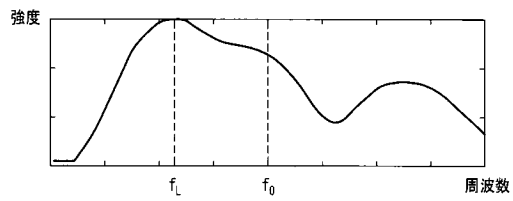
【図 11 C】



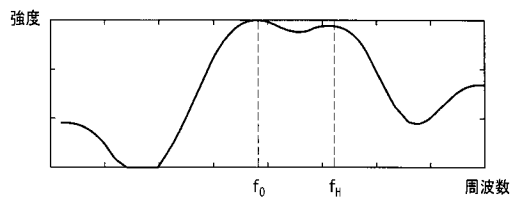
【図 1 2 A】



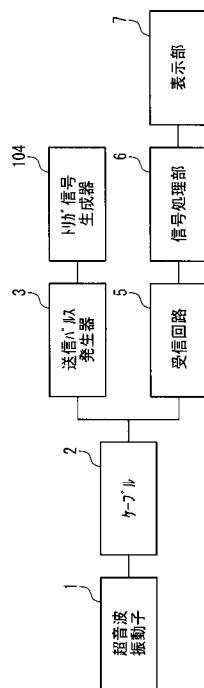
【図 1 2 B】



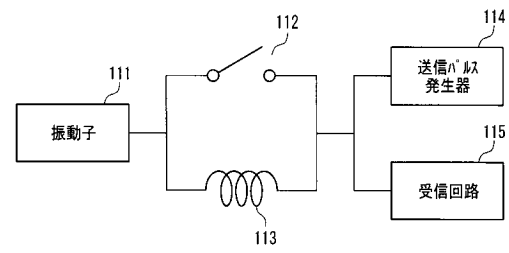
【図 1 2 C】



【図 1 4】



【図 1 3】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/005350

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2010-194045 A (Toshiba Corp.), 09 September 2010 (09.09.2010), paragraphs [0036] to [0041], [0058], [0059]; fig. 5, 7, 8 (Family: none)	1-10
Y	JP 2011-30755 A (Nidek Co., Ltd.), 17 February 2011 (17.02.2011), paragraphs [0018] to [0023]; fig. 2 (Family: none)	1-10
Y	JP 2009-4916 A (Ricoh Elemex Corp.), 08 January 2009 (08.01.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
06 September, 2012 (06.09.12)Date of mailing of the international search report
18 September, 2012 (18.09.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/005350

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-22761 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 04 February 2010 (04.02.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2002-315748 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 29 October 2002 (29.10.2002), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2007-255990 A (Furuno Electric Co., Ltd.), 04 October 2007 (04.10.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 2004-150815 A (Mitsubishi Electric Corp.), 27 May 2004 (27.05.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-10
A	JP 11-342127 A (Aloka Co., Ltd.), 14 December 1999 (14.12.1999), entire text; all drawings (Family: none)	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 5 3 5 0	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006, 01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y	JP 2010-194045 A (株式会社東芝) 2010.09.09, 段落 [0036]-[0041], [0058], [0059], 第 5, 7, 8 図 (ファミリーなし)	1-10	
Y	JP 2011-30755 A (株式会社ニデック) 2011.02.17, 段落 [0018]-[0023], 第 2 図 (ファミリーなし)	1-10	
Y	JP 2009-4916 A (リコーエレメックス株式会社) 2009.01.08, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10	
A	JP 2010-22761 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・ テクノジー・カンパニー・エルエルシー) 2010.02.04, 全文, 全図 (フ ァミリーなし)	1-10	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 06.09.2012		国際調査報告の発送日 18.09.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2Q 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 5 3 5 0
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2002-315748 A (松下電器産業株式会社) 2002.10.29, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2007-255990 A (古野電気株式会社) 2007.10.04, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2004-150815 A (三菱電機株式会社) 2004.05.27, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 11-342127 A (アロカ株式会社) 1999.12.14, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-10

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2013031169A1	公开(公告)日	2015-03-23
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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/DE14 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH01 4C601/HH04 4C601/HH07		
代理人(译)	木曾隆		
优先权	2011189277 2011-08-31 JP		
其他公开文献	JP5974898B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

发送脉冲发生器，其将驱动脉冲输出信号施加到超声换能器以照射超声波；以及触发信号发生器，其控制发送脉冲发生器以产生输出信号，该触发信号输出驱动脉冲输出信号。触发信号发生器包括触发脉冲，该触发脉冲用于执行控制，以在超声换能器的驱动时段的结束之后的预定时段内逐渐衰减随驱动时段的结束而生成的超声换能器输出信号的幅度。添加多个。利用该配置，可以在使电路部件的数量最小化的同时抑制瞬态响应中的超声换能器的自由振动。

