

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/103747

発行日 平成24年9月13日(2012.9.13)

(43) 国際公開日 平成22年9月16日(2010.9.16)

(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 22 頁)

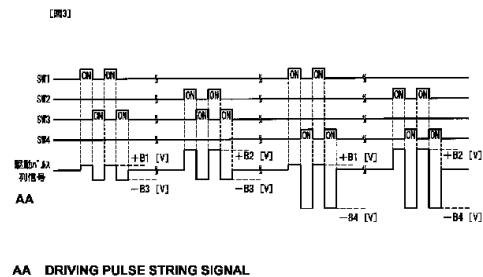
出願番号	特願2010-525555 (P2010-525555)	(71) 出願人	000005821
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/001413		パナソニック株式会社
(22) 国際出願日	平成22年3月2日(2010.3.2)		大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号	特願2009-59928 (P2009-59928)	(74) 代理人	110000040
(32) 優先日	平成21年3月12日(2009.3.12)		特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	西垣 森緒
			愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 EE04 EE12 EE14 HH01 HH05 HH25

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

超音波を照射する振動子と、振動子を駆動する送信器と、送信器に複数の正電圧と負電圧を供給する複数の電源を備え、送信器は、電源を選択的に接続する複数のスイッチ(SW1～SW4)と、複数のスイッチを制御するタイミング制御器とを有し、スイッチを選択して駆動パルスを生成する。複数の正電圧と、複数の負電圧の絶対値とは、互いに異なる。この構成により、多段階に駆動パルスの振幅を変化可能であり、ローコストでかつ物量、制御量の両方が少ない構成で実現できる超音波診断装置を提供することができる。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を照射する振動子と、
前記振動子を駆動する送信器と、
前記送信器に複数の正電圧と負電圧を供給する複数の電源を備え、
前記送信器は、
前記電源を選択的に接続する複数のスイッチと、
前記複数のスイッチを制御するタイミング制御器とを有し、
前記スイッチを選択して駆動パルス生成する超音波診断装置において、
前記複数の正電圧と、前記複数の負電圧の絶対値とは、互いに異なることを特徴とする
超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記複数の正電圧と負電圧を供給する電源は、前記複数の正電圧のうちの 1 つと、前記
複数の負電圧のうちの 1 つとの差が、他の組み合わせによる正電圧と負電圧との差と同じ
にならないように構成された請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

複数の正電圧および負電圧のうち絶対値が最大の電圧と、絶対値が最小の電圧の比が 1
0 倍以下となる請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

超音波を照射する振動子と、
前記振動子を駆動する送信器と、
前記送信器に複数の正電圧と負電圧を供給する複数の電源を備え、
前記送信器は、
前記電源を選択的に接続する複数のスイッチと、
前記複数のスイッチを制御するタイミング制御器とを有し、
前記スイッチを選択して駆動パルス生成する超音波診断装置において、
前記正電圧を供給する電源と、前記負電圧を供給する電源との一部は、前記正電圧と前
記負電圧の絶対値とが一致し、残りの電源は、前記複数の正電圧と、前記複数の負電圧の
絶対値とが互いに異なるように構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記タイミング制御器は、前記振動子から超音波パルス出力するための駆動パルス列
における末尾の駆動パルスの電圧の絶対値が所定値より高い場合に、前記末尾の駆動パル
スの後部に、絶対値が所定値より小さく逆極性の駆動パルスを付加するように構成された
請求項 1 または 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記タイミング制御器は、前記振動子に供給される電圧の極性が交互に反転し、電圧の
絶対値が徐々に大きくなり、絶対値が最大となった後に、絶対値が徐々に小さくなるよう
に前記スイッチを制御するように構成された請求項 1、2、および 4 のいずれか一項に記
載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、振動子を駆動する駆動パルスの振幅が可変である超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、振動子から超音波を被検体内に照射し、被検体内から反射された超
音波により、臓器などの形態情報や血液の流れを表示部に表示することができるものであ
り、その原理はよく知られている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0003】

図 7 A は、従来の超音波診断装置における振動子を駆動するための送信器に配置された

50

駆動パルス生成器の構成を示す図である。駆動パルス生成器は、高耐圧スイッチ $SW11$ 、 $SW12$ が直列に接続され、高耐圧スイッチ $SW11$ の他端には $+B[V]$ の電源端子が接続され、高耐圧スイッチ $SW12$ の他端には $-B[V]$ の電源端子が接続されている。高耐圧スイッチ $SW11$ 、 $SW12$ の接続点には、振動子（図示せず）が接続されている。また、高耐圧スイッチ $SW11$ 、 $SW12$ は、それぞれタイミング制御器（図示せず）によりスイッチング制御されている。

【0004】

図7Bは、高耐圧スイッチ $SW11$ 、 $SW12$ のスイッチング動作および振動子に供給される駆動パルス列信号を示す波形図である。図7Bに示される1群の駆動パルス列により1走査に用いられる超音波パルスが生成される。

10

【0005】

まず、高耐圧スイッチ $SW11$ をONにすると振動子に $+B[V]$ の電圧が印加される。続いて高耐圧スイッチ $SW11$ をOFFにするとともに高耐圧スイッチ $SW12$ をONにすると振動子に $-B[V]$ の電圧が印加される。このようにして高耐圧スイッチを交互にON - OFFすることにより、図7Bに示すようにバイポーラの2波の波形からなる駆動パルス列が生成される。

【0006】

超音波診断装置において、横方向の分解能を高めるには、超音波ビームの形状ができるだけ細い方がよい。この原則は送信においても受信においても同じであるが、ここでは送信についてのみ記述する。

20

【0007】

超音波ビームを細くする手法としては、複数の上記振動子に接続される複数の送信器から出力される駆動パルス列のタイミングを調整する方法がよく知られている。すべての振動子から同じ振幅で超音波パルスを発生させると、主軸以外の部分にも弱い指向性を持つことが知られており、これをサイドローブと呼んでいる。

【0008】

サイドローブを抑圧するためには、開口の端部の振動子に供給される駆動パルスの振幅を小さくすることが有効であることが知られており、これはアポダイズと呼ばれている。アポダイズを行うためには、対応する振動子が開口のどこに位置するかにより、駆動パルスの振幅を駆動パルス生成器によって変える必要がある。変化の度合い（何段階に変えるか）は、より多い方がサイドローブ抑圧には効果がある。

30

【0009】

図8Aは、駆動パルスの振幅を変化可能な駆動パルス生成器の構成を示す図である。図8Bは、高耐圧スイッチ $SW13 \sim SW16$ のスイッチングおよび駆動パルス列信号を示す波形図である。図8Aに示すように、駆動パルス生成器は、複数のプラスの電源端子と、複数のマイナスの電源端子とがそれぞれ高耐圧スイッチ $SW13 \sim SW16$ を介して振動子に接続されるように構成されている。図8Bに示すように、高耐圧スイッチ $SW13 \sim SW16$ のスイッチングタイミングにより、振幅 $2B2[V]$ の駆動パルス列と、振幅 $2B1[V]$ の駆動パルス列が生成される。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開平9 - 234202号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、従来例の超音波診断装置においては、例えば4通りの振幅を出力しようとする、図9に示すようにプラス側に高耐圧スイッチ $SW17 \sim SW20$ が4つ、マイナス側に高耐圧スイッチ $SW21 \sim SW24$ が4つの計8つの高耐圧スイッチが必要となり、さらに、制御信号も8つ必要となる。つまり複数の種類の振幅を出力しようとする

50

、正側の高耐圧スイッチと負側の高耐圧スイッチとで得たい振幅数の２倍のスイッチが必要となり、同時に２倍の数の制御信号を生成する回路も必要となる。その結果、超音波診断装置は、構成が大きく、高価となる。

【００１２】

本発明は、上記従来の問題を解決するために、多段階に駆動パルスの振幅を変化可能であり、ローコストでかつ物量、制御量の両方が少ない構成である超音波診断装置を提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【００１３】

本発明の第１の超音波診断装置は、超音波を照射する振動子と、前記振動子を駆動する送信器と、前記送信器に複数の正電圧と負電圧を供給する複数の電源を備え、前記送信器は、前記電源を選択的に接続する複数のスイッチと、前記複数のスイッチを制御するタイミング制御器とを有し、前記スイッチを選択して駆動パルスを生成する。上記課題を解決するために、前記複数の正電圧と、前記複数の負電圧の絶対値とは、互いに異なることを特徴とする。

10

【００１４】

本発明の第２の超音波診断装置は、超音波を照射する振動子と、前記振動子を駆動する送信器と、前記送信器に複数の正電圧と負電圧を供給する複数の電源を備え、前記送信器は、前記電源を選択的に接続する複数のスイッチと、前記複数のスイッチを制御するタイミング制御器とを有し、前記スイッチを選択して駆動パルスを生成する。上記課題を解決するために、前記正電圧を供給する電源と、前記負電圧を供給する電源との一部は、前記正電圧と前記負電圧の絶対値とが一致し、残りの電源は、前記複数の正電圧と、前記複数の負電圧の絶対値とが互いに異なるように構成されたことを特徴とする。

20

【発明の効果】

【００１５】

本発明によれば、電源から出力される電圧のうち、正の電圧と負の電圧の絶対値とが一致しない電圧を含めることにより、多段階に駆動パルスの振幅を変化可能であり、ローコストでかつ物量、制御量の両方が少ない構成で実現できる超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

30

【００１６】

【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、同実施の形態に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器の構成を示す回路図である。

【図３】図３は、同実施の形態に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列信号の波形図である。

【図４】図４は、同実施の形態に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列信号の理想的な波形と、実際の波形とを示す出力波形図である。

【図５】図５は、本発明の実施の形態２に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列信号の理想的な波形と、実際の波形とを示す出力波形図である。

40

【図６】図６は、本発明の実施の形態３に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列信号の波形図である。

【図７Ａ】図７Ａは、従来 of 超音波診断装置の駆動パルス生成器の構成を示す回路図である。

【図７Ｂ】図７Ｂは、従来 of 超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列信号の波形図である。

【図８Ａ】図８Ａは、従来 of 超音波診断装置の駆動パルス生成器の構成を示す回路図である。

【図８Ｂ】図８Ｂは、従来 of 超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス

50

ス列信号の波形図である。

【図 9】図 9 は、従来の超音波診断装置の駆動パルス生成器の構成を示す回路図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

本発明の超音波診断装置は、種々の態様をとることができる。すなわち、第 1 の超音波診断装置において、前記複数の正電圧と負電圧を供給する電源は、前記複数の正電圧のうちの 1 つと、前記複数の負電圧のうちの 1 つとの差が、他の組み合わせによる正電圧と負電圧との差と同じにならないように構成することができる。

【0018】

また、複数の正電圧および負電圧のうち絶対値が最大の電圧と、絶対値が最小の電圧の比が 10 倍以下となるように構成することができる。

【0019】

また、第 1 および第 2 の超音波診断装置において、前記タイミング制御器は、前記振動子から超音波パルスを出力するための駆動パルス列における末尾の駆動パルスの電圧の絶対値が所定値より高い場合に、前記末尾の駆動パルスの後部に、絶対値が所定値より小さく逆極性の駆動パルスを付加するように構成することができる。この構成により、最終の駆動パルスから短時間で電圧を 0 [V] にすることができ、超音波パルスのパルス長が長くなることを防ぐことで、時間方向の分解能を向上させることができる。

【0020】

また、前記タイミング制御器は、前記振動子に供給される電圧の極性が交互に反転し、電圧の絶対値が徐々に大きくなり、絶対値が最大となった後に、絶対値が徐々に小さくなるように前記スイッチを制御するように構成することができる。

【0021】

以下、本発明の超音波診断装置における実施について、図 1 から図 6 を参照しながら説明する。

【0022】

(実施の形態 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。プローブ 1 は、振動子を有し、駆動パルス列信号が印加されると被検体（図示せず）に対して超音波パルスを照射し、反射した超音波パルス（超音波エコー）を受信すると受信信号を出力する。送信器 2 は、駆動パルス列信号を生成する駆動パルス生成器を有し、タイミング制御器 7 の制御によりプローブ 1 内の振動子に高圧の駆動パルス列信号を送り、超音波パルスを発生させる。なお、駆動パルス列信号における 1 群の駆動パルス列により一回の送受信に用いられる超音波パルスが生成される。プローブ 1 内の振動子は、最近の超音波診断装置では数十から数百個配列されており、送信器 2 には、各振動子に対応する駆動パルス生成器が複数配置されている。

【0023】

プローブ 1 から出力された超音波パルスは被検体内で反射され、プローブ 1 内の振動子で再び電気信号（受信信号）に変換され、受信器 3 に入力される。受信器 3 は受信信号を増幅し、各振動子からの受信信号をタイミングを合わせて加算する。受信器 3 で加算された受信信号は、検波器 4 に入力され、検波される。

【0024】

検波された受信信号は、走査変換器 5 により画像表示できる画像データに走査変換される。画像データは、表示器 6 により超音波画像として表示される。タイミング制御器 7 は、送信器 2 の高耐圧スイッチのスイッチング制御、受信器 3 における遅延制御など超音波診断装置各部を制御する。

【0025】

次に、送信器 2 における駆動パルス生成器について詳細に説明する。図 2 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の送信器 2 における複数の駆動パルス生成器の内の 1 つの構成を示す回路図である。電源電圧として、プラス側 +B 1 [V]、+B 2 [V]、マイナス

10

20

30

40

50

側 - B 3 [V]、 - B 4 [V] を供給し、 $B 1 < B 3 < B 2 < B 4$ の関係を満たすように設定されている。

【 0 0 2 6 】

+ B 1 [V] の電源電圧は高耐圧スイッチ S W 1、+ B 2 [V] の電源電圧は高耐圧スイッチ S W 2、- B 3 [V] の電源電圧は高耐圧スイッチ S W 3、- B 4 [V] の電源電圧は高耐圧スイッチ S W 4 を介して振動子に供給される。高耐圧スイッチ S W 1 ~ S W 4 は、タイミング制御器 7 によりスイッチング制御される。

【 0 0 2 7 】

次に、送信器 2 における駆動パルス生成器の動作について説明する。図 3 は、高耐圧スイッチ S W 1 ~ S W 4 のスイッチングおよび出力される駆動パルス列信号を示す波形図である。

10

【 0 0 2 8 】

まず、タイミング制御部 7 が高耐圧スイッチ S W 1 と S W 3 を交互に O N - O F F させることで、振幅が $(B 1 + B 3) [V]$ と比較的振幅の小さな駆動パルス列が得られる。また、タイミング制御部 7 が高耐圧スイッチ S W 2 と S W 3 を交互に O N - O F F させることで、振幅が $(B 2 + B 3) [V]$ の駆動パルス列が得られる。また、タイミング制御部 7 が高耐圧スイッチ S W 1 と S W 4 を交互に O N - O F F させることで、振幅が $(B 1 + B 4) [V]$ の駆動パルス列が得られる。また、タイミング制御部 7 が高耐圧スイッチ S W 2 と S W 4 を交互に O N - O F F させることで、振幅が $(B 2 + B 4) [V]$ と比較的振幅の大きな駆動パルス列が得られる。

20

【 0 0 2 9 】

なお、これら 4 種類の波形において、直流レベルが異なっているが、振動子は直流によっては駆動されないため、問題なく動作することが可能である。

【 0 0 3 0 】

B 1 ~ B 4 の具体的な値としては、例えば $B 1 = 1 0 [V]$ 、 $B 2 = 4 0 [V]$ 、 $- B 3 = - 2 0 [V]$ 、 $- B 4 = - 8 0 [V]$ を用いることができる。この場合、電圧値の組み合わせにより、 $3 0 [V] (B 1 + B 3)$ 、 $6 0 [V] (B 2 + B 3)$ 、 $9 0 [V] (B 1 + B 4)$ 、 $1 2 0 [V] (B 2 + B 4)$ の 4 通りの振幅が得られる。

【 0 0 3 1 】

組み合わせ可能な電圧値には、各電圧値の比に関して、限界がある。例えばプラス側が $1 0 0 [V]$ に対してマイナス側が $1 [V]$ であるような電圧値の比が極端に大きな場合、波形がユニポーラパルスを用いた場合に近くなり、周波数軸上での対象性が崩れ（周波数特性が崩れ）る。このような対象性の崩れを防止するためには、プラス側とマイナス側の電圧の比は実験的に 1 0 倍以下であることが望ましいことが分かった。

30

【 0 0 3 2 】

以上のように、4 つの異なる電圧が供給される電源端子と、4 つの高耐圧スイッチのスイッチングとにより 4 種類の振幅の駆動パルス列を生成することができる。すなわち、本実施の形態に係る超音波診断装置は、小さい回路規模で駆動パルス列の多くの振幅が選択可能となる。したがって、超音波の開口部中の位置に応じて、振動子に供給する駆動パルス列の振幅を調整することにより、サイドローブを低減するための動作を、簡素化された回路で実現可能になる。

40

【 0 0 3 3 】

（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の構成と同様であり、動作が異なる。以下の説明において、実施の形態 1 に係る超音波診断装置と同様の構成要素は、同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 3 4 】

実施の形態 1 に係る超音波診断装置では、駆動パルス列における最終の駆動パルスの絶対値が大きい場合に、最終の駆動パルスの電位から $0 [V]$ に移行するのに時間がかかる。図 4 は、駆動パルス列における最終の駆動パルスの電位が $- B 4 [V]$ に設定された場

50

合の理想的な波形と、実際の波形とを示す波形図である。時刻 t_1 において、高耐圧スイッチ SW_4 が OFF 状態となると、電位はすぐに 0 [V] に移行することが理想的であるが、実際にはなだらかに 0 [V] に移行する。

【0035】

これは、駆動パルス生成器において、高耐圧スイッチ $SW_1 \sim SW_4$ が全て OFF になったときに、振動子と高耐圧スイッチ $SW_1 \sim SW_4$ 間でチャージを即座に放電させることができない構成、いわゆるグラウンドから浮いた状態となるためである。この結果、最終の駆動パルスのパルス振幅が実質的に小さくなり、超音波パルスの強度が低下するとともに周波数特性も変化してしまうという問題が生じる。

【0036】

この問題は、1群の駆動パルス列における駆動パルスの数が少ないほど、また、駆動パルス列の最終の駆動パルスが 0 [V] に対して振幅が大きいほど顕著に現れる。つまり、駆動パルス列の最後2つの駆動パルスの振幅が 0 [V] に対して「大 - 小」の順であれば超音波パルスの強度低下は少なく、「小 - 大」の順であれば大きくなる。

【0037】

振幅が「小 - 大」の順となる場合の対処方法としては、図5に示すように振幅が「小 - 大」の駆動パルスのあとにさらに「小」の駆動パルスを付け、「小 - 大 - 小」とする。これにより「大」から 0 [V] に収束しやすくなり、かつ、あとにつけた「小」のエネルギーはそれほど大きくないため、全体としては超音波パルスの強度の精度を保持することができる。

【0038】

なお、あとにつける「小」のパルスの長さは他のパルスの長さに比較して同じでなくてもかまわない。電位が収束可能であれば、短いパルス長を選択することも可能である。

【0039】

ただし、以上に述べた方法には、フェーズインバージョン方式のハーモニックイメージングにおいて、1つ問題点がある。ここで、ハーモニックイメージングとは、超音波が照射されることにより被検体内で発生する高調波成分の超音波を用いるものである。また、フェーズインバージョン方式とは、駆動パルスの極性を反転させて、同一方向に2回の送受信を行ない、基本波を打ち消すことにより、高調波成分を取り出す方式である。

【0040】

上記問題は、フェーズインバージョン方式で必要となる駆動パルスの極性を反転させることが不可能なことである。このため、反転された波形の和が十分に小さな値とはならず超音波診断画像が不良となることである。

【0041】

この問題を解決する方法としては、+B1 [V]、+B2 [V]、-B3 [V]、-B4 [V] のうちの B2 [V] と B4 [V] の絶対値の電圧を同じにする方法が挙げられる。+B1 [V]、+B2 [V]、-B3 [V]、-B2 [V] とし、フェーズインバージョンのときには +B2 [V] と -B2 [V] を用いることで対応が可能となる。

【0042】

(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の構成は、実施の形態1に係る超音波診断装置の構成と同様であり、同一の符号を付して説明を省略する。本実施の形態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に対して高耐圧スイッチのスイッチング動作が異なる。

【0043】

ハーモニックイメージングの手法として、実施の形態1で述べたフェーズインバージョン(方式)の他にフィルタ方式がある。フィルタ方式は、受信信号から基本波成分をハイパスフィルタで取り除くことで、高調波成分を抽出し、超音波画像として表示する方式である。したがって、照射する超音波パルスそのものに高調波が含まれていると画質が劣化することになる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

図 6 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列の波形図である。駆動パルス生成器の構成は、図 1 に示された構成と同様である。まず、タイミング制御器 7 は、高耐圧スイッチ $SW1 \sim SW4$ が OFF の状態から、高耐圧スイッチ $SW1$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $B1 [V]$ となる。次に、高耐圧スイッチ $SW1$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW3$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B1 + B3) [V]$ 下がり、 $-B3 [V]$ となる。

【 0 0 4 5 】

次に、高耐圧スイッチ $SW3$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW2$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B3 + B2) [V]$ 上がり、 $B2 [V]$ となる。次に、高耐圧スイッチ $SW2$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW4$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B4 + B2) [V]$ 下がり、 $-B4 [V]$ となる。

【 0 0 4 6 】

次に、高耐圧スイッチ $SW4$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW2$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B4 + B2) [V]$ 上がり、 $B2 [V]$ となる。次に、高耐圧スイッチ $SW2$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW3$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B3 + B2) [V]$ 下がり、 $-B3 [V]$ となる。

【 0 0 4 7 】

次に、高耐圧スイッチ $SW3$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW1$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B3 + B1) [V]$ 上がり、 $B1 [V]$ となる。次に、高耐圧スイッチ $SW1$ を OFF にする。これにより、駆動パルスの電位が $0 [V]$ となる。

【 0 0 4 8 】

すなわち、駆動パルスにより形成される駆動パルス列は、破線で示すように、振幅が徐々に大きくなり、最大振幅時から徐々に小さくなる滑らかな包絡線を持つ波形となる。このような駆動パルス列により超音波パルスを生成するため、超音波パルスにおける高調波成分を抑えることができる。

【 0 0 4 9 】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置は、フィルタ方式のハーモニックイメージングにおいて、超音波パルスにおける高調波成分を抑制することができるので、受信信号から抽出した高調波成分には、照射時の超音波パルスに含まれる高調波成分の量が少なくなる。このため、表示される超音波画像の画質の劣化を抑えることができる。

【 0 0 5 0 】

なお、実施の形態 1 ~ 3 において、プラス側、マイナス側それぞれ 2 つの高耐圧スイッチを用いた場合の例を示したが、高耐圧スイッチの数が 2 つずつでなくとも実施可能であることは言うまでもない。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 5 1 】

本発明は、電源のプラス側とマイナス側とで出力電圧の絶対値を異ならせる構成により、物量、制御量の両方を少なくかつ、ローコストで多段階に駆動パルスの振幅を変化することができ、超音波診断装置として利用可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 2 】

- 1 プローブ
- 2 送信器
- 3 受信器
- 4 検波器

10

20

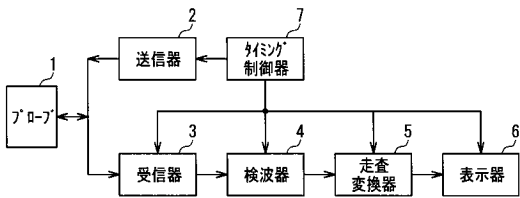
30

40

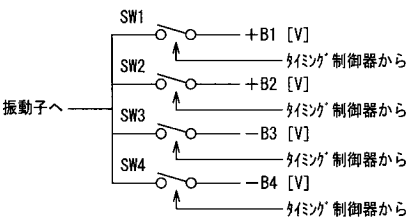
50

- 5 走査変換器
- 6 表示器
- 7 タイミング制御器
- S W 1 ~ S W 4 高耐圧スイッチ

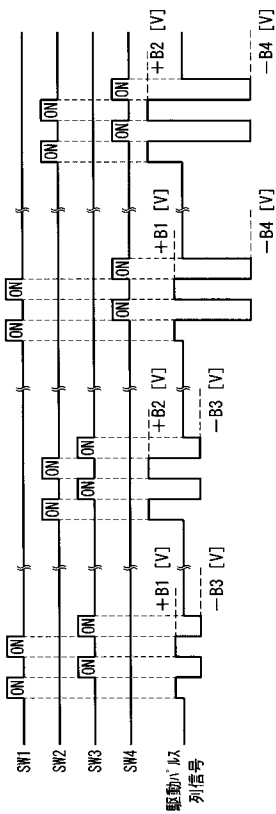
【 図 1 】



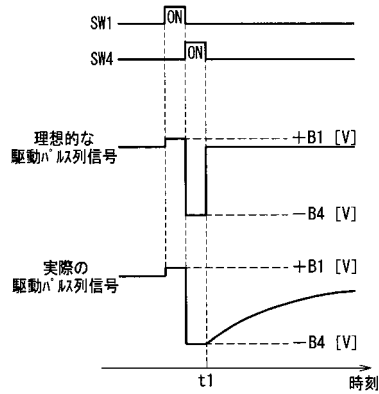
【 図 2 】



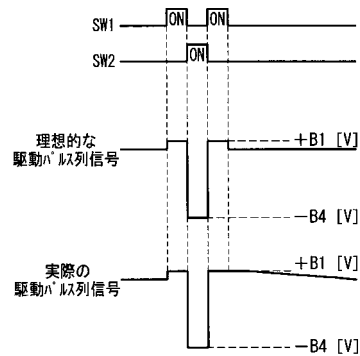
【 図 3 】



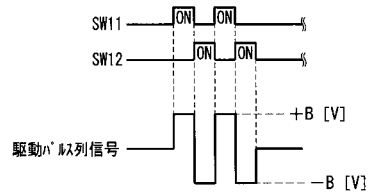
【図 4】



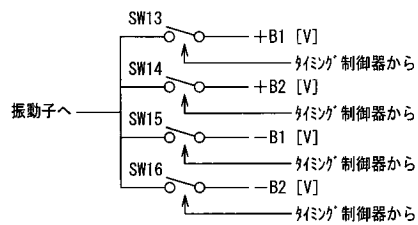
【図 5】



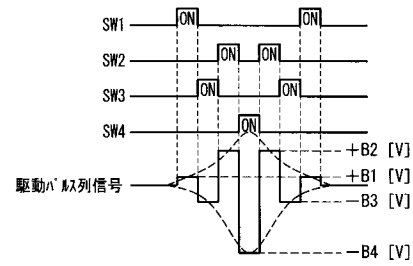
【図 7 B】



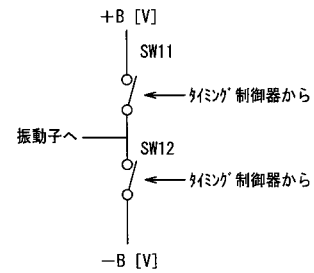
【図 8 A】



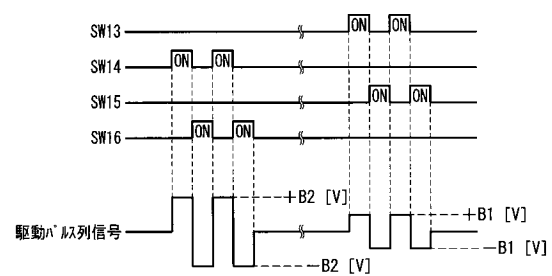
【図 6】



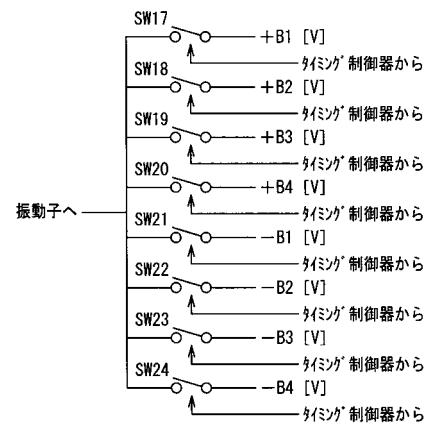
【図 7 A】



【図 8 B】



【図 9】



【手続補正書】**【提出日】**平成22年8月12日(2010.8.12)**【手続補正 1】****【補正対象書類名】**特許請求の範囲**【補正対象項目名】**全文**【補正方法】**変更**【補正の内容】****【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波を照射する振動子と、
前記振動子を駆動する送信器と、
前記送信器に複数の正電圧と負電圧を供給する複数の電源を備え、
前記送信器は、
前記電源を選択的に接続する複数のスイッチと、
前記複数のスイッチを制御するタイミング制御器とを有し、
前記スイッチを選択して駆動パルスを生成する超音波診断装置において、
前記複数の正電圧と、前記複数の負電圧の絶対値とは、互いに異なることを特徴とする
超音波診断装置。

【請求項 2】

前記複数の正電圧と負電圧を供給する電源は、前記複数の正電圧のうちの1つと、前記
複数の負電圧のうちの1つとの差が、他の組み合わせによる正電圧と負電圧との差と同じ
にならないように構成された請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

複数の正電圧および負電圧のうち絶対値が最大の電圧と、絶対値が最小の電圧の比が1
0倍以下となる請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

超音波を照射する振動子と、
前記振動子を駆動する送信器と、
前記送信器に複数の正電圧と負電圧を供給する複数の電源を備え、
前記送信器は、
前記電源を選択的に接続する複数のスイッチと、
前記複数のスイッチを制御するタイミング制御器とを有し、
前記スイッチを選択して駆動パルスを生成する超音波診断装置において、
前記正電圧を供給する電源と、前記負電圧を供給する電源との一部は、前記正電圧と前
記負電圧の絶対値とが一致し、残りの電源は、前記複数の正電圧と、前記複数の負電圧の
絶対値とが互いに異なるように構成されたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

前記タイミング制御器は、前記振動子から超音波パルスを出力するための駆動パルス列
における末尾の駆動パルスの電圧の絶対値が所定値より高い場合に、前記末尾の駆動パル
スの後部に、絶対値が所定値より小さく逆極性の駆動パルスを付加するように構成された
請求項1または4に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記タイミング制御器は、前記振動子に供給される電圧の極性が交互に反転し、電圧の
絶対値が徐々に大きくなり、絶対値が最大となった後に、絶対値が徐々に小さくなるよう
に前記スイッチを制御するように構成された請求項1、2、および4のいずれか一項に記
載の超音波診断装置。

【手続補正 2】**【補正対象書類名】**明細書**【補正対象項目名】**全文**【補正方法】**変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、振動子を駆動する駆動パルスの振幅が可変である超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、振動子から超音波を被検体内に照射し、被検体内から反射された超音波により、臓器などの形態情報や血液の流れを表示部に表示することができるものであり、その原理はよく知られている（例えば、特許文献1参照）。

【0003】

図7Aは、従来の超音波診断装置における振動子を駆動するための送信器に配置された駆動パルス生成器の構成を示す図である。駆動パルス生成器は、高耐圧スイッチSW11、SW12が直列に接続され、高耐圧スイッチSW11の他端には+B[V]の電源端子が接続され、高耐圧スイッチSW12の他端には-B[V]の電源端子が接続されている。高耐圧スイッチSW11、SW12の接続点には、振動子（図示せず）が接続されている。また、高耐圧スイッチSW11、SW12は、それぞれタイミング制御器（図示せず）によりスイッチング制御されている。

【0004】

図7Bは、高耐圧スイッチSW11、SW12のスイッチング動作および振動子に供給される駆動パルス列信号を示す波形図である。図7Bに示される1群の駆動パルス列により1走査に用いられる超音波パルスが生成される。

【0005】

まず、高耐圧スイッチSW11をONにすると振動子に+B[V]の電圧が印加される。続いて高耐圧スイッチSW11をOFFにするとともに高耐圧スイッチSW12をONにすると振動子に-B[V]の電圧が印加される。このようにして高耐圧スイッチを交互にON-OFFすることにより、図7Bに示すようにバイポーラの2波の波形からなる駆動パルス列が生成される。

【0006】

超音波診断装置において、横方向の分解能を高めるには、超音波ビームの形状ができるだけ細い方がよい。この原則は送信においても受信においても同じであるが、ここでは送信についてのみ記述する。

【0007】

超音波ビームを細くする手法としては、複数の上記振動子に接続される複数の送信器から出力される駆動パルス列のタイミングを調整する方法がよく知られている。すべての振動子から同じ振幅で超音波パルスを発生させると、主軸以外の部分にも弱い指向性を持つことが知られており、これをサイドローブと呼んでいる。

【0008】

サイドローブを抑圧するためには、開口の端部の振動子に供給される駆動パルスの振幅を小さくすることが有効であることが知られており、これはアポダイズと呼ばれている。アポダイズを行うためには、対応する振動子が開口のどこに位置するかにより、駆動パルスの振幅を駆動パルス生成器によって変える必要がある。変化の度合い（何段階に変えるか）は、より多い方がサイドローブ抑圧には効果がある。

【0009】

図8Aは、駆動パルスの振幅を変化可能な駆動パルス生成器の構成を示す図である。図8Bは、高耐圧スイッチSW13～SW16のスイッチングおよび駆動パルス列信号を示す波形図である。図8Aに示すように、駆動パルス生成器は、複数のプラスの電源端子と、複数のマイナスの電源端子とがそれぞれ高耐圧スイッチSW13～SW16を介して振動子に接続されるように構成されている。図8Bに示すように、高耐圧スイッチSW13～SW16のスイッチングタイミングにより、振幅2B2[V]の駆動パルス列と、振幅

2 B 1 [V] の駆動パルス列が生成される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 1 0 】

【特許文献 1】特開平 9 - 2 3 4 2 0 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 1 】

しかしながら、従来例の超音波診断装置においては、例えば 4 通りの振幅を出力しようとする、図 9 に示すようにプラス側に高耐圧スイッチ S W 1 7 ~ S W 2 0 が 4 つ、マイナス側に高耐圧スイッチ S W 2 1 ~ S W 2 4 が 4 つの計 8 つの高耐圧スイッチが必要となり、さらに、制御信号も 8 つ必要となる。つまり複数の種類の振幅を出力しようとする、正側の高耐圧スイッチと負側の高耐圧スイッチとで得たい振幅数の 2 倍のスイッチが必要となり、同時に 2 倍の数の制御信号を生成する回路も必要となる。その結果、超音波診断装置は、構成が大きく、高価となる。

【 0 0 1 2 】

本発明は、上記従来の問題を解決するために、多段階に駆動パルスの振幅を変化可能であり、ローコストでかつ物量、制御量の両方が少ない構成である超音波診断装置を提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

本発明の第 1 の超音波診断装置は、超音波を照射する振動子と、前記振動子を駆動する送信器と、前記送信器に複数の正電圧と負電圧を供給する複数の電源を備え、前記送信器は、前記電源を選択的に接続する複数のスイッチと、前記複数のスイッチを制御するタイミング制御器とを有し、前記スイッチを選択して駆動パルスを生成する。上記課題を解決するために、前記複数の正電圧と、前記複数の負電圧の絶対値とは、互いに異なることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

本発明の第 2 の超音波診断装置は、超音波を照射する振動子と、前記振動子を駆動する送信器と、前記送信器に複数の正電圧と負電圧を供給する複数の電源を備え、前記送信器は、前記電源を選択的に接続する複数のスイッチと、前記複数のスイッチを制御するタイミング制御器とを有し、前記スイッチを選択して駆動パルスを生成する。上記課題を解決するために、前記正電圧を供給する電源と、前記負電圧を供給する電源との一部は、前記正電圧と前記負電圧の絶対値とが一致し、残りの電源は、前記複数の正電圧と、前記複数の負電圧の絶対値とが互いに異なるように構成されたことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、電源から出力される電圧のうち、正の電圧と負の電圧の絶対値とが一致しない電圧を含めることにより、多段階に駆動パルスの振幅を変化可能であり、ローコストでかつ物量、制御量の両方が少ない構成で実現できる超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

【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、同実施の形態に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器の構成を示す回路図である。

【図 3】図 3 は、同実施の形態に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列信号の波形図である。

【図 4】図 4 は、同実施の形態に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される

駆動パルス列信号の理想的な波形と、実際の波形とを示す出力波形図である。

【図 5】図 5 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列信号の理想的な波形と、実際の波形とを示す出力波形図である。

【図 6】図 6 は、本発明の実施の形態 3 に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列信号の波形図である。

【図 7 A】図 7 A は、従来の超音波診断装置の駆動パルス生成器の構成を示す回路図である。

【図 7 B】図 7 B は、従来の超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列信号の波形図である。

【図 8 A】図 8 A は、従来の超音波診断装置の駆動パルス生成器の構成を示す回路図である。

【図 8 B】図 8 B は、従来の超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列信号の波形図である。

【図 9】図 9 は、従来の超音波診断装置の駆動パルス生成器の構成を示す回路図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

本発明の超音波診断装置は、種々の態様をとることができる。すなわち、第 1 の超音波診断装置において、前記複数の正電圧と負電圧を供給する電源は、前記複数の正電圧のうちの 1 つと、前記複数の負電圧のうちの 1 つとの差が、他の組み合わせによる正電圧と負電圧との差と同じにならないように構成することができる。

【0018】

また、複数の正電圧および負電圧のうち絶対値が最大の電圧と、絶対値が最小の電圧の比が 10 倍以下となるように構成することができる。

【0019】

また、第 1 および第 2 の超音波診断装置において、前記タイミング制御器は、前記振動子から超音波パルスを出力するための駆動パルス列における末尾の駆動パルスの電圧の絶対値が所定値より高い場合に、前記末尾の駆動パルスの後部に、絶対値が所定値より小さく逆極性の駆動パルスを付加するように構成することができる。この構成により、最終の駆動パルスから短時間で電圧を 0 [V] にすることができ、超音波パルスのパルス長が長くなることを防ぐことで、時間方向の分解能を向上させることができる。

【0020】

また、前記タイミング制御器は、前記振動子に供給される電圧の極性が交互に反転し、電圧の絶対値が徐々に大きくなり、絶対値が最大となった後に、絶対値が徐々に小さくなるように前記スイッチを制御するように構成することができる。

【0021】

以下、本発明の超音波診断装置における実施について、図 1 から図 6 を参照しながら説明する。

【0022】

(実施の形態 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。プローブ 1 は、振動子を有し、駆動パルス列信号が印加されると被検体（図示せず）に対して超音波パルスを照射し、反射した超音波パルス（超音波エコー）を受信すると受信信号を出力する。送信器 2 は、駆動パルス列信号を生成する駆動パルス生成器を有し、タイミング制御器 7 の制御によりプローブ 1 内の振動子に高圧の駆動パルス列信号を送り、超音波パルスを発生させる。なお、駆動パルス列信号における 1 群の駆動パルス列により一回の送受信に用いられる超音波パルスが生成される。プローブ 1 内の振動子は、最近の超音波診断装置では数十から数百個配列されており、送信器 2 には、各振動子に対応する駆動パルス生成器が複数配置されている。

【0023】

プローブ 1 から出力された超音波パルスは被検体内で反射され、プローブ 1 内の振動子

で再び電気信号（受信信号）に変換され、受信器 3 に入力される。受信器 3 は受信信号を増幅し、各振動子からの受信信号をタイミングを合わせて加算する。受信器 3 で加算された受信信号は、検波器 4 に入力され、検波される。

【 0 0 2 4 】

検波された受信信号は、走査変換器 5 により画像表示できる画像データに走査変換される。画像データは、表示器 6 により超音波画像として表示される。タイミング制御器 7 は、送信器 2 の高耐圧スイッチのスイッチング制御、受信器 3 における遅延制御など超音波診断装置各部を制御する。

【 0 0 2 5 】

次に、送信器 2 における駆動パルス生成器について詳細に説明する。図 2 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の送信器 2 における複数の駆動パルス生成器の内の 1 つの構成を示す回路図である。電源電圧として、プラス側 $+B1[V]$ 、 $+B2[V]$ 、マイナス側 $-B3[V]$ 、 $-B4[V]$ を供給し、 $B1 < B3 < B2 < B4$ の関係を満たすように設定されている。

【 0 0 2 6 】

$+B1[V]$ の電源電圧は高耐圧スイッチ $SW1$ 、 $+B2[V]$ の電源電圧は高耐圧スイッチ $SW2$ 、 $-B3[V]$ の電源電圧は高耐圧スイッチ $SW3$ 、 $-B4[V]$ の電源電圧は高耐圧スイッチ $SW4$ を介して振動子に供給される。高耐圧スイッチ $SW1 \sim SW4$ は、タイミング制御器 7 によりスイッチング制御される。

【 0 0 2 7 】

次に、送信器 2 における駆動パルス生成器の動作について説明する。図 3 は、高耐圧スイッチ $SW1 \sim SW4$ のスイッチングおよび出力される駆動パルス列信号を示す波形図である。

【 0 0 2 8 】

まず、タイミング制御部 7 が高耐圧スイッチ $SW1$ と $SW3$ を交互に $ON - OFF$ させることで、振幅が $(B1 + B3)[V]$ と比較的振幅の小さな駆動パルス列が得られる。また、タイミング制御部 7 が高耐圧スイッチ $SW2$ と $SW3$ を交互に $ON - OFF$ させることで、振幅が $(B2 + B3)[V]$ の駆動パルス列が得られる。また、タイミング制御部 7 が高耐圧スイッチ $SW1$ と $SW4$ を交互に $ON - OFF$ させることで、振幅が $(B1 + B4)[V]$ の駆動パルス列が得られる。また、タイミング制御部 7 が高耐圧スイッチ $SW2$ と $SW4$ を交互に $ON - OFF$ させることで、振幅が $(B2 + B4)[V]$ と比較的振幅の大きな駆動パルス列が得られる。

【 0 0 2 9 】

なお、これら 4 種類の波形において、直流レベルが異なっているが、振動子は直流によっては駆動されないため、問題なく動作することが可能である。

【 0 0 3 0 】

$B1 \sim B4$ の具体的な値としては、例えば $B1 = 10[V]$ 、 $B2 = 40[V]$ 、 $-B3 = -20[V]$ 、 $-B4 = -80[V]$ を用いることができる。この場合、電圧値の組み合わせにより、 $30[V]$ ($B1 + B3$)、 $60[V]$ ($B2 + B3$)、 $90[V]$ ($B1 + B4$)、 $120[V]$ ($B2 + B4$) の 4 通りの振幅が得られる。

【 0 0 3 1 】

組み合わせ可能な電圧値には、各電圧値の比に関して、限界がある。例えばプラス側が $100[V]$ に対してマイナス側が $1[V]$ であるような電圧値の比が極端に大きな場合、波形がユニポーラパルスを用いた場合に近くなり、周波数軸上での対象性が崩れ（周波数特性が崩れ）る。このような対象性の崩れを防止するためには、プラス側とマイナス側の電圧の比は実験的に 10 倍以下であることが望ましいことが分かった。

【 0 0 3 2 】

以上のように、4 つの異なる電圧が供給される電源端子と、4 つの高耐圧スイッチのスイッチングとにより 4 種類の振幅の駆動パルス列を生成することができる。すなわち、本実施の形態に係る超音波診断装置は、小さい回路規模で駆動パルス列の多くの振幅が選択

可能となる。したがって、超音波の開口部中の位置に応じて、振動子に供給する駆動パルス列の振幅を調整することにより、サイドローブを低減するための動作を、簡素化された回路で実現可能になる。

【 0 0 3 3 】

(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の構成と同様であり、動作が異なる。以下の説明において、実施の形態 1 に係る超音波診断装置と同様の構成要素は、同一の符号を付して説明を省略する。

【 0 0 3 4 】

実施の形態 1 に係る超音波診断装置では、駆動パルス列における最終の駆動パルスの絶対値が大きい場合に、最終の駆動パルスの電位から 0 [V] に移行するのに時間がかかる。図 4 は、駆動パルス列における最終の駆動パルスの電位が - B 4 [V] に設定された場合の理想的な波形と、実際の波形とを示す波形図である。時刻 t_1 において、高耐圧スイッチ S W 4 が O F F 状態となると、電位はすぐに 0 [V] に移行することが理想的であるが、実際にはなだらかに 0 [V] に移行する。

【 0 0 3 5 】

これは、駆動パルス生成器において、高耐圧スイッチ S W 1 ~ S W 4 が全て O F F になったときに、振動子と高耐圧スイッチ S W 1 ~ S W 4 間でチャージを即座に放電させることができない構成、いわゆるグラウンドから浮いた状態となるためである。この結果、最終の駆動パルスのパルス振幅が実質的に小さくなり、超音波パルスの強度が低下するとともに周波数特性も変化してしまうという問題が生じる。

【 0 0 3 6 】

この問題は、1 群の駆動パルス列における駆動パルスの数が少ないほど、また、駆動パルス列の最終の駆動パルスが 0 [V] に対して振幅が大きいほど顕著に現れる。つまり、駆動パルス列の最後 2 つの駆動パルスの振幅が 0 [V] に対して「大 - 小」の順であれば超音波パルスの強度低下は少なく、「小 - 大」の順であれば大きくなる。

【 0 0 3 7 】

振幅が「小 - 大」の順となる場合の対処方法としては、図 5 に示すように振幅が「小 - 大」の駆動パルスのあとにさらに「小」の駆動パルスを付け、「小 - 大 - 小」とする。これにより「大」から 0 [V] に収束しやすくなり、かつ、あとにつけた「小」のエネルギーはそれほど大きくないため、全体としては超音波パルスの強度の精度を保持することができる。

【 0 0 3 8 】

なお、あとにつける「小」のパルスの長さは他のパルスの長さに比較して同じでなくてもかまわない。電位が収束可能であれば、短いパルス長を選択することも可能である。

【 0 0 3 9 】

ただし、以上に述べた方法には、フェーズインバージョン方式のハーモニックイメージングにおいて、1 つ問題点がある。ここで、ハーモニックイメージングとは、超音波が照射されることにより被検体内で発生する高調波成分の超音波を用いるものである。また、フェーズインバージョン方式とは、駆動パルスの極性を反転させて、同一方向に 2 回の送受信を行ない、基本波を打ち消すことにより、高調波成分を取り出す方式である。

【 0 0 4 0 】

上記問題は、フェーズインバージョン方式で必要となる駆動パルスの極性を反転させることが不可能なことである。このため、反転された波形の和が十分に小さな値とはならず超音波診断画像が不良となることである。

【 0 0 4 1 】

この問題を解決する方法としては、+ B 1 [V]、+ B 2 [V]、- B 3 [V]、- B 4 [V] のうちの B 2 [V] と B 4 [V] の絶対値の電圧を同じにする方法が挙げられる。+ B 1 [V]、+ B 2 [V]、- B 3 [V]、- B 2 [V] とし、フェーズインバージョンのときには + B 2 [V] と - B 2 [V] を用いることで対応が可能となる。

【 0 0 4 2 】

(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の構成は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成と同様であり、同一の符号を付して説明を省略する。本実施の形態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に対して高耐圧スイッチのスイッチング動作が異なる。

【 0 0 4 3 】

ハーモニクイメーシングの手法として、実施の形態 1 で述べたフェーズインバージョン（方式）の他にフィルタ方式がある。フィルタ方式は、受信信号から基本波成分をハイパスフィルタで取り除くことで、高調波成分を抽出し、超音波画像として表示する方式である。したがって、照射する超音波パルスそのものに高調波が含まれていると画質が劣化することになる。

【 0 0 4 4 】

図 6 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の駆動パルス生成器から出力される駆動パルス列の波形図である。駆動パルス生成器の構成は、図 1 に示された構成と同様である。まず、タイミング制御器 7 は、高耐圧スイッチ $SW1 \sim SW4$ が OFF の状態から、高耐圧スイッチ $SW1$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $B1 [V]$ となる。次に、高耐圧スイッチ $SW1$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW3$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B1 + B3) [V]$ 下がり、 $-B3 [V]$ となる。

【 0 0 4 5 】

次に、高耐圧スイッチ $SW3$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW2$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B3 + B2) [V]$ 上がり、 $B2 [V]$ となる。次に、高耐圧スイッチ $SW2$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW4$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B4 + B2) [V]$ 下がり、 $-B4 [V]$ となる。

【 0 0 4 6 】

次に、高耐圧スイッチ $SW4$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW2$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B4 + B2) [V]$ 上がり、 $B2 [V]$ となる。次に、高耐圧スイッチ $SW2$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW3$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B3 + B2) [V]$ 下がり、 $-B3 [V]$ となる。

【 0 0 4 7 】

次に、高耐圧スイッチ $SW3$ を OFF にするとともに、高耐圧スイッチ $SW1$ を ON にする。これにより、駆動パルスの電位が $(B3 + B1) [V]$ 上がり、 $B1 [V]$ となる。次に、高耐圧スイッチ $SW1$ を OFF にする。これにより、駆動パルスの電位が $0 [V]$ となる。

【 0 0 4 8 】

すなわち、駆動パルスにより形成される駆動パルス列は、破線で示すように、振幅が徐々に大きくなり、最大振幅時から徐々に小さくなる滑らかな包絡線を持つ波形となる。このような駆動パルス列により超音波パルスを生成するため、超音波パルスにおける高調波成分を抑えることができる。

【 0 0 4 9 】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置は、フィルタ方式のハーモニクイメーシングにおいて、超音波パルスにおける高調波成分を抑制することができるので、受信信号から抽出した高調波成分には、照射時の超音波パルスに含まれる高調波成分の量が少なくなる。このため、表示される超音波画像の画質の劣化を抑えることができる。

【 0 0 5 0 】

なお、実施の形態 1 ～ 3 において、プラス側、マイナス側それぞれ 2 つの高耐圧スイッチを用いた場合の例を示したが、高耐圧スイッチの数が 2 つずつでなくとも実施可能であ

ることは言うまでもない。

【産業上の利用可能性】

【0051】

本発明は、電源のプラス側とマイナス側とで出力電圧の絶対値を異ならせる構成により、物量、制御量の両方を少なくかつ、ローコストで多段階に駆動パルスの振幅を変化させることができ、超音波診断装置として利用可能である。

【符号の説明】

【0052】

1 プローブ

2 送信器

3 受信器

4 検波器

5 走査変換器

6 表示器

7 タイミング制御器

SW1～SW4 高耐圧スイッチ

【手続補正3】

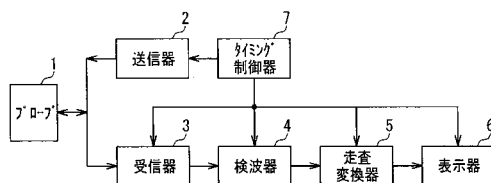
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

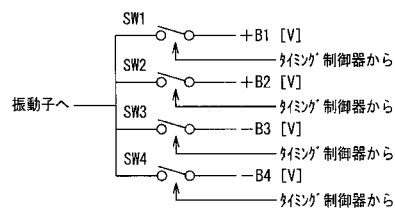
【補正方法】変更

【補正の内容】

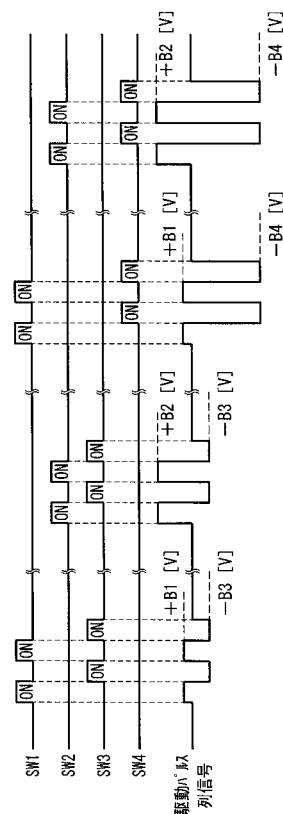
【図1】



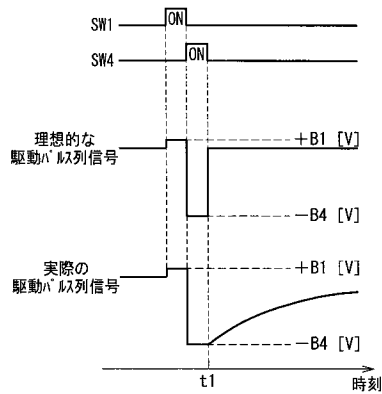
【図2】



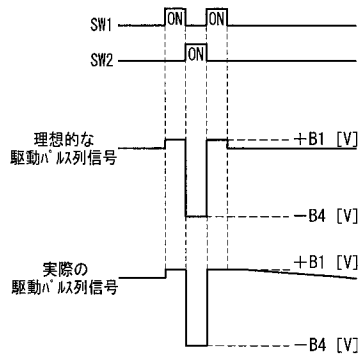
【図3】



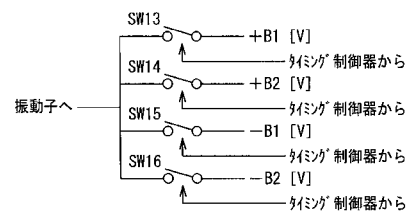
【図 4】



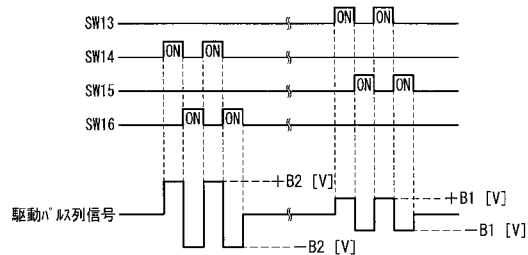
【図 5】



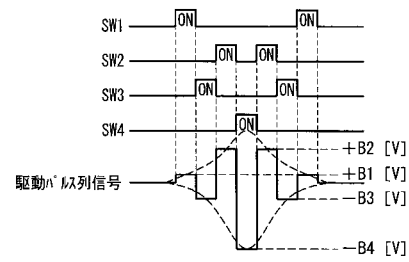
【図 8 A】



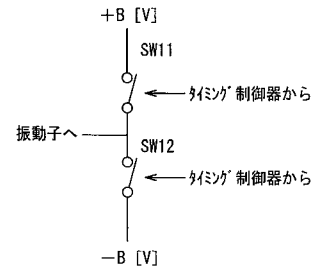
【図 8 B】



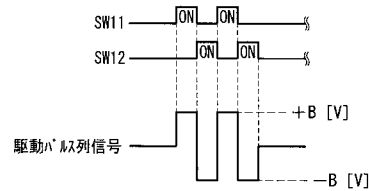
【図 6】



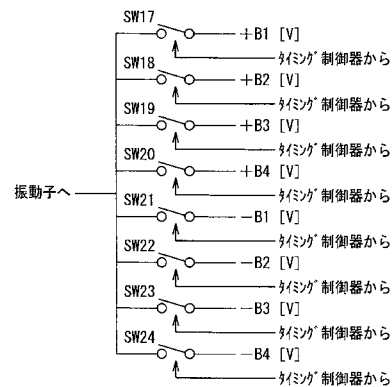
【図 7 A】



【図 7 B】



【図 9】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/001413

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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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.
A	JP 2007-296131 A (Toshiba Corp.), 15 November 2007 (15.11.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 62-087141 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 21 April 1987 (21.04.1987), entire text; all drawings (Family: none)	1-6
A	JP 2000-005180 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 January 2000 (11.01.2000), entire text; all drawings & US 6298726 B1	1-6

☐ 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
01 April, 2010 (01.04.10)Date of mailing of the international search report
13 April, 2010 (13.04.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/001413	
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 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010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	
A	JP 2007-296131 A（株式会社東芝） 2007.11.15, 全文、全図（ファミリーなし）	1-6	
A	JP 62-087141 A（横河メデイカルシステム株式会社） 1987.04.21, 全文、全図（ファミリーなし）	1-6	
A	JP 2000-005180 A（オリンパス光学工業株式会社） 2000.01.11, 全文、全図 & US 6298726 B1	1-6	
☐ 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		の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 01.04.2010		国際調査報告の発送日 13.04.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 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） 後藤 順也	2Q 3101
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

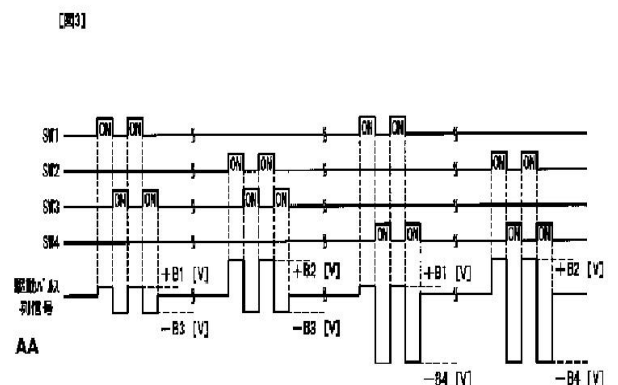
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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	JPWO2010103747A1	公开(公告)日	2012-09-13
申请号	JP2010525555	申请日	2010-03-02
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[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	G01S7/5202 B06B1/0215 G01S7/52046 G01S15/8963		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/HH01 4C601/HH05 4C601/HH25		
优先权	2009059928 2009-03-12 JP		
其他公开文献	JP5377498B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种辐射超声波的换能器，驱动该换能器的发射器以及向该发射器提供多个正电压和负电压的多个电源。发射器包括选择性地连接电源的多个开关（SW1至SW4）以及控制多个开关的定时控制器。通过选择开关来产生驱动脉冲。多个正电压和多个负电压具有彼此不同的绝对值。利用这种构造，可以提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备允许驱动脉冲的振幅在多个阶段中变化，成本低并且需要少量的材料和控制。



AA DRIVING PULSE STRING SIGNAL