

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5384491号
(P5384491)

(45) 発行日 平成26年1月8日(2014.1.8)

(24) 登録日 平成25年10月11日(2013.10.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 6 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2010-515883 (P2010-515883)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成21年6月3日(2009.6.3)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2009/060112		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02009/148068	(72) 発明者	押木 光博
(87) 国際公開日	平成21年12月10日(2009.12.10)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
審査請求日	平成24年3月23日(2012.3.23)		株式会社日立メディコ内
(31) 優先権主張番号	特願2008-148311 (P2008-148311)	(72) 発明者	岸 伸一郎
(32) 優先日	平成20年6月5日(2008.6.5)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	鈴木 篤史
			東京都千代田区外神田四丁目14番1号
			株式会社日立メディコ内
		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】

超音波を送受信する複数の超音波振動子が配列された超音波探触子と、
 前記超音波探触子内の振動子毎に電気信号を与えるものであって、任意の複数の周波数成分を有する矩形波信号を前記振動子毎に与える超音波ビームを形成させる送信部と、前記超音波ビームの送信によって得られる受信信号を受信する受信部と、前記受信信号に基づいて超音波画像を形成する信号処理部と、
 を備え、
 前記送信部は、
第1の矩形波発生手段と、第2の矩形波発生手段と、第1の電解効果トランジスタと、第2の電解効果トランジスタを備え、前記第1の矩形波発生手段の出力端が、前記第1の電解効果トランジスタのゲートに接続され、前記第2の矩形波発生手段の出力端が、前記第2の電解効果トランジスタのゲートに接続され、前記第1の電解効果トランジスタのソースと、前記第2の電解効果トランジスタのソースが接続され、前記第1の電解効果トランジスタのソースと、前記第2の電解効果トランジスタのソースの接続端と、電流制御器の一端が接続され、前記電流制御器の他端が、アースに接続され、前記第1の電解効果トランジスタのドレインが、第1のリアクトルの一端に接続され、第2の電解効果トランジスタのドレインが、第2のリアクトルの一端に接続され、前記第1のリアクトルの他端が、前記第2のリアクトルの他端に接続され、前記第1のリアクトルの他端と前記第2のリアクトルの他端の接続端が、直流電源の正極側に接続され、前記直流電源の負極側が、アースに接続され、

10

20

前記第1のリアクトルと前記第2のリアクトルを一次側として、第3のリアクトルが二次側に配置され、前記第3のリアクトルの両端が、前記振動子の両端に接続され、

前記第1の矩形波発生手段より前記第1の電解効果トランジスタへ矩形波信号が与えられている第1の周期を分割し、前記第1の周期毎に複数の異なる周波数の信号を前記第1の電解効果トランジスタに与えてデューティ比を可変制御し、

前記第2の矩形波発生手段より前記第2の電解効果トランジスタへ矩形波信号が与えられている第2の周期を分割し、前記第2の周期毎に複数の異なる周波数の信号を前記第2の電解効果トランジスタに与えてデューティ比を可変制御する制御部を備えていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記矩形波信号のデューティ比を可変設定するスイッチ部をさらに備えた請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記スイッチ部は、経時的に前記矩形波信号のデューティ比を可変設定する請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記スイッチ部は、前記振動子毎に与えられる前記矩形波信号のデューティ比を相異ならせて設定する請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記制御部は、ティッシュハーモニクイメージングを実行する際に、前記第1の矩形波発生手段と前記第2の矩形波発生手段から複数の周波数成分を有する前記矩形波信号を出力するよう制御する請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記制御部は、前記第1の矩形波発生手段あるいは前記第2の矩形波発生手段から前記第1の電解効果トランジスタのソースあるいは前記第2の電解効果トランジスタのソースへ矩形波信号が与えられている周期において、前記スイッチ部に設定された第1の導通期間から前記第1の導通期間と異なる第2の導通期間へ可変制御する請求項2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、矩形波の送信出力を可能とする超音波診断装置、特に一回の送信によって、複数の周波数成分をもつ送信信号出力を可能とする矩形波送信回路を有す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、超音波プローブに内蔵された超音波振動子から発生した超音波を被検体に放射し、被検体組織の硬さに由来する音響インピーダンスの差異によって生ずる反射信号を超音波振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。

【0003】

上述した振動子を駆動するためには、従来は任意波形増幅器を用いることが一般的であった。一方、任意波形増幅器を使用しない技術は、例として、高調波の発生を減らすことにより、生体内あるいは造影剤などから発生する高調波を用いて得られる画像の劣化を抑制することが可能な矩形波信号増幅回路を有した診断装置用送信回路が特許文献1に開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2002-315748号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1に開示の発明では、矩形波信号出力回路において、その入力信号の振幅の中心から両端に向う程、各パルスのデューティを小さくし、このパルスの包絡線形状における高い周波数成分の発生を抑制することを言及しているに過ぎず、矩形波信号回路が任意波形を生成することは依然として未解決課題であった。

【0006】

本発明の目的は、矩形波信号回路を用いて任意波形を生成することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

10

【0007】

上記の目的を達成するため、本発明の超音波診断装置は、超音波を送受信する複数の超音波振動子が配列された超音波探触子と、前記超音波探触子内の振動子毎に電気信号を与えるものであって、任意の複数の周波数成分を有する矩形波信号を前記振動子毎に与える超音波ビームを形成させる送信部と、前記超音波ビームの送信によって得られる受信信号を受信する受信部と、前記受信信号に基づいて超音波画像を形成する信号処理部と、を備えたことを特徴とする。

【0008】

上記構成によれば、送信部が超音波探触子内の振動子毎に電気信号を与えるものであって、任意の複数の周波数成分を有する矩形波信号を前記振動子毎に与える超音波ビームを形成させ、受信部が前記超音波ビームの送信によって得られる受信信号を受信し、信号処理部が前記受信信号に基づいて超音波画像を形成するため、矩形波信号回路を用いて任意波形の超音波を生成することができる。

20

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、矩形波信号回路を用いて任意波形の超音波を生成することが可能な超音波診断装置を提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明に係わる超音波診断装置の概略ブロック構成図。

30

【図2】第1の実施例に係わる矩形送信回路の構成図。

【図3】図2のスイッチング素子(FET)の電流 電圧関係図。

【図4】図2の矩形送信回路における制御タイミングの説明図。

【図5】第1の実施例の矩形送信回路における制御タイミングを示す図。

【図6】第1の実施例の矩形送信回路における入力信号Duty比と出力振幅レベルの相関を説明する図。

【図7A】第1の実施例の矩形送信回路における入力信号Duty比と出力振幅レベルの相関を説明する図。

【図7B】第1の実施例の矩形送信回路における入力信号Duty比と出力振幅レベルの相関を説明する図。

40

【図8】第1の実施例の矩形送信回路における入力信号Duty比と出力振幅レベルの相関を説明する図。

【図9】第1の実施例の矩形送信回路における入力信号Duty比と出力振幅レベルの相関を説明する図。

【図10】第2の実施例の矩形送信回路の構成図。

【図11】第2の実施例の矩形送信回路における制御タイミング図。

【図12】第2の実施例の矩形送信回路における出力信号の周波数分布図。

【図13A】第2の実施例の矩形送信回路における入出力信号と、その周波数応答の具体例を示す図。

【図13B】第2の実施例の矩形送信回路における入出力信号と、その周波数応答の具体

50

例を示す図。

【図13C】第2の実施例の矩形送信回路における入出力信号と、その周波数応答の具体例を示す図。

【図13D】第2の実施例の矩形送信回路における入出力信号と、その周波数応答の具体例を示す図。

【図14】第3の実施例の矩形送信回路の構成図。

【図15】第4の実施例の矩形送信回路の構成図。

【図16】第4の実施例の矩形送信回路の入出力波形図。

【図17】第5の実施例の矩形送信回路の構成図。

【図18】第5の実施例の矩形送信回路の入出力波形図。

【図19】第6の実施例の矩形送信回路の構成図。

【図20】第6の実施例の矩形送信回路の入出力波形図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本発明の具体的な実施形態を図面に基づき説明する。なお、説明中、制御手段を、制御回路、制御部とするなど、手段を回路、或いは部と呼ぶ場合がある点、留意されたい。

【0012】

図1は、具体的な実施形態を説明するための超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0013】

超音波診断装置は、複数の振動子を備えた超音波探触子100と、複数の振動子の素子を選択するための素子選択部101と、送受分離回路102と、送信信号を形成、送信する送波処理回路103と、送信回路104と、超音波探触子100から受信された受信信号を、増幅する受信アンプ回路105と、整相加算処理回路106と、整相加算処理回路106からの信号を対数処理などの信号処理を行う信号処理回路107と、信号処理回路107からの信号を用いて、超音波走査と表示走査との走査変換を行うスキャンコンバータ108と、スキャンコンバータ108からの画像データを表示するCRT或いは液晶などからなる表示モニタ109と、これらの構成要素を制御する制御回路110とから構成される。

【0014】

送受分離回路102は、送信時と受信時とで信号の通過方向を変更するものであり、送信回路104は、超音波を被検体内へ送信するために超音波探触子100内の図示されない複数の振動子へ駆動信号を供給するための送信部で、送波処理回路103は、送信回路104に送信信号を供給するための公知のパルス発生回路と増幅回路と送信用遅延回路とを有している。

【0015】

整相加算処理回路106は、被検体内に送信された超音波により被検体内で反射した反射波(エコー)が複数の振動子で電気的信号(受信信号)に変換された信号を用いて、所定方向から受信したように超音波ビーム信号を形成して出力するもので、公知の送信用遅延回路と加算回路とで構成されている。

【0016】

信号処理回路107は、整相加算処理回路106から出力された受信信号を画像化するための前処理として、対数変換処理、フィルタ処理、ガンマ()補正等を行うものである。

【0017】

スキャンコンバータ108は、信号処理回路107から超音波ビームの走査毎に出力されてくる信号を蓄積し画像データを形成するとともに、画像表示装置の走査に応じて出力する、すなわち超音波走査と表示走査との走査変換を行う。

【0018】

表示モニタ109は、スキャンコンバータ108から出力される輝度信号に変換された画像データを、画像として表示する表示装置である。

【0019】

10

20

30

40

50

制御回路110は、上記の各構成要件を直接的又は間接的に制御して超音波の送受信と画像表示を行わせる中央演算ユニット(Central Processing Unit、CPU)である。

【0020】

この超音波診断装置の構成において、超音波探触子100を図示されない被検体の検査部位に当接し、送信フォーカス深度等のスキャンパラメータを制御回路110へ入力した後、超音波スキャン開始指令を入力する。制御回路110が、各ユニットを制御し超音波スキャンを開始する。

【0021】

制御回路110は、素子選択部101及び送波処理回路103に対し、最初の送信における振動子の選択指令と、駆動パルス出力指令及び前記送信フォーカス深度に対応し遅延時間を設定する指令を出力する。これら指令が実行されると、送波処理回路103から駆動パルスが、図示しない送信遅延回路を介し、探触子内100にある複数の振動子を駆動するために十分な振幅まで送信回路104で増幅され、超音波探触子100へ供給される。

10

【0022】

超音波探触子100内の振動子群は、素子選択部101により決定された振動子と、送信信号を供給する送信回路104が、送受分離回路102を介し接続されており、各振動子は駆動パルスが入力すると、所定の周波数で振動し、超音波を順次被検体内へ送信する。

【0023】

被検体内へ送信された超音波は、生体内の組織や臓器の音響インピーダンスの異なる面でその一部が反射されエコーとして超音波探触子100方向へ反射する。このエコーを受信するために、制御回路110は受信系を制御する。

20

【0024】

先ず送信の終了と共に素子選択部101により、受信のための振動子と整相加算処理回路106を接続するための切換選択が行われる。この振動子切換選択と共に、整相加算処理回路106に対する受信遅延時間の制御を行う。

【0025】

各受信遅延回路で遅延された受信信号は整相加算処理回路106で整相加算され、受信ビーム信号となって信号処理回路107へ出力される。信号処理回路107は、入力した受信信号に対し前述の処理を行いスキャンコンバータ108へ処理後の信号を出力する。スキャンコンバータ108は入力した信号を、図示しないメモリへ記憶し、表示モニタ109へ、表示の同期信号に対応して記憶内容を読み出して出力する。以上の動作が終了すると、制御回路110は超音波の送受信方向を変更して2回目、3回目、というように順次超音波の送受信方向を変更して上記動作を繰り返す。

30

【0026】

上述した構成中、本発明は主に送信回路系部分に係わり、特に送波処理回路103と、送信回路104、および制御回路110に関係する。以下、この送信回路系部分に係わる実施例を、図面を用いて説明する。

【実施例1】

【0027】

図2は、第1の実施例に係わる単一電源を持つ矩形波送信回路の構成を示す図である。

40

【0028】

図2に見るように、矩形波送信回路は、超音波探触子100内に配列される振動子00に印加する電圧から決まる電源01と、電界効果トランジスタ(Field Effect Transistor、FET)などのスイッチ素子02と、スイッチ素子02をON - OFF制御する制御器03より構成される。一般に、超音波診断装置用送信回路では、超音波振動子から生体内を観測するために十分な超音波信号の発生に百数十Vの電気信号印加が必要となる。この実現のために、送信回路では一般に高耐圧のFETなどに代表される、制御電圧に応じ電流を導通/遮断(オンオフ)可能なスイッチング素子を用いる。

【0029】

図3に、一般的なFETの入力電圧に対する、出力電流の関係を示す。FETのゲート入力電

50

圧に対し、ドレイン出力電流は一定の関係にある。図4に、図1に示した矩形波送信回路の動作タイミング図を示す。破線は理論波形、実線は現実の波形を示す。

【 0 0 3 0 】

図2に示すように制御器03により、制御信号としての入力信号04がスイッチ02に印加されるとする。スイッチ02を導通(オン)するためには、制御信号である入力信号04はH(ハイ)の状態とする(以下同様)。よって、図4では、スイッチ02の切換タイミングが示されている制御信号14では2回スイッチがオンされることを示す。制御器03は、送波処理回路103、制御回路110により、直接的又は間接的に制御される。

【 0 0 3 1 】

入力信号04、14は点線で示すように矩形波とするが、実際には回路の入力容量などの影響により、実線でしめすように矩形波が歪んだ形となる。すると、タイミング信号となる出力信号05、15も上述のように入力信号に依存した波形となる。出力波形の形状は、そのスイッチ回路に用いるFET素子の閾値電圧や、出力負荷の影響により左右される。入力信号14は、スイッチ02を駆動する回路の能力により決定されるが、以下、この駆動能力は一定のものとする。

【 0 0 3 2 】

タイミング信号である出力信号15には、振動子00に印加される電圧波形を示す。制御信号14がHの状態にあると、スイッチ02はオンされるため、振動子00には電源01より電流が供給される。よって、振動子00の電位は最大で、電源01とほぼ同電位になり、超音波を駆動するための信号が印加される。振動子00では、この印加電圧により電気音響変換が行われ、生体内に超音波信号が放射される。

【 0 0 3 3 】

図4に示すように、制御信号14の点線で示す矩形信号の周波数は、図中のT1で決まる。入力される制御信号14がHの時にタイミング信号15が出力されるが、回路中の容量の影響などで入力制御信号14は実線で示すように矩形が歪むことになり、その出力タイミング信号15も、点線で示すように、振動子00などの負荷での容量に依存し波形が歪むこととなる。

【 0 0 3 4 】

本実施例の矩形波送信回路では、図5の信号16に示すように、入力する制御信号14の、周期T1に対する、スイッチ02をオンする期間であるT2をT3に変更する。すなわち、波形のデューティ比(Duty比)を(T2/T1)から(T3/T1)へ変更する。Duty比の変更により、スイッチ02が出力負荷を十分に駆動するために必要な出力電流を供給するまでの入力電圧を印加できない場合、出力されるタイミング信号17の振幅が制限を受けることになり、出力振幅が変更されることと、等価の効果が生じる。

【 0 0 3 5 】

言い換えるなら、本実施例においてDuty比を変更することは、送信部より振動子に矩形波信号を与えられている周期間においてDuty比を可変制御する、或いは送信部より振動子に矩形波信号を与えられている周期間において、スイッチ部に設定された第1の導通期間から第1の導通期間と異なる第2の導通期間へ可変制御するよう、矩形波送信回路を制御している。

【 0 0 3 6 】

本実施例においては、結果として、複数の電源を持たずとも、入力信号のDuty比を変更することで、信号周波数の変更無しに、その振幅を等価的に可変することが可能となる。

【 0 0 3 7 】

本実施例を用いてDuty比を変更することによる出力波形振幅(amplitude)の変化の一例を、図6に示す。図6の上段において、Duty比を変更したことによる出力信号波形の違いを、下段にはその周波数応答をそれぞれ示す。図6の例において、Duty比を約1/4にすることで、基本波成分のパワー(normalized power)を Pだけ低下させることが可能であることが確認された。

【 0 0 3 8 】

10

20

30

40

50

さて、上述した実施例から明らかなように、単一の電源を用い、正の入力信号のDuty比を変更することによる出力波形振幅の変化をもたらすことができる。が、正負の入力信号が入力される場合も同様である。図7A、7Bに、超音波診断装置における送信波形において、負側の一波目のパルス幅、Duty比を変化させた場合における、出力振幅と周波数応答の違いの一例を示した。同図において、入力信号は、2周波を混合させたものであり、この例では3波の波形に対し、前半の1.5波を低い周波数、後半の1.5波を高い周波数にて構成されている。そのうち、図8に示すように、負側波形の入力信号において、パルス幅をt1からt3まで変更、すなわちDuty比を変更させた一例である。制御部は、送信部により振動子に矩形波信号を与えられている周期を分割し、それらの分割期間毎に複数の異なる周波数の信号を振動子に与え、デューティ比を可変制御していることになる。パルス幅をt1からt3まで変化させた場合に、図9に示すように、出力振幅がA1からA3まで変化することが確認された。

10

【実施例2】**【0039】**

続いて、正負の入力信号を入力する場合についての第2の実施例を、図10、11、12を用いて説明する。本実施例は、図10に示すように、正負2電源01、06を持ち、信号の正負で周波数の異なる信号を入力し、これを増幅、出力可能とする矩形波送信回路である。本実施例のタイミング図を図11に示す。同図において、波形20は正の電源01につながっているスイッチ回路02の制御信号である。この信号周期はT4で設定されており、この中心周波数は1/T4である。一方、波形18は負の電源06に接続されるスイッチ回路02の制御信号である。この信号周期はT5であり、この中心周波数は1/T5である。制御信号18、20はそれぞれ、制御器03によって発生する。

20

【0040】

その結果、図11に示す出力信号19として、図12に示すように正の振幅は1/T4で表される周波数成分21を持ち、負の振幅は1/T5で表される周波数成分22を持つこととなり、その合成された出力信号の周波数分布23は、上記のそれぞれを足し合わせたものになる。これにより、矩形信号送信回路においても、一度の送信で複数の中心周波数を持つ信号を出力可能となり、ティッシュハーモニクイメージングによる撮像を行う超音波診断装置に利用することが可能となる。さらに、本実施例においても、図12から明らかなように、実施例1で示した信号のDuty比と振幅の関係は保存されており、Duty比の大きい負側の信号18の周波数成分は大きくなる。

30

【0041】

なお、ティッシュハーモニクイメージングは、その送波信号を本発明の技術で生成し、その送波信号を例えば、国際公開番号W02007/111013号公報に適用すれば良い。

【0042】

図13Aには、時間と共に周波数成分が変化する入力信号に対する出力波形を示す。図13Bには、その周波数分布を示す。一方、図13Cには、周波数が一定の信号に対する同一回路の出力波形を示す。図13Dには、その周波数分布を示す。時間とともに、その周波数を可変させた場合において、出力波形の周波数分布が広域にわたっていることが確認できる。

40

【0043】

このように、入力波形において時間と共に周波数を可変することで、その可変させた周波数を主成分とする信号の出力波形振幅を可変することが可能となる。

【実施例3】**【0044】**

続いて、第3の実施例の矩形送信回路を図14に示す。同図に示す矩形送信回路においては、正負の電源をそれぞれ複数持ち、その出力振幅を変更する。これにより、複数の電源を有するので一對の正負の電源に比べて細かな波形の形成が可能になる。本実施例においても、それぞれの電源01、06、09、10に対して接続されたスイッチ02を制御器03で制御することにより、上述した入力信号のデューティ比を変更することで振幅制御が可能となることは言うまでもない。

50

【実施例4】

【0045】

第4の実施例は、第2の実施例同様、信号の正負で周波数の異なる信号を入力し、これを増幅、出力可能とした矩形波送信回路であるが、制御器204、205をそれぞれ別個に有する構成を持つ点で第2の実施例と異なっている。以下、第4の実施例を図15、図16を用いて説明する。

【0046】

図15に示すように、本実施例においては、正負2電源01、06と対応するスイッチ202、203と制御器204、205を持つ回路構成を有する。この回路の出力信号は、その正の信号を、正の電源値をもつ電源01に接続されているスイッチ202で出力し、負の信号は、同様に負の電源値をもつ電源06に接続されているスイッチ203で出力する。それぞれのスイッチ202、203に入力される信号は、図1に示す送波処理回路103により生成され、スイッチ202には制御器204から、スイッチ203では制御器205を経由してそれぞれ入力される。

10

【0047】

それぞれのスイッチに入力される信号は、スイッチ202へは、周期T4をもつ信号206が、スイッチ203へは、周期T5をもつ信号207である。ここで、T4、T5である。それぞれのスイッチ202、203に入力される信号206及び207は低振幅のものであるため、図1で説明したように、探触子100を駆動して、生体信号を獲得するために十分な超音波を放出させるため、それぞれのスイッチ202、203により高電圧の電源01、06の振幅まで増幅される。すなわち、それぞれのスイッチ202、203から出力、すなわち、送信回路104から出力される信号も周波数が、スイッチ入力信号206、207と等しく、振幅(最大振幅)が電源01、06と等しい信号となる。

20

【0048】

今、入力信号206、207はT4、T5であるため、出力信号の周波数は一周波数に止まらず、2周波数を併せ持つ信号となる。出力信号の例を図16の208に示す。正側では、周期がT4の信号が、負側では周期がT5の信号がそれぞれ出力されている。

【実施例5】

【0049】

次に、第5の実施例として、時間方向あるいは経時的に入力信号の周波数を可変として、これを増幅、出力可能とする超音波診断装置用の送信回路を、図17を用いて説明する。

30

【0050】

回路構成として、図2に示した構成同様、スイッチ回路02が一つの片電源回路01を用いた場合を説明する。例えば、制御器03から入力信号209が入ると、出力信号には、これと同一周期の信号210が現れる。電源の取り方により、位相は反転している場合も考えられる。

【0051】

この送信回路構成において、入力信号209として、図18の波形211に示すように、その周波数が時間と共に変化する場合を考える。例えば、一波目はその周期がT212、二波目はT213、三波目はT214というように変化する。ここで、例えば、 $T212 > T213 > T214$ である($T212 > T213 > T214$ であればよい)。

40

すると、先に説明したように、送信回路の出力信号210として、信号振幅は電源01に示す値まで変化するが、その周波数は入力信号209と同様に、時間と共に変化する波形215に示す信号が現れる。すなわち、周波数が時間と共に変化する出力波形が得られることとなる。

【実施例6】

【0052】

以上、スイッチ回路として図2、図15などの構成を例示して説明したが、電源の配置構成などこの限りでない。例えば、図19に示すようにパルストランス221を用いて、電源を一種類だけ用いた回路で行っても良い。この場合、信号の正負はそれぞれFETを示すM1、M2にて形成されることになる。極性は、M1、M2にそれぞれ接続されているパルストランス2

50

21と、探触子100に接続されているパルストランス221の極性(巻線の向き)にて決定される。

【0053】

この回路を用い、信号の正、負で周波数の異なる信号を入力する条件を例に、本実施例の動作を説明する。

【0054】

本実施例の回路では、信号入力部として図19中のSIG_P、SIG_Nが与えられている。前述のスイッチ02に相当するスイッチ部は、FETのM1、M2であり、電源219から見たスイッチにつながるパルストランスの極性はM1とM2で逆となっている(図中、黒丸で極性を表示する。がパルストランスを構成するリアクタンスの巻き始めである。)。SIG_N、SIG_Pに、入力信号としてそれぞれ図20に示す波形216と217が印加されるとする。すると、M1、M2が216、217の入力信号がそれぞれH(ハイ)の状態でもONして、電流が219より、ONした素子を通り、電流制御部220を介してグランドへと流れる。ここで、電流制御部220では、それぞれのスイッチがONする際に流れる電流量を制御している。

10

【0055】

今、図19に示すパルストランス221の巻線比が、N1 : N2 : N3とする。ここで、N1はM1につながっているリアクタンスの巻線数であり、N2はM2、N3は振動子100にそれぞれつながっているとする。

【0056】

今トランスの結合が理想的と仮定すると、

20

$$V3/V1 = N3/N1$$

$$V3/V2 = N3/N2$$

の関係がある。ここで、V1、V2はそれぞれ、M1、M2で発生する電圧である。また、V1、V2は電源219に由来するものである。すると、探触子100には、スイッチM1、M2がONするタイミングに沿って発生する電圧V3が印加されることになる。

【0057】

今、入力信号が216、217とそれぞれ異なる周波数の信号が印加されている。すなわち、M1、M2が異なる周波数でもONすることになり、探触子100に接続されているパルストランスにはM1、M2のONするタイミングが合ったタイミングで信号が印加される。入力信号が216、217で与えられた場合は、出力信号は218に示す信号となる。

30

【0058】

以上詳述してきたように、本発明は、矩形信号送信回路において、その入力信号のデューティ比を変更することで出力信号の振幅を任意に制御可能とするものである。また、矩形波信号送信回路において、複数周波数成分をもつ信号を任意の合成比において出力可能とすることができる。

【0059】

また、添付図面を参照して、本発明に係る超音波診断装置等の好適ないくつかの実施例について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

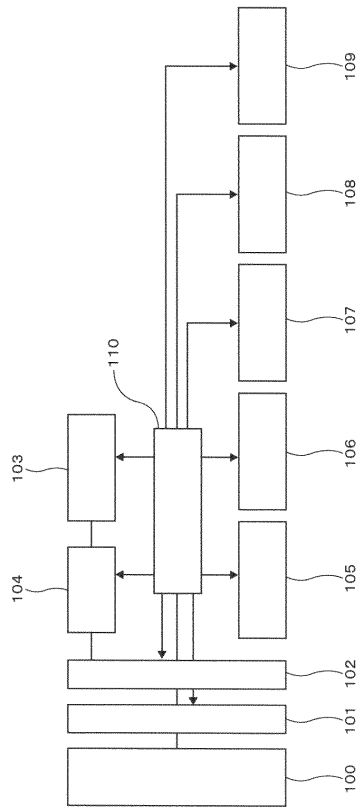
40

【符号の説明】

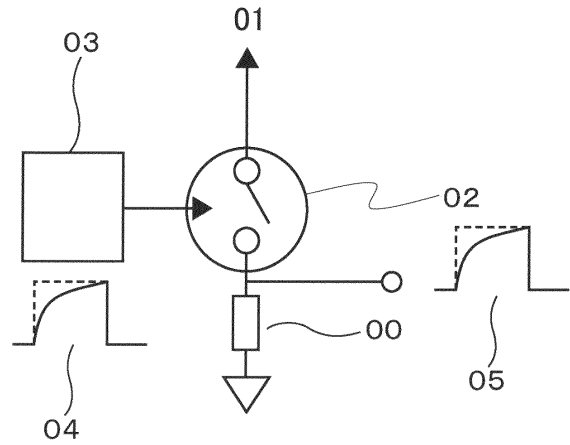
【0060】

00 超音波振動子、01、06、09、10 電源、02 スイッチ回路、03 スイッチ制御器、04、05、14、15、16、17 タイミング波形、100 探触子、101 素子選択部、102 送受分離、103 送波処理回路、104 送信回路、105 受信アンプ回路、106 整相加算処理回路、107 信号処理回路、108 スキャンコンバータ、109 表示モニタ、110 制御回路。

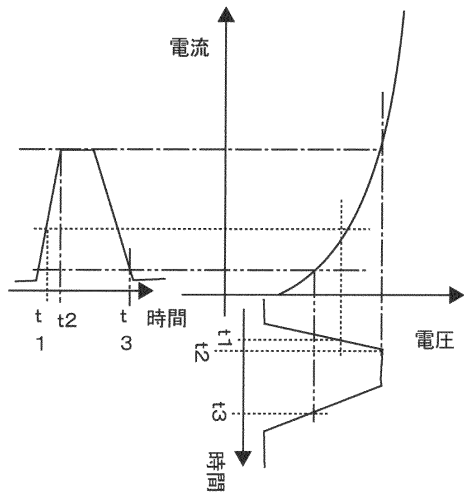
【図1】



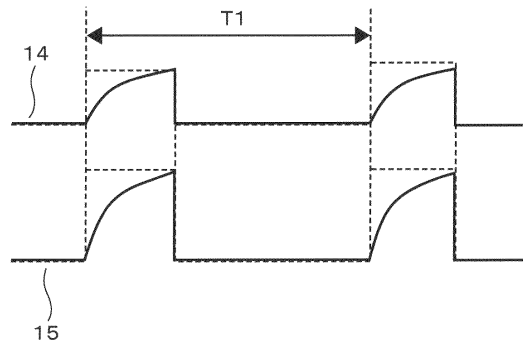
【図2】



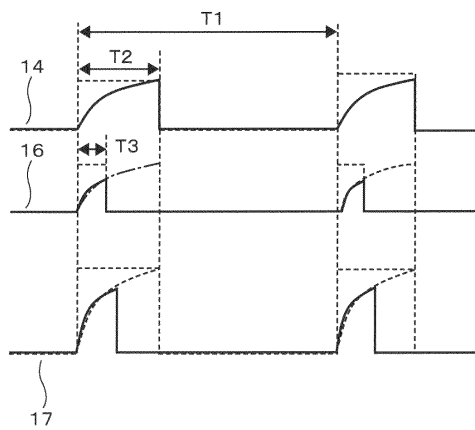
【図3】



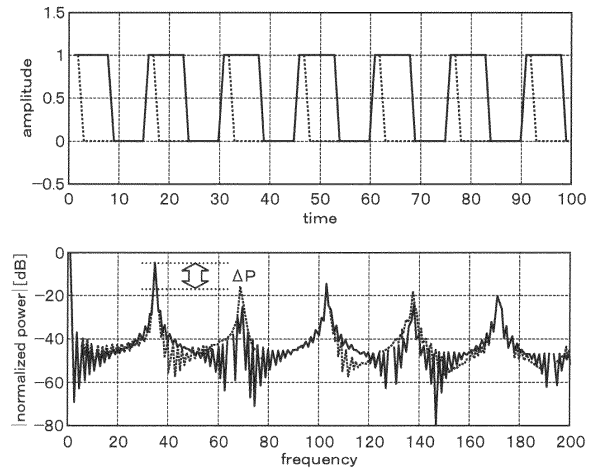
【図4】



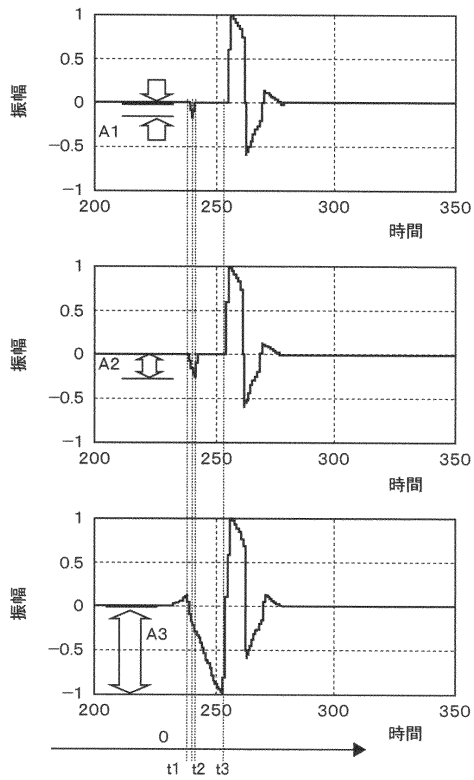
【図5】



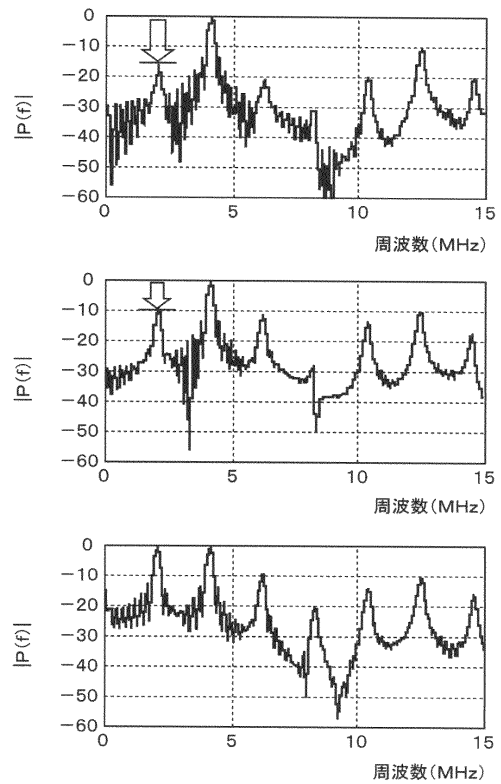
【図6】



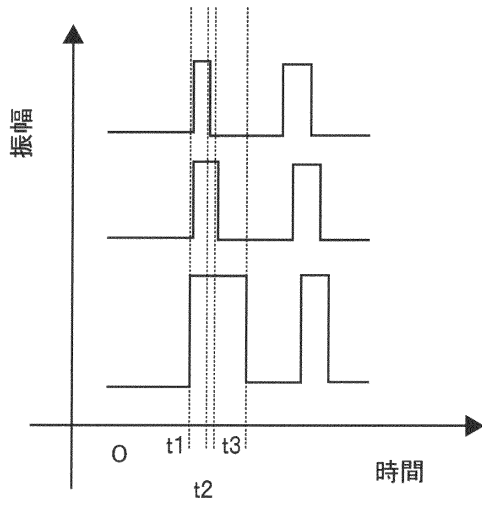
【図7A】



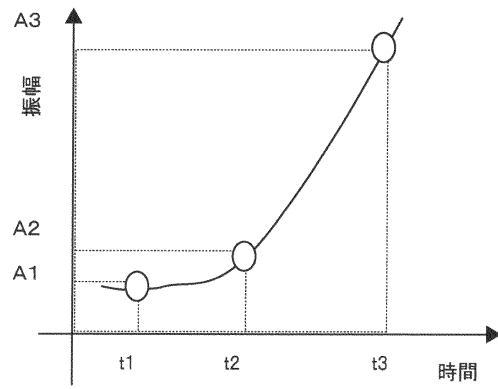
【図7B】



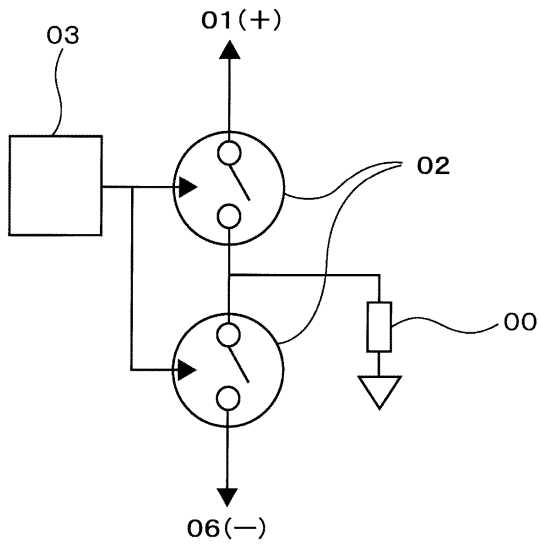
【図 8】



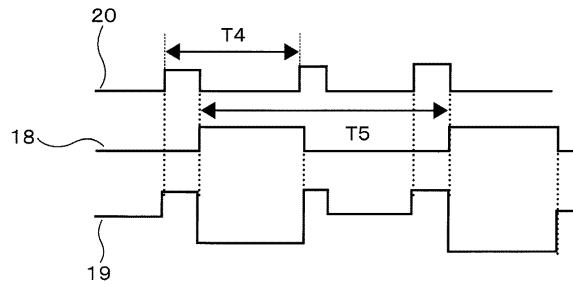
【図 9】



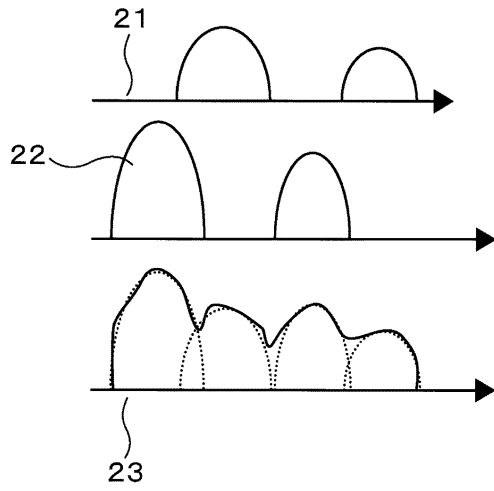
【図 10】



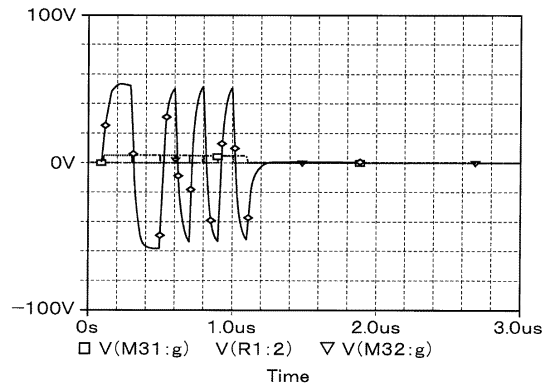
【図 11】



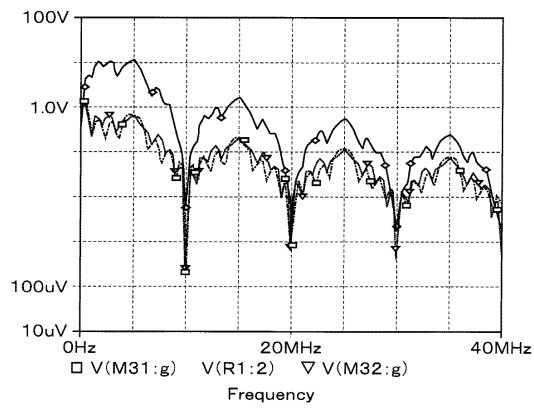
【図12】



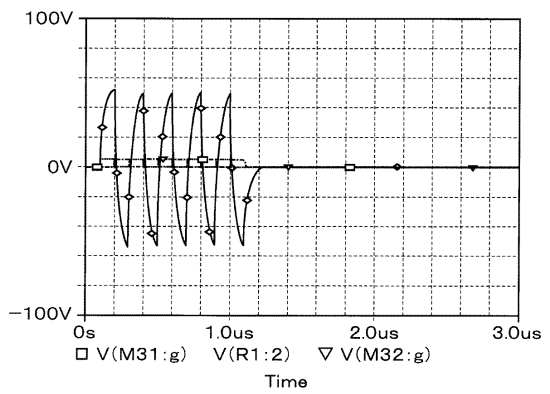
【図13A】



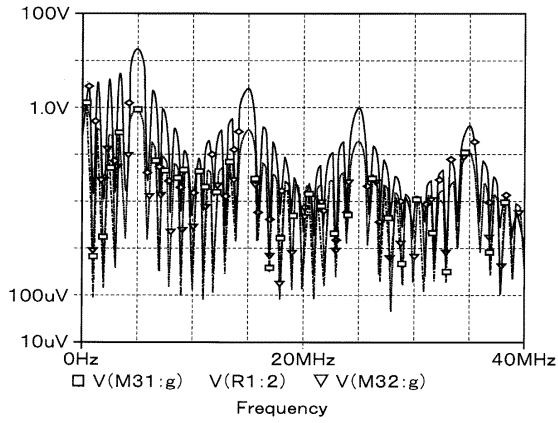
【図13B】



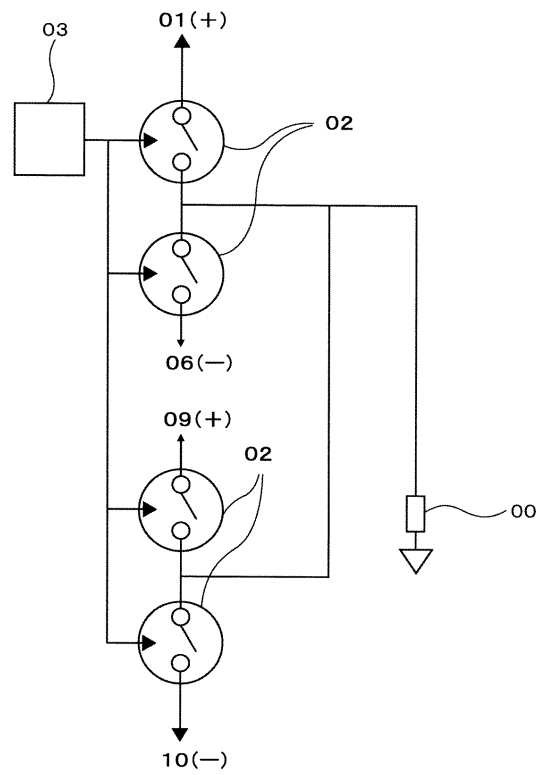
【図13C】



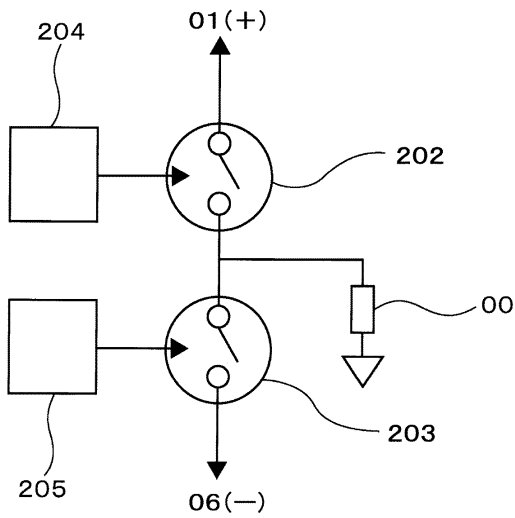
【図13D】



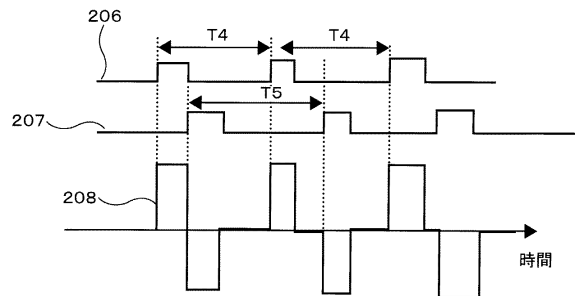
【図14】



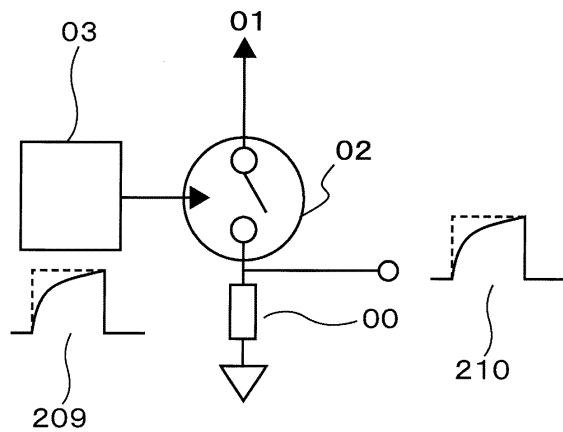
【図15】



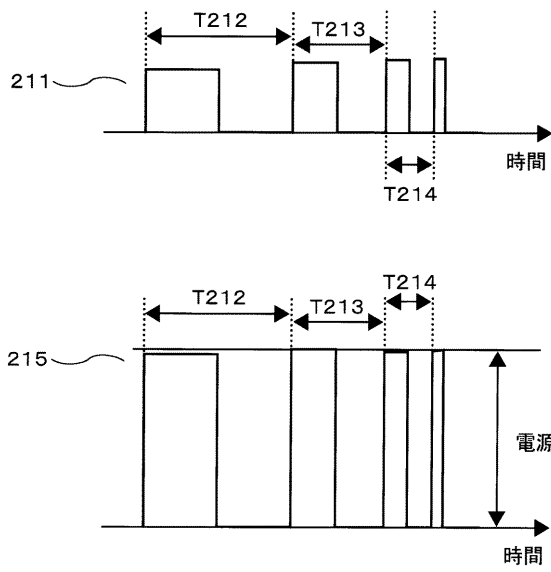
【図16】



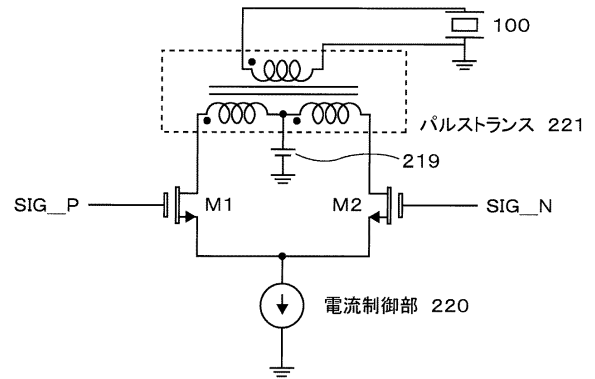
【図17】



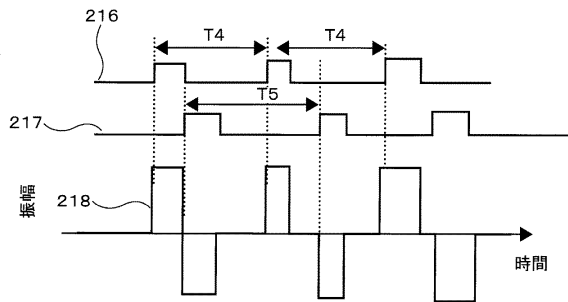
【図18】



【図19】



【図20】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-315748(JP,A)
特開平07-155322(JP,A)
国際公開第2004/110278(WO,A1)

(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	JP5384491B2	公开(公告)日	2014-01-08
申请号	JP2010515883	申请日	2009-06-03
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	押木光博 岸伸一郎 鈴木篤史		
发明人	押木 光博 岸 伸一郎 鈴木 篤史		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	G01S7/5202 B06B1/023 G01S15/8909 G01S15/8952		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/08		
优先权	2008148311 2008-06-05 JP		
其他公开文献	JPWO2009148068A1 JPWO2009148068A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置包括：超声波探头，在该超声波探头中配置有用于收发超声波的多个超声波振子。发送器，其被配置为向超声探头中的每个振动器提供电信号，该发送器向每个振动器提供具有任意多个频率分量的方波信号，从而使振动器形成超声波束；接收器，被配置为接收通过发送超声波束而获得的接收信号；信号处理器，被配置为基于接收信号形成超声图像。

