

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2005-152450
(P2005-152450A)

(43) 公開日 平成17年6月16日(2005.6.16)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 8/12

F I
A61B 8/12

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2003-397937 (P2003-397937)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成15年11月27日 (2003.11.27)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	御園 和裕
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
			オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 EE02 EE15 FE01 FE03 HH02 HH04 HH08 HH10

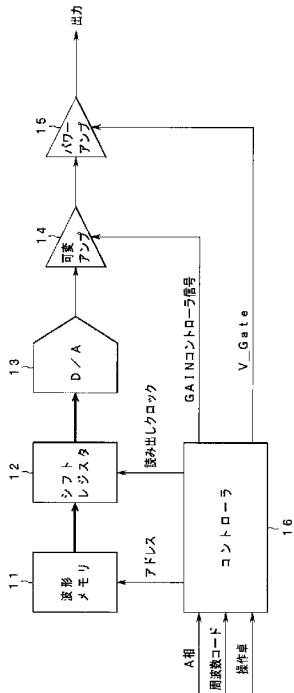
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】複数の送信モードに応じた任意波形の超音波を発生させ、超音波振動子から近点と遠点の良好な超音波画像が得られる超音波観測装置を提供する。

【解決手段】超音波振動子を機械的に回転・進退走査させる超音波走査部を有し、超音波振動子から任意波形の超音波信号を送信させる任意波形発生部と、この任意波形発生部からの任意波形信号を所定の値に増幅して、超音波振動子に供給する超音波増幅部15と、超音波走査部からの同期信号により超音波増幅部15を動作状態と非動作状態に制御するバイアスを生成するとともに、任意波形信号の増幅出力終了と同時に超音波増幅部15非動作状態に制御するコントローラ16を備えた超音波観測装置。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも一つの振動子を有する超音波振動子と、この超音波振動子を機械的に回転、もしくは進退走査させる超音波走査部とを有する超音波観測装置において、

上記超音波振動子から任意波形の超音波信号を発振送信させるための任意波形信号を発生させる任意波形発生部と、

この任意波形発生部からの任意波形信号を所定の値に増幅して、前記超音波振動子に供給する超音波増幅部と、

前記超音波走査部からの超音波振動子の機械的回転、もしくは進退操作に同期した同期信号により、前記超音波増幅部を動作状態と非動作状態に制御し、動作状態開始から一定期間経過後に、前記任意波形発生部からの任意波形信号を入力増幅し、この任意波形信号の増幅出力終了と同時に前記超音波増幅部を非動作状態に制御するコントローラと、

を具備することを特徴とした超音波観測装置。

10

【請求項 2】

前記超音波増幅部は、前記任意波形発生部からの任意波形信号に応じて、増幅度を切換可能とすることを特徴とした請求項 1 記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記任意波形発生部からは、前記超音波走査部からの同期信号に同期して、前記超音波増幅部に供給する任意波形信号を順次切換可能とすることを特徴とした請求項 1 記載の超音波観測装置。

20

【請求項 4】

前記コントローラは、前記超音波振動子、超音波断層画像の表示形態、操作卓からの入力情報により、前記任意波形発生部と前記超音波増幅部の駆動状態を制御可能とすることを特徴とした請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波観測装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体組織に超音波を送信し、その生体組織からの反射超音波を受信して生成された超音波受信信号により生体組織の断層画像化する超音波診断装置に関し、特に、超音波振動子を駆動制御して超音波を送信する超音波観測装置に関する。

30

【背景技術】**【0002】**

医療分野において、超音波を生体組織に送信し、生体組織により反射された反射超音波信号を用いて、生体組織の断層像を画像表示させる超音波診断装置が使用されている。この超音波診断装置としては、身体表面に超音波振動子を内蔵した超音波プローブを当接させて、身体内部の生体組織の断層画像を生成させる体外超音波診断装置、身体の体腔内に挿入する挿入部に超音波振動子を内蔵した超音波プローブを体腔内臓器壁に当接させて、体腔内から臓器の断層画像を生成させる体内超音波診断装置（以下、超音波プローブ装置と称する）、体腔内を観察する観察光学系を有する挿入部に超音波振動子を内蔵させた超音波内視鏡装置等がある。

40

【0003】

このような超音波診断装置の内、前記超音波プローブ装置と超音波内視鏡装置は、体腔内に挿入される挿入部先端に超音波振動子が配置されており、この超音波振動子を機械的に回転、または進退させることにより超音波を所定の範囲内に送信させ、その反射超音波を用いて画像化している。これにより、例えば、臓器の疾患部である腫瘍の発見と浸潤度合いが観察できる。

【0004】

又、前記超音波内視鏡装置と、超音波プローブ装置は、体腔内に超音波振動子を挿入するために、超音波振動子と観察を行う臓器の疾患部との距離を短くすることが可能である。これにより超音波断層画像の分解能が良好となり、疾患部の精査が可能となる。なお、

50

分解能が良好な診断を行う為には、前記超音波振動子から臓器に送信する超音波は、7.5 MHz, 12 MHz, 20 MHz 等のように一般的な対外超音波診断装置に比して高い周波数が用いられている。

【0005】

前述したように、超音波振動子と、観察対象の臓器との距離を短くし、かつ、超音波の周波数を高くすることにより超音波断層画像の距離分解能を良くすると共に、超音波周波数の帯域を広くすることも行われている。

【0006】

この高い周波数と広い帯域の超音波を発生させる為には、従来は、高電圧により動作する電界効果トランジスタ（以下、単に FET と称する）を用いて形成したスイッチング回路により生成した矩形状のパルスを超音波振動子に供給して超音波発振制御している。

【0007】

また、前記超音波プローブ装置と、超音波内視鏡装置は、距離方向の分解能の向上だけでなく、方位方向の分解能の向上が要求されている。この方位方向の分解能の向上のために、近年、ティッシュ・ハーモニック・イメージング（以下、THI と称する）が用いられている。

【0008】

この THI の原理は、照射した超音波が生体組織により、歪みが生じて高調波を発生させる。この高調波のみを取り出して映像化すると、方位分解能の改善された画像となる。この高調波のビーム形は、基本波のビーム形に対し鋭く、狭いことが知られており、高調波を取り出すことにより、THI を実現している。

【0009】

更に、体腔内からの超音波診断において、超音波振動子と観察臓器との近距離による精査だけではなく、超音波振動子から遠く離れ、超音波が届く遠点における超音波断層画像も観察できることの要求も根強くある。この理由は、大きな病変部に対しての診断、及び盲目的挿入操作における臓器に対する超音波振動子の位置確認のためである。つまり、体腔内から超音波を放射走査する際に、超音波が体腔内臓器のどこに放射走査しているか見当がつかない場合がある。従って、超音波観察部位の周辺臓器の超音波断層像が得られることにより、現在観察している観察部位像の位置を術者が認識できる必要がある。

【0010】

この要望に対する深速度を向上させる手段として、広帯域送信、パルス圧縮等のさまざまな手法が用いられている。広帯域送信とは、従来の超音波振動子よりも周波数帯域の広い超音波振動子を用い、周波数帯域の広い送信波を生成送信する。この広帯域送信により送信された広帯域周波数の超音波は、生体組織からの反射超音波である受信信号も周波数帯域の広い信号となる。この周波数帯域の広い受信信号を用いて、超音波振動子から近い部分である近点は、高い周波数の超音波断層像を生成し、超音波振動子から遠い部分である遠点は、低い周波数だけの超音波断層像を生成してモニターに表示する。これにより、超音波振動子から見て、近点の生体組織である浅部は分解能の良い超音波断層像とし、超音波振動子から見て遠点である深部は感度の良い超音波断層像としてモニターに表示することができる。

【0011】

又、前記パルス圧縮は、チャープ波を用いた方法とコード化パルスを用いた方法の2つの方法がある。チャープ波を用いたパルス圧縮は、時間的に低い周波数から高い周波数へと周波数をスイープした送信波形の超音波を生成送信する。または、時間的に高い周波数から低い周波数へと周波数をスイープした送信波形の超音波を生成送信する。この周波数をスイープさせた送信波形の超音波が生体組織から反射された反射超音波の受信時には、送信波形とほぼ同等の参照波を用意し、その参照波と受信信号とによる相関処理である、いわゆる畳み込み演算処理を行う。この畳み込み演算処理により、時間的に圧縮されて分解能が向上し、また S/N が向上する為、深速度が向上するという利点がある。しかしながら、サイドローブが残るといふ、欠点も有する。

【 0 0 1 2 】

更に、コード化パルスを用いたパルス圧縮は、コード化の方法としてゴレーコード等があるが、処理方法としては、上記チャープ波と同等であり、同じように、深達度の向上が図れるが、サイドローブの発生の問題が生じる。

【 0 0 1 3 】

このように、観察対象部位に対する走査させる超音波の送信方法に応じて、超音波振動子に供給する超音波発振信号を生成供給のための超音波送信回路が特許文献 1 に提案されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 1 5 2 9 3 0 号公報

【 発明の開示 】

10

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 4 】

超音波内視鏡装置、または超音波プローブ装置は、先端に超音波振動子を内蔵した挿入部を体腔内に挿入し、その超音波振動子から体腔内臓器へと超音波を送信し、その反射超音波である受信信号により臓器の超音波断層像を生成表示し、その超音波断層像から臓器の疾患部の観察が行われている。

【 0 0 1 5 】

この超音波内視鏡装置、または超音波プローブ装置により体腔内臓器に送信される超音波は、前述したように、観察部位である臓器と観察目的に応じて、短パルス送信モード、パルスを組み合わせた広帯域送信モード、T H I による基本波だけの送信モード、チャープ波を用いたパルス圧縮モード、コード化パルスを用いたパルス圧縮モード等の複数の送信モードに応じて超音波振動子を駆動制御する送信回路が用いられている。

20

【 0 0 1 6 】

この複数の送信モードに応じて、超音波振動子を駆動させる要望に対して、前記特許文献 1 に提案されているような送信回路において、F E T により構成されたスイッチング回路を用いて高電圧によるスイッチ制御では、対応が難しい状況となっている。例えば、T H I において要求される基本波だけの送信モードは、送信回路が短パルス送信モードに対応していると高調波も送信してしまい T H I が実現できない。この短パルス送信モードにおいて、T H I を得るためには、同一観察部位に 2 度超音波を送信させる制御を行う必要があるが、挿入部先端に内蔵される超音波振動を機械的に回転、または進退させて超音波を走査させる機械的走査には不向きである。又、チャープ波によるパルス圧縮モードは、前記 F E T のスイッチングでは実現できず、F E T によるスイッチング回路とは別にパワーアンプが必要となっている。

30

【 0 0 1 7 】

このような課題を解決する手段として、高電圧 F E T スwitchング回路をパワーアンプに置き換えるという手段がある。しかしながら、パワーアンプに置き換えた場合、その消費電力は膨大であり、超音波振動子の機械的走査の場合 1 0 0 W 級アンプが必要であり、実現が困難である。

【 0 0 1 8 】

また、このパワーアンプを搭載した場合、受信信号に与えるノイズの影響も大きい。特に、パルス波、チャープ波と時間的に大きく異なる信号を扱うため、時間的に長いチャープ波を考慮して、受信期間にノイズが混入しないよう対策すると、パルス波時にノイズが載ってしまい完全にノイズを除去しきれない問題がある。

40

【 0 0 1 9 】

本発明は、上記事情に鑑み、短パルス、T H I、チャープ波のような任意の高電圧波形を発生することが可能であり、反射超音波の受信期間においては、ノイズを抑制し、S / N の良い超音波画像が得られる超音波送信回路を提供すると共に、超音波振動子からの超音波出力波形を切り替える際、超音波画像の感度差が大きく異なることも無く、送信モードに応じた任意の波形に連動して、超音波振動子への出力波形の振幅値をコントロール可能とした超音波送信回路を提供することを目的としている。

50

【課題を解決するための手段】

【0020】

本発明の超音波観測装置は、少なくとも一つの振動子を有する超音波振動子と、この超音波振動子を機械的に回転、もしくは進退走査させる超音波走査部とを有する超音波観測装置において、前記超音波振動子から任意波形の超音波信号を発振送信させるための任意波形信号を発生させる任意波形発生部と、この任意波形発生部からの任意波形信号を所定の値に増幅して、前記超音波振動子に供給する超音波増幅部と、前記超音波走査部からの超音波振動子の機械的回転、もしくは進退操作に同期した同期信号により、前記超音波増幅部を動作状態と非動作状態に制御し、動作状態開始から一定期間経過後に、前記任意波形発生部からの任意波形信号を入力増幅し、この任意波形信号の増幅出力終了と同時に前記超音波増幅部を非動作状態に制御するコントローラと、を具備することを特徴としている。

【0021】

本発明の超音波観測装置の前記超音波増幅部は、前記任意波形発生部からの任意波形信号に応じて、増幅度を切換可能とすることを特徴としている。

【0022】

本発明の超音波観測装置の前記任意波形発生部からは、前記超音波走査部からの同期信号に同期して、前記超音波増幅部に供給する任意波形信号を順次切換可能とすることを特徴としている。

【0023】

本発明の超音波観測装置の前記コントローラは、前記超音波振動子、超音波断層画像の表示形態、操作卓からの入力情報により、前記任意波形発生部と前記超音波増幅部の駆動状態を制御可能とすることを特徴としている。

【0024】

本発明の超音波観測装置により、超音波振動子から送信する超音波の送信モードに応じた任意の波形の超音波生成送信が可能となり、かつ、パワーアンプの消費電力の削減が可能となり、近点及び遠点共にS/Nの良好な超音波画像が得られるようになる。

【発明の効果】

【0025】

本発明の超音波観測装置は、複数の超音波送信モードに応じた任意の送信波形の超音波出力を生成でき、その送信モードの送信波形の持続時間に応じて、任意にパワーアンプのイネーブル状態をコントロールすることが可能となり、超音波振動子の近点における観察部位のS/Nの良好な超音波画像が得られる。さらに、前記超音波送信モードに応じた任意の送信波形に適合させて、パワーアンプのイネーブル期間を最適制御できるために、消費電力を最小化させることが可能となり、パワーアンプの小型化も可能となった。

【0026】

よって、消費電力が最少な小型化パワーアンプが実現でき、観察部位の浅部から深部まで分解能に優れ、高深速度な超音波画像による観察できる効果を有している。

【発明を実施するための最良の形態】

【0027】

以下、本発明に係る超音波送信回路について、図面を用いて説明する。図1は本発明に係る超音波観測装置における超音波送信回路の全体構成を示すブロック図、図2は本発明に係る超音波観測装置における超音波送信回路に用いるパワーアンプの構成を示す接続図、図3は本発明に係る超音波観測装置における超音波送信回路に用いる可変アンプとパワーアンプの構成を示す接続図、図4は、本発明に係る超音波送信回路による超音波振動子の駆動制御動作を説明するタイミングチャート、図5は本発明に係る超音波送信回路の各種モードによる超音波振動子の駆動制御動作を説明するタイミングチャート、図6は本発明に係る超音波送信回路により超音波振動子から送信された短パルス送信と、バースト送信による超音波の受信信号から生成した超音波断層像のモニタ表示状態を説明する説明図、図7本発明に係る超音波送信回路により超音波振動子から送信された短パルス送信と、

10

20

30

40

50

バースト送信による超音波の受信信号から生成した超音波断層像それぞれのモニタ表示状態を説明する説明図である。

【0028】

最初に、図1を用いて本発明に係る超音波観測装置における超音波送信回路の全体構成を説明する。この超音波送信回路は、波形メモリ11、シフトレジスタ12、デジタル／アナログ変換器（以下、単にD／A変換器と称する）13、可変アンプ14、パワーアンプ15、及びコントローラ16から構成されている。

【0029】

波形メモリ11は、前述した複数の送信モードによる送信超音波波形のデータをデジタルデータとして格納しているメモリである。シフトレジスタ12は、前記波形メモリ11から所定のデジタルデータを読み出し、D／A変換器13へと出力する。D／A変換器13は、前記シフトレジスタ13から供給されたデジタルデータ、例えば、8bitのデジタルデータをアナログ信号に変換して、可変アンプ14へ供給する。可変アンプ14は、前記D／A変換器13から供給されたアナログ信号を所定の増幅度により増幅して、パワーアンプ15へ供給する。パワーアンプ15は、前記可変アンプ14から供給された増幅アナログ信号を、およそ50db増幅して図示していない超音波振動子に出力する。コントローラ16は、前記波形メモリ11、シフトレジスタ12、可変アンプ14、及びパワーアンプ15をそれぞれ駆動制御する。

【0030】

なお、前記波形メモリ11、シフトレジスタ12、及びD／A変換器13は、前述した複数の送信モードに応じた超音波を送信させるための任意波形発生部を構成している。

【0031】

前記コントローラ16には、図示していない超音波内視鏡の挿入部先端の超音波振動子、または超音波プローブ装置のプローブ先端に設けられている超音波振動子の機械的な回転、または進退走査に同期した同期信号であるA相信号と、前記超音波内視鏡装置、または超音波プローブ装置を識別を示す周波数コードが入力される。更に、術者が使用する超音波内視鏡装置、または超音波プローブ装置の識別を示す周波数コード信号、及びその他の超音波送信回路の駆動を制御する指示情報を図示しない操作卓からの信号が入力できるようになっている。

【0032】

このコントローラ16は、入力されたA相信号と周波数コード信号を基に、前記波形メモリ11から読み出す波形データのアドレス設定、前記波形メモリ11からシフトレジスタ12による波形データの読み出しクロック生成、前記可変アンプ14の増幅度を設定するゲインコントロール信号、及び前記パワーアンプ15の前記可変アンプ14からのアナログ信号の供給を受けるイネーブル期間を制御するV_Gate信号を生成する。

【0033】

この超音波送信回路のコントローラ16において生成される各種制御信号のタイミングについて、図4を用いて説明する。

図示していない超音波内視鏡装置及び超音波プローブ装置の超音波振動子の機械的な回転、または進退走査させる超音波操作部からのA相信号は、1回転につき、例えば、256パルス出力され、超音波振動子が6.67rpsにより回転しているとすると、A相のパルス間隔は、 $\text{パルス間隔} = 1 / 6.67 / 256 / 2 = 293 \mu\text{s}$ となる。つまり、293μsに1回、超音波送信回路から超音波振動子に超音波送信信号が出力されて、超音波が発振送信される。

【0034】

図4に示すクロック信号は、前記超音波送信回路のコントローラ16の駆動を制御するクロックであり、このクロック信号に同期して、前記アドレス信号、ゲインコントロール信号、V_Gate信号等の生成出力の制御が行われる。

【0035】

前記コントローラ16は、前記A相信号の立ち上がりと立下りエッジに同期して遅延ゲ

10

20

30

40

50

ート信号を立ち上げる。この遅延ゲート信号は、立ち上がりから、図示していないカウンタで前記クロック信号を所定値カウントして、立ち下げるように制御されている。例えば、この遅延ゲート信号幅は、後述するパワーアンプ15のスタンバイ状態に要する時間だけカウントするように、本発明の実施形態の例では、3 μ sに設定されている。

【0036】

次に、バイアスゲート信号は、前記遅延ゲート信号の立ち下がってから、後述する読み出しクロック信号が動作する間に立ち上がる。この遅延ゲート信号とバイアスゲート信号により、後述するパワーアンプ15のイネーブルをコントロールしている。なお、前記読み出しクロック信号は、入力された超音波内視鏡装置、または超音波プローブ装置を識別する前記コントローラ16に入力された周波数コード、及び操作卓から入力された識別周波数コードにより制御されると共に、この読み出しクロック信号のクロック数は、超音波振動子から出力される、超音波信号の持続期間により制御される。

10

【0037】

V__G a t e 信号は、前記遅延ゲート信号とバイアスゲートを加算したパルス幅bを有しており、前記A相信号が入力されてから、読み出しクロック信号が終了するまでの間、ハイ(HIGH)となる。つまり、V__G a t e 信号のハイ期間は、前記超音波送信回路のパワーアンプ15をイネーブル状態とし、ロー(LOW)期間はディスイネーブル状態に制御する。

【0038】

T x トリガ信号は、前記遅延ゲート信号に同期して生成出力される。このT x トリガ信号は、図示していない、反射超音波信号を受信する際のデータの取り込みのタイミングをコントロールするものである。

20

【0039】

T x 信号は、前記読み出しクロック信号による制御の基において、前記波形メモリ11から前記シフトレジスタ12によって読み出された送信モードに応じた任意波形データを前記D/A変換器13においてデジタルデータからアナログ信号に変換された任意波形信号である。このT x 信号は、前記可変アンプ14において増幅され、前記パワーアンプ15のイネーブル状態時に増幅され、約100V p - p程度の電圧に変換されて超音波振動子へと出力される。

【0040】

次に、前記超音波送信回路のパワーアンプ15の構成について、図2を用いて説明する。前記可変アンプ14から供給されるT x 信号は、入力端子V i nに入力される。入力端子V i nは、抵抗R1を介して接地電位に接続されると共に、コンデンサC2、インピーダンス整合器T1の1次側、コンデンサC1の直列接続を介して接地電位に接続されている。

30

【0041】

前記インピーダンス整合器T1の2次側の一方端は、抵抗R2を介して接地電位に接続されると共に、ソースが互いに接続された差動形式のFETQ1の一方のゲートと、抵抗R4とコンデンサC3の直列接続を介して前記FETQ1の一方のドレインに接続されている。前記インピーダンス整合器T1の2次側の他方端は、抵抗R3を介して接地電位に接続されると共に、前記FETQ1の他方のゲートと、抵抗R7とコンデンサC4の直列接続を介して前記FETQ1の他方のドレインに接続されている。前記FETQ1の両ゲートの間には、抵抗R5と抵抗R6が直列接続され、この抵抗R5と抵抗R6の接続点には、前記V__G a t e 信号が供給されるV__G a t e 端子が接続されている。

40

【0042】

前記FETQ1の両ドレイン間には、それぞれのドレインに駆動電源V c cからの駆動電源を分配供給するトランスT2が接続されている。このトランスT2の中間点には、駆動電源V c cが接続されると共に、コンデンサC5を介して接地電位に接続されている。更に、前記FETQ1の一方のドレインには、合成トランスT3の一方側とコンデンサC6の直列接続を介して接地電位に接続され、前記FETQ1の他方のドレインには、合成

50

トランス T 3 の他方側とコンデンサ C 7 の直列接続を介して位相分配器 T 4 に接続されている。

【 0 0 4 3 】

つまり、前記 F E T Q 1、抵抗 R 2, R 3, R 4, R, R 6, R 7、コンデンサ C 3, C 4、トランス T 2 により増幅段 1 5 a が構成されている。前記入力端子 V i n から供給された T x 信号は、前記インピーダンス整合器 T 1 において、インピーダンス整合されて、このインピーダンス整合器 T 1 の 2 次側から増幅段 1 5 a の F E T Q 1 のそれぞれのゲートに位相が 1 8 0 ° 異なる T x 信号が入力される。

【 0 0 4 4 】

この F E T Q 1 は、前記 V _ G a t e 端子から供給された V _ G a t e 信号により抵抗 R 5, R 6 に電流が流れ、この抵抗 R 5, R 6 の電流により F E T Q 1 のゲート電圧が与えられて動作を行う。すなわち、V _ G a t e 信号がロー (0 V) の場合、抵抗 R 5, R 2 と抵抗 R 6, R 3 に電流が流れず、ゲート電位が 0 V となり F E T Q 1 は動作しない。この F E T Q 1 が動作しないと、この F E T Q 1 に駆動電源 V c c からの電流供給が行われないために、F E T Q 1 における増幅動作は行われず、電流消費も生じない。 10

【 0 0 4 5 】

また、前記 V _ G a t e 端子の V _ G a t e 信号がハイの場合は、前記 F E T Q 1 にゲート電圧が印加され、駆動電源 V c c から電流供給されて、F E T Q 1 が増幅動作を行い、前記インピーダンス整合器 T 1 からの 1 8 0 ° 位相の異なるそれぞれの T x 信号を増幅する。本発明の実施形態において、この増幅段 1 5 a において、約 5 0 d b のゲインが得られるように設定されている。 20

【 0 0 4 6 】

前記増幅段 1 5 a の F E T Q 1 により増幅された 1 8 0 ° 位相の異なる T x 信号は、前記 F E T Q 1 のそれぞれのドレインに接続された合成トランス T 3 により合成される。この合成された T x 信号は、位相分配器 T 4 において、1 8 0 ° 位相の異なる T x 信号を生成する。

【 0 0 4 7 】

この位相分配器 T 4 の両出力端には、インピーダンス整合器 T 5, T 6 のそれぞれの 1 次側を介して接地電位に接続されている。このインピーダンス整合器 T 5 の 2 次側には、F E T Q 2 を主体として、前記増幅段 1 5 a と同じ構成の増幅段 1 5 b が設けられている。又、前記インピーダンス整合器 T 6 の 2 次側には、F E T Q 3 を主体として、前記増幅段 1 5 a と同じ構成の増幅段 1 5 c が設けられている。 30

【 0 0 4 8 】

前記増幅段 1 5 b のインピーダンス整合器 T 5 に入力された T x 信号は、2 次側からそれぞれ 1 8 0 ° 位相の異なる T x 信号として出力され、前記 V _ G a t e 端子から供給された V _ G a t e 信号により抵抗 R 1 3, R 8 と抵抗 R 1 4, R 9 を介してバイアス電流が流れ、F E T Q 2 のゲートに電圧が印加されると、F E T Q 2 の動作点が設定される。この動作点が設定されると駆動電源 V c c からのトランス T 7 を介して F E T Q 2 に駆動電流が供給されて、F E T Q 2 のそれぞれのゲートに供給された T x 信号が所定の大きさの信号に増幅される。 40

【 0 0 4 9 】

前記増幅段 1 5 c のインピーダンス整合器 T 6 に入力された T x 信号は、前記増幅段 1 5 b と同様な動作により F E T Q 3 により増幅される。この増幅段 1 5 b、1 5 c の相違は、それぞれのインピーダンス整合器 T 5, T 6 に供給される T x 信号の位相が異なるだけである。

【 0 0 5 0 】

つまり、この増幅段 1 5 b, 1 5 c は、前述した増幅段 1 5 a と同様に、V _ G a t e 端子から V _ G a t e 信号がハイ期間のみ駆動電源 V c c が供給印加されて増幅動作し、この V _ G a t e 信号がロー期間は駆動電源 V c c が供給印加されず増幅動作が行われな 50

ことができる。

【0051】

前記増幅段15bのFETQ2において、増幅されたそれぞれ位相の異なるTx信号は、合成トランスT9において合成されて、後述する位相分配加算器T11に出力する。前記増幅段15cのFETQ3において、増幅されたそれぞれ位相の異なるTx信号は、合成トランスT10において合成されて、後述する位相分配加算器T11に出力する。位相分配加算器T11は、前記増幅段15bの合成トランスT9と、前記増幅段15cの合成トランスT10からのそれぞれ位相の異なるTx信号を位相分配合成処理して、抵抗R20を介して、出力端子Voutから図示していない超音波振動子へと出力する。

【0052】

このようなパワーアンプ15を超音波送信回路に用いることにより、任意の波形の超音波振動子の発振制御信号を発生することが可能となる。また、V_Gate信号によりFETQ1, Q2, Q3のゲートバイアスを設定することにより、そのゲートバイアスによるイネーブル期間の間、任意波形の超音波振動子の発振制御信号を増幅出力させることができる。さらに、ディスイネーブルの間は超音波振動子の発振制御信号の増幅動作は停止されて、超音波振動子の発振制御信号の出力も停止される。

【0053】

これにより、前記パワーアンプ15のイネーブル状態とディスイネーブル状態を比較すると、イネーブル状態の期間を0.5μsと仮定すると、A相の繰り返し期間が293μsであることから、デューティサイクルは0.177%となる。従って、前記パワーアンプ15の最大出力ワット数を100Wとした場合、デューティサイクルが0.177%から平均電力は17.7Wとなり、パワーアンプ15を小型化できることになる。さらに、前記パワーアンプ15は、超音波振動子の発振制御信号の生成期間であるイネーブル期間のみ動作し、このイネーブル期間の超音波振動子の発振制御信号の送信終了直後からディスイネーブル期間とすることができると、ほとんどノイズも発生せず、超音波画像のS/N改善が可能となる。

【0054】

次に、前記超音波送信回路の可変アンプ14について、図3を用いて説明する。この可変アンプ14は、図中符号U1で示しており、前記D/A変換器13において、アナログ信号に変換されたTx信号を任意の増幅度の信号に増幅し、その増幅された信号を前記パワーアンプ15に供給する。増幅度のコントロールは、前記コントローラ16からのゲインコントロール信号により設定される。

【0055】

この可変アンプ15を設けることにより、パワーアンプ15を複雑にすることなく、又超音波振動子から送信された超音波の任意波形により超音波画像の感度が変化する場合に、例えば、操作卓から術者により入力され、コントローラ16からのゲインコントロール信号により超音波画像の表示輝度を一定にする制御も可能となる。

【0056】

次に、本発明の超音波送信回路の各種送信モードにおける動作タイミングについて、図5を用いて説明する。従来の超音波送信回路は、図5(a)に示すように、超音波振動子の回転、または進退走査に同期したA相信号の立ち上がり立ち下がり同期して、反射超音波を受信処理する超音波受信部における受信信号データの取り込みタイミング用のTxトリガ信号と、前記超音波送信回路における超音波振動子の駆動用のTxデータ信号とが生成されている。このために、Txデータ信号の送信終了後もパワーアンプは動作し続けるために、ノイズの影響を受けたり、及びパワーアンプの平均電流消費量も増大している。

【0057】

これに対して、図5(b)に示すように、本発明の超音波送信回路は、超音波振動子を短パルスにより発振制御する場合は、前記コントローラ16からの短パルス送信モードにより設定されるV_Gate信号は、ハイ期間aに設定される。このV_Gate信号の

10

20

30

40

50

ハイ期間 a の間は、前記パワーアンプ 15 が動作状態となる。この V _ G a t e 信号の立ち上がりから所定時間 d が経過した後に T x トリガ信号を立ち上がらせ、かつ、超音波振動子の発振駆動用の T x 信号が送信される。前記 V _ G a t e 信号のロー期間は、前記パワーアンプ 15 が非動作状態となり、超音波振動子の発振駆動用の T x 信号の送信も停止されてノイズの発生も防止できる。この結果、超音波振動子の近点の観察部位の超音波画像の S / N も改善される。例えば、図 7 (a) に示す如く、4 c m レンジでは、被検体の浅部を分解能良く観察したく、短パルスが発生させると、V _ G a t e 信号は、図 5 (b) の期間 a に設定されることから超音波振動子の近点の S / N の良好な超音波画像の観察が可能となる。

【 0 0 5 8 】

10

次に、図 5 (c) に示すように、本発明の超音波送信回路は、超音波振動子をチャープ波により発振制御する場合は、前記コントローラ 16 からのチャープ波送信モードにより設定される V _ G a t e 信号は、ハイ期間 b に設定される。この V _ G a t e 信号のハイ期間 b の間は、前記パワーアンプ 15 が動作状態となる。この V _ G a t e 信号の立ち上がりから所定時間 d が経過した後に T x トリガ信号を立ち上がらせ、かつ、超音波振動子の発振駆動用の T x 信号が送信される。

【 0 0 5 9 】

つまり、V _ G a t e 信号のハイ期間 b は、超音波振動子のチャープ波送信のデータの長さに合わせて可変させて、前記パワーアンプの動作状態期間を制御することにより、超音波振動子の駆動発振に必要なデータの送信が可能となり、前記 V _ G a t e 信号のハイ期間が終了直後に前記パワーアンプ 15 を非動作状態とする。これによりノイズの発生も防止でき、さらに、超音波振動子の近点の超音波画像の S / N も改善される。例えば、図 7 (b) に示す如く、9 c m のレンジでは、被検体の深部までを観察したく、チャープ波またはバースト波が発生させると、V _ G a t e 信号は、図 5 (c) に示すように、期間 b に供給されることから T x 信号の持続時間は長くなる。これにより、超音波振動子の近点の観察部位の S / N の良い超音波画像が観察することが可能となる。このように、超音波振動子の送信モードに応じて、かつ、駆動データの長さに応じて、V _ G a t e 信号のハイ期間の長さを連動させることができるために、何時でも S / N の良好な超音波断層像の観察が可能となる。

20

【 0 0 6 0 】

30

前記短パルスによる発振制御と、前記チャープ波による発振制御とを組み合わせ、図 5 (d) に示すように、超音波振動子の発振駆動制御の 1 音線毎に、短パルスと、チャープ波等のバースト送信とを交互に切換送信することも可能となる。これにより、短パルスによる画像に、バースト送信による画像を合成することにより、図 6 に示すように、短パルスによる超音波振動子から近点である観察部位の浅部の超音波画像は分解能が良好となり、バースト送信による超音波振動子の遠点である観察部位の深部の超音波画像は深達度が良好となる。

【 0 0 6 1 】

なお、このような短パルス送信と、チャープ波等のバースト送信を 1 音線毎に切換送信すると、送信音圧が異なるために、超音波画像の合成時に輝度が不連続になることがある。この輝度の不連続性を解決する方法として、T x 信号の最大振幅を制御する方法がある。

40

【 0 0 6 2 】

この T x 信号の最大振幅の制御は、V _ G a t e 信号の短パルスのハイ期間 a とチャープ波のハイ期間 b の長さに応じて、前記可変アンプ 14 の増幅度をコントロールすることにより、合成生成される超音波像は、近点から遠点まで分解能が良好で、深達度のある S / N のよい画像を提供することが可能となる。

【 0 0 6 3 】

以上説明したように、本発明の超音波観測装置は、複数の超音波送信モードに応じた任

50

意の送信波形の超音波出力を生成でき、その送信モードの送信波形の持続時間に応じて、任意にパワーアンプのイネーブル状態をコントロールすることが可能となり、超音波振動子の近点における観察部位の S / N の良好な超音波画像が得られる。さらに、前記超音波送信モードに応じた任意の送信波形に適合させて、パワーアンプのイネーブル期間を最適制御できるために、消費電力を最小化させることが可能となり、パワーアンプの小型化も可能となった。

【 0 0 6 4 】

よって、消費電力が最少な小型化パワーアンプが実現でき、観察部位の浅部から深部まで分解能に優れ、高深速度な超音波画像による観察できる。

【 0 0 6 5 】

10

[付 記]

以上詳述した本発明の実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

【 0 0 6 6 】

(付 記 1)

少なくとも一つの振動子を有する超音波振動子と、この超音波振動子を機械的に回転、もしくは進退走査させる超音波走査部とを有する超音波観測装置において、

上記超音波振動子から任意波形の超音波信号を発振送信させるための任意波形信号を発生させる任意波形発生部と、

この任意波形発生部からの任意波形信号を所定の値に増幅して、前記超音波振動子に供給する超音波増幅部と、

20

前記超音波走査部からの超音波振動子の機械的回転、もしくは進退操作に同期した同期信号により、前記超音波増幅部を動作状態と非動作状態に制御し、動作状態開始から一定期間経過後に、前記任意波形発生部からの任意波形信号を入力増幅し、この任意波形信号の増幅出力終了と同時に前記超音波増幅部を非動作状態に制御するコントローラと、

を具備することを特徴とした超音波観測装置。

【 0 0 6 7 】

(付 記 2) 前記超音波増幅部は、前記任意波形発生部からの任意波形信号に応じて、増幅度を切換可能とすることを特徴とした付記 1 記載の超音波観測装置。

【 0 0 6 8 】

(付 記 3) 前記任意波形発生部からは、前記超音波走査部からの同期信号に同期して、前記超音波増幅部に供給する任意波形信号を順次切換可能とすることを特徴とした付記 1 記載の超音波観測装置。

30

【 0 0 6 9 】

(付 記 4) 前記コントローラは、前記超音波振動子、超音波断層画像の表示形態、操作卓からの入力情報により、前記任意波形発生部と前記超音波増幅部の駆動状態を制御可能とすることを特徴とした付記 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波観測装置。

【 0 0 7 0 】

(付 記 5) 前記超音波増幅部は、電界効果トランジスタにより構成され、この電界効果トランジスタのバイアス電圧の供給により、動作状態と非動作状態を制御を行うことを特徴とした付記 1 乃至 4 のいずれかに記載の超音波観測装置。

40

【 0 0 7 1 】

(付 記 6)

単一、もしくは、複数の振動子を有する超音波振動子と、前記超音波振動子を機械的に回転、もしくは進退させる超音波操作部を有する超音波観測装置において、

前記超音波操作部からの同期信号により、前記超音波振動子に電気パルスを印加する超音波増幅回路の F E T にバイアス電圧を印加するバイアス印加手段と、前記バイアス印加手段へのバイアス電圧を印加時に、前記同期信号からの一定期間後に、前記超音波増幅回路に任意波形を入力可能な任意波形発生部と、

前記超音波増幅回路からの任意波形を増幅出力後と同時に、前記バイアス印加手段を停止するコントローラと、

50

からなることを特徴とする超音波送信回路。

【0072】

(付記7) 前記超音波送信回路は、前記任意波形発生器の出力に従って、増幅度を切り換えることを特徴とする付記6記載の超音波送信回路。

【0073】

(付記8) 前記超音波送信回路は、同期信号に同期し、任意波形発生部からの任意波形を順次切り替えることを特徴とする付記6記載の超音波送信回路。

【0074】

(付記9) 前記任意波形発生器からの出力信号は、超音波振動子、及び、表示レンズ、操作卓からの信号により、パルス波形とバースト波に切り換えることを特徴とする付記6に記載の超音波送信回路。 10

【図面の簡単な説明】

【0075】

【図1】本発明に係る超音波観測装置における超音波送信回路の全体構成を示すブロック図。

【図2】本発明に係る超音波観測装置における超音波送信回路に用いるパワーアンプの構成を示す接続図。

【図3】本発明に係る超音波観測装置における超音波送信回路に用いる可変アンプとパワーアンプの構成を示す接続図。

【図4】本発明に係る超音波送信回路による超音波振動子の駆動制御動作を説明するタイミングチャート。 20

【図5】本発明に係る超音波送信回路の各種モードによる超音波振動子の駆動制御動作を説明するタイミングチャート。

【図6】本発明に係る超音波送信回路により超音波振動子から送信された短パルス送信と、バースト送信による超音波の受信信号から生成した超音波断層像のモニタ表示状態を説明する説明図。

【図7】本発明に係る超音波送信回路により超音波振動子から送信された短パルス送信と、バースト送信による超音波の受信信号から生成した超音波断層像それぞれのモニタ表示状態を説明する説明図。

【符号の説明】

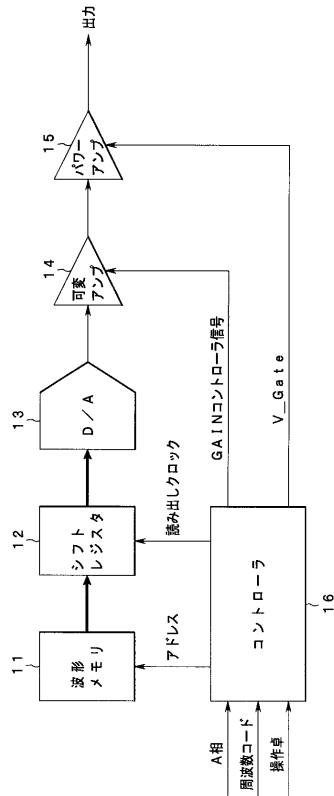
30

【0076】

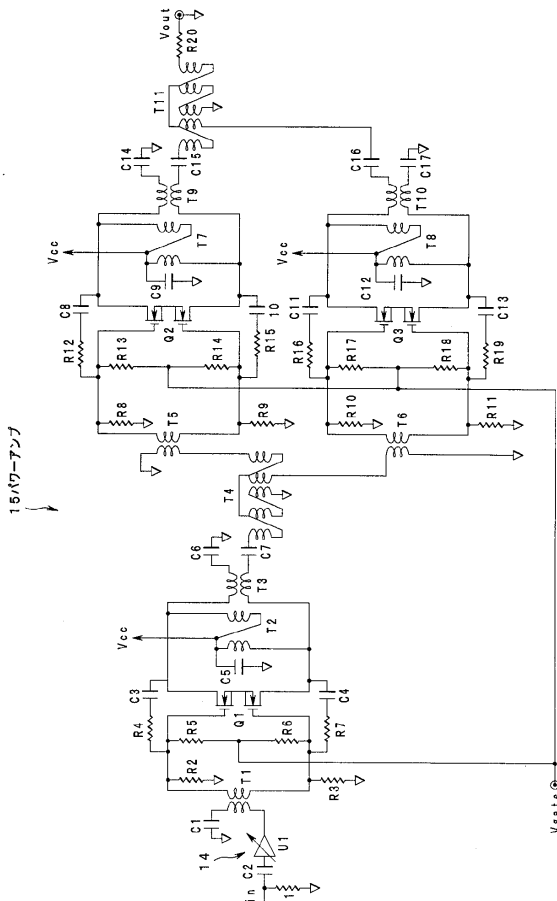
- 11 波形メモリ
- 12 シフトレジスタ
- 13 デジタル／アナログ変換器(D/A変換器)
- 14 可変アンプ
- 15 パワーアンプ
- 16 コントローラ

代理人 弁理士 伊藤 進

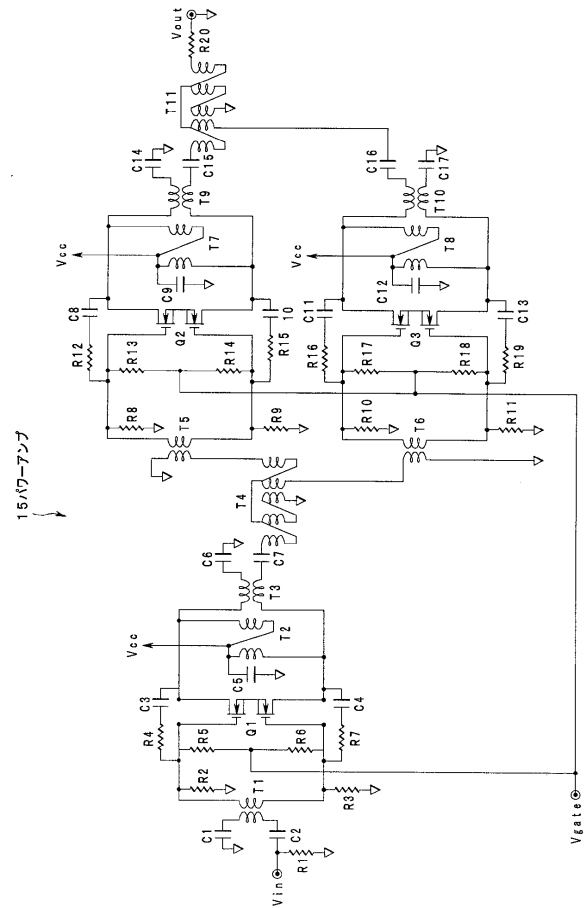
【図 1】



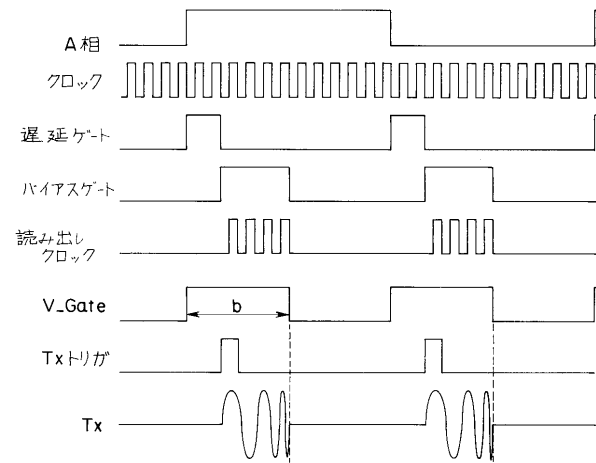
【図 3】



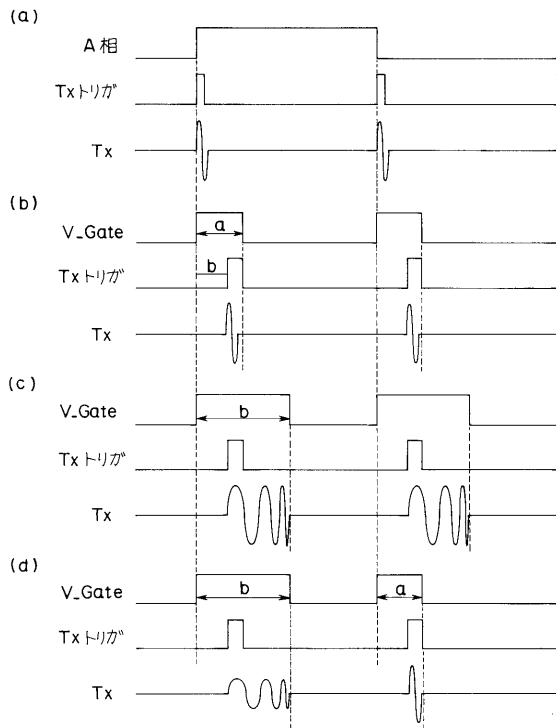
【図 2】



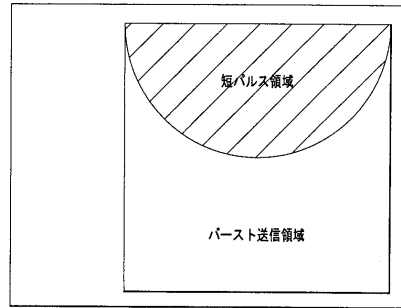
【図 4】



【図 5】

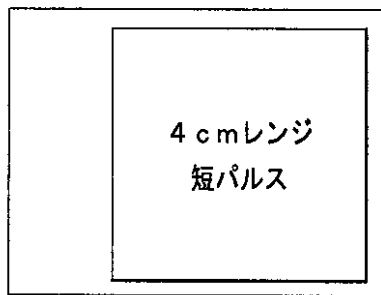


【図 6】

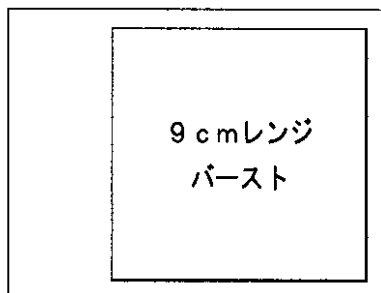


【図 7】

(a)



(b)



专利名称(译)	超声波观察装置		
公开(公告)号	JP2005152450A	公开(公告)日	2005-06-16
申请号	JP2003397937	申请日	2003-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	御園和裕		
发明人	御園 和裕		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/EE02 4C601/EE15 4C601/FE01 4C601/FE03 4C601/HH02 4C601/HH04 4C601/HH08 4C601/HH10		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4429701B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波观察装置，该超声波观察装置能够产生具有与多种传输模式相对应的任意波形的超声波，并且能够从超声波换能器获得近点和远点的优良的超声波图像。具有超声波扫描单元的任意波形发生器，该超声波扫描单元用于使超声振荡器机械地旋转和来回移动，并从超声振荡器发送任意波形的超声信号。将来自超声波放大单元15的任意波形信号放大到预定值并将其提供给超声波换能器，并且通过来自超声波扫描单元的同步信号来激活和去激活超声波放大单元15。一种超声波观测装置，其包括控制器16，该控制器16在生成任意波形信号的放大输出的同时，生成被控制的偏压，并且将超声波放大部15控制为非工作状态。[选型图]图1

