

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4642450号
(P4642450)

(45) 発行日 平成23年3月2日(2011.3.2)

(24) 登録日 平成22年12月10日(2010.12.10)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 1 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2004-353426 (P2004-353426) (22) 出願日 平成16年12月6日(2004.12.6) (65) 公開番号 特開2006-158598 (P2006-158598A) (43) 公開日 平成18年6月22日(2006.6.22) 審査請求日 平成19年10月11日(2007.10.11)</p>	<p>(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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4番2号 オリンパス株式会社内 審査官 後藤 順也 (56) 参考文献 特開平03-099644 (JP, A) 特開昭61-103436 (JP, A)</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波観測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入される超音波プローブに接続され、この超音波プローブに内蔵された超音波振動子にパルス状の送信信号を印加して、超音波による診断用の超音波画像を生成する超音波観測装置において、

上記超音波観測装置の筐体にグランドが接続された2次回路と、

上記筐体とグランドが直流的にフローティングされた患者回路と、

上記2次回路に設けられ、前記送信信号を生成するタイミング信号を発生するタイミング発生回路と、

上記2次回路と患者回路間で信号を絶縁して伝送する絶縁回路と、

上記患者回路に設けられ、送信信号を発生する送信信号発生回路とを有し、

上記タイミング発生回路で発生したタイミング信号により、上記絶縁回路を介して、上記送信信号発生回路で送信信号を生成し、

上記2次回路に設けた上記タイミング発生回路で発生した、任意波形のタイミング信号と、この任意波形のタイミング信号に同期するバイアス信号を上記絶縁回路で伝送し、

上記患者回路に設けた増幅回路で上記任意波形のタイミング信号を増幅し、同時に上記バイアス回路を上記増幅回路に印加することにより、上記送信信号を生成する

ことを特徴とする超音波観測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は、超音波振動子を励振するのに適した送信パルスを発生する超音波観測装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

近年、超音波観測装置は、超音波内視鏡或いは超音波プローブと接続して病変の深達度、臓器の実質診断等に用いられている。

この超音波内視鏡或いは超音波プローブの先端には、超音波振動子が内蔵されており、超音波観測装置から送信される電氣的な駆動パルスを超音波振動子に印加することによって、この超音波振動子によって音響的な超音波パルスに変換され、体内組織に照射される。

10

体内からはその反射波が返ってくるため、それを超音波振動子で電氣的信号に変換し、信号処理を行って超音波断層像として表示するような仕組みになっている。

従来、この超音波振動子には、P Z T (2 成分系圧電セラミックス $Pb(Ti, Zr)O_3$) 振動子や複合圧電素子が使用され、超音波振動子に適した駆動方法が採用されている。

【 0 0 0 3 】

例えば、従来の P Z T 振動子は、比帯域幅が 70 % 程度であり、この P Z T 振動子を効率良く使用するためには、中心周波数の時間幅を持つパルスを 3 波程度のバースト波 (連続波) で駆動している。

20

上記複合圧電素子は、従来の P Z T 振動子に対して、比帯域幅が非常に広く 100 % 以上を有する。

このような超音波振動子を使用する場合、複合圧電素子の周波数帯域幅が、送信パルスの周波数帯域幅より広く、送信パルスの周波数帯域が、超音波画像に大きく依存するようになってきた。

例えば、近年、T H I (T i s s u e H a r m o n i c I m a g i n g) が方位方向の分解能を改善する手法として、注目されている。

【 0 0 0 4 】

この技術は、超音波振動子から基本波の超音波信号を体内に送信すると、体内の伝播経路で基本波が歪み、2 次、3 次の高調波が発生する。

30

上記体内で発生した、高調波の信号を取り出し、画像化したものを、T H I と呼んでいる。

T H I を行う上で重要なことは、体内に基本波のみを送波させる技術、及び体内で発生した高調波を受信する技術である。このことは、超音波振動子は比帯域幅が広い必要があり、超音波の基本波を発生させる超音波送信回路は、高調波を発生させない構成が必要となる。

また、超音波観測装置は、医療器特有の課題がある。

超音波内視鏡或いは超音波プローブは、人間の体内に挿入する必要があり、その観点で人への安全を確保するために、漏れ電流、及び耐電圧等の電気安全性に関する規格を満たす必要がある。

40

【 0 0 0 5 】

上記漏れ電流、耐電圧の規格を満たすために、従来の超音波観測装置では、超音波内視鏡或いは超音波プローブが電氣的に接続される回路、例えば送信回路部分を超音波観測装置の 1 次回路 (商用電源)、本装置内部を動作させる 2 次回路 (装置筐体を含む) からフローティングさせる患者回路を形成する必要があった。

上記超音波観測装置は、上記患者回路を設けながら、装置外部に放射するノイズ (放射電磁界ノイズ) の量を規定値以下に抑える必要があった。

上記放射電磁界ノイズは、医療機関で使用する機器に対して、例えばペースメーカー等に悪影響を及ぼさないようにする為の規制である。

上記放射電磁界ノイズを減らすには、上記患者回路に出来るだけ電流を流さないように

50

する必要があった。

【 0 0 0 6 】

放射電磁界ノイズを減らすには、回路電流を減らし、回路が形成する電流のループを出来るだけ小さく、弱くすることが有効になる。

回路が2次回路のように、装置筐体に接地することが、可能であれば、接地点を多くとることが可能となり、電流ループが小さくなり、放射電磁界ノイズを減らすことが可能となる。

しかしながら、装置筐体に接地できない患者回路では、比較的電流ループが大きくなってしまふ。

患者回路で放射電磁界ノイズを減らすには、回路に使用する電流を小さくすることが、効果的であり、従来の装置でも回路電流を増やさないようにしていた。

10

【 0 0 0 7 】

回路電流を制限せず、2次回路のグランド(GND)である装置筐体で患者回路を遮蔽する手段もあるが、装置自体が大きくなってしまふ問題がある。

次に、図7を用いて、特開2002-315749号公報の従来例を説明する。

図7は、送信波形が作成される過程を示すタイミングチャートである。

超音波内視鏡は、単一の超音波振動子が内視鏡先端に設けられている。

その超音波振動子は、回転する回転駆動動力により内視鏡挿入軸を中心として、その周囲を回転走査するラジアル走査を行う。

ラジアル走査を行う場合、超音波振動子の回転に同期して、同期信号(A相トリガ)が超音波内視鏡から超音波観測装置に伝達される。

20

【 0 0 0 8 】

上記A相トリガは、上記超音波振動子がラジアル方向に1回転する間に、例えば512パルス発生する。

上記512パルスに同期した送信信号(送信パルス)を上記超音波振動子に与え、受信エコーを獲得し、1枚の画像を生成する。

この従来例では、A相トリガを同期信号として、2波のバースト波の送信パルスを出力する。

【 0 0 0 9 】

2波のバースト波を出力する為の過程を図7は示している。

30

図7のA相トリガを同期信号として、一定パルス幅のパルスを生成する。

作成されたパルスは、8個のディレイラインによるディレイD1~D8によって、図7に示すタイミングのように順次遅延が与えられる。

【 0 0 1 0 】

ディレイD1, D2で合成パルスP1の1波目が生成される。

ディレイD5, D6で合成パルスP1の2波目が生成される。

ディレイD3, D4で合成パルスP2の1波目が生成される。

ディレイD7, D8で合成パルスP2の2波目が生成される。

ディレイD1~D8により生成された合成パルスP1及び合成パルスP2を反転して加算して合成することにより、2波のバースト波の送信パルスの出力を得ている。

40

合成パルスP1及びP2からバースト波の出力を得る場合、電界効果形トランジスタ(FET)により、スイッチングした波形をトランスを用いて合成することにより得られ、この出力の振幅は、およそ200V_{p-p}程度である。

【特許文献1】特開2002-315749号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 1 】

しかしながら図7の従来例の場合には、上記のように例えば2波のバースト波を得るだけでも、8個のディレイラインが必要となっていた。

さらに、送信回路により感度を向上させる、あるいは2次高調波を抑制する目的により

50

、バースト波数を増やすにはさらに多くのディレイラインが必要となる。

また、バースト波数を増やす手段として上記特開 2 0 0 2 - 3 1 5 7 4 9 号公報に開示されているように、プログラマブルディレイラインを使用し、一度ディレイさせたパルス
をフィードバックして入力側に戻し、再度ディレイラインの設定値を変更して任意のパルス
長を発生させる技術がある。

この技術は、確かにディレイラインを減らす上では有効である。

【 0 0 1 2 】

しかしながら、上記回路は比較的遅いパルスの発生にしか対応できなかった。例えば、
半波長 1 6 n s (約 3 0 M H z) の 4 波バーストを製作する場合、8 個のプログラマブル
ディレイラインを使用したとする。

8 個のディレイラインで 2 波のバースト波が生成できるので、その間の時間は、 $1 6 n s \times 4 = 6 4 n s$ である。

タイミングコントローラで出力パルスを保持し、ディレイデータ生成部からディレイデ
ータを読み出し、プログラマブルディレイラインにデータをセットするには、現在のデバ
イス動作スピードでは困難である。

またディレイラインを最低 8 個程度使用する必要があり、コスト的にも高価である。上
記ディレイラインの代替として、パルス発生タイミング生成に F P G A (F i e l d
P r o g r a m a b l e G a t e A r r a y) の使用が考えられる。

【 0 0 1 3 】

このパルス幅調整のタイミングは、1 ~ 数 n s レベルであり、F P G A のマスタークロ
ックは、1 G H z ~ 3 0 0 M H z 程度が必要となる。

このような F P G A を使用するには、消費電力的に大電流が必要となり、従来例に記し
た通り、患者回路の放射電磁界ノイズ抑制としては、非常にノイズが増大する構成となる
欠点がある。

【 0 0 1 4 】

(発明の目的)

本発明は、上述した問題に鑑みてなされたものであり、超音波振動子の特性等に対応し
た波形で、かつ放射電磁界ノイズの発生を小さくでき、しかもコスト低減を可能とする送
信信号を発生できる超音波観測装置を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 5 】

本発明は、体腔内に挿入される超音波プローブに接続され、この超音波プローブに内蔵
された超音波振動子にパルス状の送信信号を印加して、超音波による診断用の超音波画像
を生成する超音波観測装置において、

上記超音波観測装置の筐体にグランドが接続された 2 次回路と、

上記筐体とグランドが直流的にフローティングされた患者回路と、

上記 2 次回路に設けられ、前記送信信号を生成するタイミング信号を発生するタイミン
グ発生回路と、

上記 2 次回路と患者回路間で信号を絶縁して伝送する絶縁回路と、

上記患者回路に設けられ、送信信号を発生する送信信号発生回路とを有し、

上記タイミング発生回路で発生したタイミング信号により、上記絶縁回路を介して、上
記送信信号発生回路で送信信号を生成し、

上記 2 次回路に設けた上記タイミング発生回路で発生した、任意波形のタイミング信号
と、この任意波形のタイミング信号に同期するバイアス信号を上記絶縁回路で伝送し、

上記患者回路に設けた増幅回路で上記任意波形のタイミング信号を増幅し、同時に上記
バイアス回路を上記増幅回路に印加することにより、上記送信信号を生成する

ことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

上記構成のように、高速なタイミング信号を扱うタイミング発生回路を、そのグランド
が超音波観測装置の筐体に接続された 2 次回路内に設け、2 次回路のグランドが筐体に接

10

20

30

40

50

続されることで、２次回路内でのノイズの発生を抑制する。

【 0 0 1 7 】

また、患者回路には、送信信号発生に最低限必要な送信信号発生回路を設け、上記２次回路からのタイミング信号の伝送を上記絶縁回路を介して行うことにより、患者回路での電流を抑制することにより、電磁界放射ノイズを抑制でき、患者回路の規模も小さくすることにより、超音波観測装置も小型化及びコスト低減ができると共に、高調波を抑制した発生波形の制約が少ない送信信号を発生を可能にしている。

【 0 0 1 8 】

また、上記２次回路で発生したタイミング信号を、上記絶縁回路で患者回路に伝送し、上記患者回路上で伝送した信号に遅延時間を与える遅延回路を有することを特徴とする。

10

２次回路で発生したタイミング発生回路により、絶縁回路を通して、患者回路にある送信信号発生回路をドライブするとき、伝播遅延が起こる可能性があるが、上記伝播遅延を補正する手段として、絶縁回路伝播後の送信信号発生回路の前段に遅延回路を設けることにより、時間差の調整を可能となり、伝播遅延に関係なく精度の高い送信信号発生が可能となる。

【 0 0 1 9 】

また、上記２次回路のタイミング発生回路で発生した、任意波形のタイミング信号と、上記任意波形のタイミング信号に同期するバイアス信号を上記絶縁回路で伝送し、上記患者回路の増幅回路で上記任意波形のタイミング信号を増幅し、また同時に上記バイアス回路を上記増幅回路に印加して、送信信号を生成することを特徴とする。

20

上記構成とすることにより、任意のパルス長の送信信号ではなく、任意波形の送信信号を送信することが可能となる。

任意波形を生成することにより、２次高調波を抑制したＴＨＩに適した送信波形の送信が可能となる。

また、ガウシアン等の窓関数で重み付けを行うことが可能であり、サイドローブの抑制、分解能の向上に寄与することが可能となる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、回路規模を小さく、放射電磁界ノイズの発生を小さくできると共に、超音波振動子を駆動するのに適した任意波形（波形の制約が少ない）送信信号を生成でき

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【 実施例 1 】

【 0 0 2 2 】

図 1 及び図 2 を参照して本発明の実施例 1 を説明する。図 1 は、本発明の実施例 1 を備えた超音波診断装置を示す。

図 1 に示す本発明の実施例 1 の超音波診断装置 1 は、体腔内に挿入される超音波内視鏡（超音波スコープと略記） 2 と、この超音波スコープ 2 が着脱自在に接続され、超音波スコープ 2 に内蔵された超音波振動子 3 を駆動する駆動パルス（或いは送信パルス）を生成すると共に、受信した超音波信号に対する信号処理を行う実施例 1 の超音波内視鏡用観測装置（以下、単に観測装置と略記） 4 と、観測装置 4 により生成された映像信号を表示するモニタ 5 とを有する。

40

超音波スコープ 2 は、体腔内に挿入される細長の挿入部 6 を有し、この挿入部 6 の先端部 7 には、超音波を送受信する超音波振動子 3 が配置されている。

【 0 0 2 3 】

なお、超音波スコープ 2 の場合には、先端部 7 には、図示しない照明手段及び観察光学系が設けられて、光学的に観察することも行えるようになっている。

この先端部 7 内に配置された超音波振動子 3 は、挿入部 6 内を挿通されたフレキシブル

50

シャフト 8 の先端に取り付けられており、このフレキシブルシャフト 8 の後端は、挿入部 6 の後端に設けた把持部 9 内に設けた回転駆動部 11 に接続されている。

この回転駆動部 11 には、図示しないモータが内蔵され、このモータの回転により、その回転力がフレキシブルシャフト 8 を介して超音波振動子 3 に伝達され、モータの回転と共に、超音波振動子 3 が回転する。

超音波振動子 3 は、例えばフレキシブルシャフト 8 内に挿通された同軸ケーブル 12 a を介して把持部 9 内のスリップリング 13 のローラ側接点に接続され、このローラ側接点は、スリップリングのステータ側接点に接続された同軸ケーブル 12 b を介してコネクタ 14 の接点に接続されている。このコネクタ 14 は、観測装置 4 に着脱自在に接続される。

10

【 0 0 2 4 】

また、把持部 9 内における回転駆動部 11 の例えばモータの回転軸には、ロータリエンコーダ等の回転角検出或いは回転量の位置検出部 15 が設けてある。また、コネクタ 14 には、各超音波スコープ 2 に内蔵された超音波振動子 3 の周波数情報、画像化する際の書き出しタイミング情報を検出するためのスコープ検知部 16 が設けてある。

なお、スコープ検知部 16 は、各スコープに応じて識別信号を発生したり、識別信号を記憶したものでも良いし、コネクタの接点ピンに識別用抵抗を接続したもの等でも良い。

そして、コネクタ 14 を観測装置 4 に接続することにより、超音波振動子 3 は、観測装置 4 内の超音波パルス生成部 17 と、超音波画像生成部 18 に接続され、また回転駆動部 11、位置検出部 15 及びスコープ検知部 16 は、観測装置 4 内の第 1 のコントローラ 19 に接続される。

20

【 0 0 2 5 】

超音波スコープ 2 の超音波振動子 3 は、観測装置 4 内の患者回路 21 に属する分岐部 20 を介して送信回路 22 及びプリアンプ 23 に接続される。

送信回路 22 は、超音波振動子 3 を駆動するパルス状の送信信号、つまり送信パルスを発生するパルス発生回路 24 と、このパルス発生回路 24 をドライブするパルスドライバ 25 と、後述する 2 次回路 26 からの信号を絶縁して伝達する第 1 の絶縁回路 27 a とを有する。

この第 1 の絶縁回路 27 a は、2 次回路 26 に属する絶縁回路ドライバ 28 に接続され、この絶縁回路ドライバ 28 は、2 次回路 26 に属するタイミング発生回路 29 に接続されている。

30

このタイミング発生回路 29 は、メモリ 30 及び第 2 のコントローラ 31 に接続されている。

【 0 0 2 6 】

また、第 1 コントローラ 19 は、その出力信号を絶縁して伝達する第 2 の絶縁回路 27 b を介して第 2 コントローラ 31 に接続されている。

また、超音波振動子 3 で受信したエコー信号を増幅するプリアンプ 23 は、絶縁して信号を伝達する第 3 の絶縁回路 27 c を介して 2 次回路 26 に属する超音波画像生成回路 32 に接続され、この超音波画像生成回路 32 により生成された超音波画像の映像信号は、モニタ 5 に出力され、モニタ 5 の表示面に超音波断層像が表示される。

40

また、患者回路 21 に属する各回路と、2 次回路 26 に属する各回路には、電源回路 33 からそれぞれ電源が供給される。

【 0 0 2 7 】

また、この観測装置 4 の金属製の装置筐体 34 は、2 次回路 26 のグランド (GND と略記) が直接接続され、これに対して患者回路 21 の GND は、高耐圧のコンデンサ 36 を介して装置筐体 34 に接続されている。このように、患者回路 21 の GND は、装置筐体 34 に対して、直流 (DC) 的には絶縁し、商用電源の交流より十分に高い周波数の高周波的には小さいインピーダンスで導通に近い状態にしている。この装置筐体 34 は、大地 (アース) に接続される。

上記タイミング発生回路 29 は、送信パルスの発生に必要な高速なタイミング信号を発

50

生し、絶縁回路ドライバ28を介して第1の絶縁回路27aに出力する。後述するようにタイミング発生回路29は、パルス発生回路24がバイポーラパルスを生成するのに対応してタイミング信号として対となる正極用パルスと負極用パルスとを生成して2系統の絶縁回路ドライバ28を介して第1の絶縁回路27aに出力する。

【0028】

2系統の絶縁回路ドライバ28は、抵抗41a、バッファ42a、抵抗43aと、抵抗41b、バッファ42b、抵抗43bとにより構成されている。また、各バッファ42a、42bの出力信号は、第1の絶縁回路27aを構成するパルストランス44a、44bを経てパルスドライバ25に出力される。

このパルスドライバ25も2系統設けられており、抵抗45a、コンデンサ46a、抵抗47a、バッファ48aと、抵抗45b、コンデンサ46b、抵抗47b、バッファ48bとからなる。

このパルスドライバ25の各バッファ48a、48bからの出力信号は、パルス発生回路24に出力される。

【0029】

このパルス発生回路24は、電源電圧Vccを正の出力パルス（正極用パルス）でOFFからONにスイッチングするパワーFET49aと、電源電圧+Vccを負の出力パルス（負極用パルス）でOFFからONにスイッチングするパワーFET49bと、これら2つのパワーFET49a、49bの出力信号がそれぞれ1次巻線に印加されるパルストランス等により構成されるトランス50とからなり、このトランス50の2次巻線に誘起されて合成されるバイポーラ波形の送信パルスを生成し、この送信パルスを超音波振動子3に印加する構成にしている。

このように2つのFET49a、49bを駆動してトランス50に出力する構成にすることによって、観測装置4から出力される送信パルスを零ボルトを中心とした正負バイポーラ的な駆動信号にしている。

このような構成の本実施例においては、2次回路26において送信パルスの発生に必要で消費電流が大きくなるタイミング信号として対のパルスを発生し、対のパルスを2系統の絶縁回路ドライバ28、絶縁回路27aを経て患者回路21に設けたパルスドライバ25側に伝送し、さらにパルス発生回路24により正負極性の送信パルスを生成する構成にして、患者回路21の回路構成規模を低減化かつ低消費電流にして、ノイズを有効に抑制できる構成にしていることが特徴となっている。

【0030】

また、観測装置4に接続される超音波スコープ2を検知することにより、その超音波スコープ2に内蔵された超音波振動子3の超音波送受の周波数特性等に適切に対応した周波数及びパルス数の送信パルスを簡単に生成できるようにしている（従来例のようにディレイラインを用いた場合には、パルス数等が制約される）。

次に、本実施例による各部の動作を説明する。

上記超音波スコープ2を観測装置4に接続すると、上記超音波スコープ2に内蔵されているスコープ検知部16より、接続された超音波スコープ2内の超音波振動子3の周波数情報、画像化する際の書き出しタイミング情報を検知することができる。

スコープ情報検知部16に接続された第1コントローラ19は、上記の情報を絶縁回路27bを経由して第2コントローラ31に伝達する。

【0031】

第2コントローラ31は、タイミング発生回路29に対して、超音波振動子3を駆動する送信パルスを生成するための波形発生データを格納するメモリ30のアドレスを指示する。

図示しない操作卓或いは超音波スコープ2のスコープスイッチを操作して走査開始信号（フリーズ解除信号）が第1コントローラ19に入力されると、第1コントローラ19は回転駆動部11のモータに駆動信号を送り、モータが回転し、このモータの回転により、超音波スコープ2内の超音波振動子3が挿入軸に対して図1の矢印で示すように回転を始

10

20

30

40

50

める。

【0032】

超音波振動子3が回転すると、超音波スコープ2内に設けてある位置検出部15により超音波振動子3の位置情報(A相、Z相信号)が得られる。上記A相及び1回転に1回出力される基準パルスとなるZ相信号は、第1コントローラ19に入力され、波形整形された後、絶縁回路27bを通り、第2コントローラ31に入力される。

上記A相、Z相信号は、第2コントローラ31によりタイミング発生回路29に伝達され、同時に超音波画像生成回路32のタイミング信号として伝達され、超音波画像生成回路32は、このタイミング信号に同期してエコー信号から超音波断層像を生成する画像処理を行う。

10

【0033】

上記タイミング発生回路29では、上述したスコープ情報検知部16からの情報及び、A相信号によりパルス発生回路24に送信する送信パルス生成用のタイミング信号として合成前の送信パルス波形の基本パルス(コアパルス)を生成する。このタイミング発生回路29は、基本的にはFPGAで構成されている。そして、このFPGAは、320MHz程度の周波数の同期クロックを使用する。

320MHz程度のクロックを使用することにより、パルス発生回路24から発生する基本パルスの時間分解能を3ns程度にすることが可能となる。

上記したように、FPGAの動作速度を速くすると、FPGA内部で消費するコア電圧、及び外部インターフェースで使用するIO電源の消費電流が増大する。

20

【0034】

選定使用するFPGAのデバイスにも依存するが、FPGAが消費するコア電源、IO電源は、ともに2Aクラスとなる。

従回路のディレイラインを使用すれば、消費電流は100mA程度であり、それに対してFPGAの場合には、およそ40倍の電流消費量になる。

上記タイミング発生回路29で発生したタイミング信号は、絶縁回路ドライバ28に伝達される。

タイミング信号は、絶縁回路ドライバ28の各バッファ42a、42bを経て、次段の絶縁回路27aの各パルストランス44a、44bの1次巻線側に印加され、この1次巻線側の2次回路26から絶縁された患者回路21に属する2次側巻線にその信号が伝達され、パルスドライバ25に出力される。絶縁回路ドライバ28の出力信号は、数MHzの周波数的に高い高周波信号であり、パルストランス44a、44bを経てパルスドライバ25に伝達される。

30

【0035】

このようにパルストランス44a、44bは、2次回路26側の絶縁回路ドライバ28と患者回路21に属するパルスドライバ25とを絶縁している。このパルストランス44a、44b等による2次回路26と患者回路21間の直流的絶縁耐圧は約4000Vであり、患者回路21に属する送信回路22を2次回路26からフローティングしている。

パルスドライバ25は、伝達されたパルス信号を増幅及び整形して、バッファ48a、48bの出力端からパルス発生回路24に出力する。

40

パルス発生回路24は、正極駆動用FET49a及び負極駆動用FET49bと、トランス50とによって構成され、両FET49a、49bの出力がトランス50の1次巻線に相対的に逆位相で印加され、2次巻線にはバイポーラ出力となるように合成される。

【0036】

上記トランス50により合成されたバイポーラの送信パルスは、前述した超音波スコープ2内の同軸ケーブル12a等を経て挿入部6の先端部7内に収納された超音波振動子3を駆動することになる。

上記患者回路21に属する送信回路22は、装置筐体34と高耐圧のコンデンサ36によりGNDに接続され、高周波的には装置筐体34と同電位に近い状態に設定される。

次に図2を用いて、タイミング発生回路29、メモリ30等の動作を詳細に説明する。

50

上述したように、超音波スコープ2の位置検出部15によりA相信号が検出される。このA相信号は、整形されて、図2(A)に示すA相トリガとしてタイミング発生回路29に伝達される。

【0037】

タイミング発生回路29は、例えばFPGAで構成され、FPGAが動作する際のクロックを図2(B)に示し、その周波数は、約320MHzである。

このタイミング発生回路29は、スコープ情報検知部16の信号をもとに、メモリ30から波形発生用の正極用のメモリデータ及び、負極用のメモリデータをFPGA内のメモリM1、M2にストアする。

そして、このタイミング発生回路29は、図2(C)及び図2(D)に示すようにメモリM1、メモリM2にそれぞれ格納したメモリデータを、送信パルスを生成するための正極用パルス及び負極用パルスを対となるパルスとして、A相トリガから所定のタイミングで、絶縁回路ドライバ28のバッファ42a、42bに、短い時間差で順次出力する。

【0038】

各バッファ42a、42bに出力されたパルスの信号は、上述のように2系統で後段側に伝達され、パルス発生回路24のFET49a、49bに印加され、パルス発生回路24のトランス50から図2(E)に示すようにバイポーラ波形の送信パルスを発生し、この送信パルスにより超音波振動子3を駆動することになる。

そして、短い所定時間が経過して次のA相トリガが発生すると、タイミング発生回路29は、そのA相トリガから所定のタイミングで、次の正極用パルス、負極用パルスを発生し、この正極用パルス、負極用パルスはパルス発生回路24において、次の送信パルスを発生する。

超音波振動子3は、送信パルスの印加によりパルスの短い時間、超音波振動(超音波励振)して超音波を、挿入軸に回転されながら順次放射状に送信し、ラジアル走査する。この場合、超音波は、先端部7が当接された体腔内の壁面内部側に送信され、音響インピーダンスが変化している部分で反射され、その反射超音波が超音波振動子3で受信され、電気信号に変換されて超音波エコー信号(エコー信号)となる。

【0039】

このエコー信号は、放射状に送信させる送信パルスの送信直後に切り替えられる分岐部20からプリアンプ23に入力され、増幅された後、絶縁回路27cを経て2次回路26に属する超音波画像生成回路32に入力される。

超音波画像生成回路32は、A/D変換回路及びメモリを内蔵し、放射状に送信された際の各エコー信号をA/D変換してそのエコーデータをメモリに格納する。そして、例えば1回転したラジアル走査による1フレーム分のエコーデータは、デジタルスキャンコンバータ(DSC)によりモニタ5で表示するための変換処理が行われた後、モニタ5で超音波断層像が表示される。

上述したように、メモリ30内のデータを所望の値にセットすることにより、接続された超音波振動子3に最適な周波数のパルス波形及びパルス長が出力可能である。

【0040】

つまり、図2では2波のバイポーラ波形の送信パルスの例を示しているが、メモリ30内のデータを変更することにより、3波以上のバイポーラ波形の送信パルスを生成可能であるし、またそのパルス波形の周波数の値も変更可能である。

上記タイミング発生回路29は、非常に速いクロックで動作し、消費電流は増大するが、タイミング発生回路29は、2次回路26内に設けてあり、そのGNDを観測装置4の装置筐体34に接続しているため、放射電磁界ノイズを、非常に小さくすることが可能となる。

また、患者回路21に属する送信回路22を装置筐体34に対して高耐圧のコンデンサ36で高周波的に導通させてGND電位に安定化させることにより、さらに放射電磁界ノイズを減らすことが可能となる。

【0041】

10

20

30

40

50

上記構成のように、消費電力の大きいタイミング発生回路 2 9 を 2 次回路 2 6 内に設けることにより、任意の周波数の送信パルス及びパルス数（パルス長）で発生可能となり、放射電磁界ノイズを増やすことなく、観測装置 4 の大きさを小さくすることが可能となる。

まとめると、本実施例は、以下の効果を有する。

回路規模を縮小しながら、任意の周波数及びパルス数（パルス長）の送信出力を得ることができる。

【 0 0 4 2 】

また、超音波スコープ 2 に繋がる患者回路 2 1 の消費電流を減らすことが可能となり、患者回路 2 1 に属する超音波スコープ 2 がアンテナとなって放射電磁界ノイズを発生することを低減することが可能である。

また、従来例における患者回路に設けていたタイミング発生回路を 2 次回路に設けるようにすることにより、患者回路の構成規模を縮小可能となり、観測装置本体の大きさを縮小することが可能となる。

また、従来では、多量に使用したディレイラインを使用する必要がなく、コストの削減が可能となる。

【実施例 2】

【 0 0 4 3 】

次に図 3 及び図 4 を参照して、本発明の実施例 2 を説明する。図 3 は本発明の実施例 2 を備えた超音波診断装置 1 の全体構成を示す。図 3 に示す超音波診断装置 1 は、図 1 の超音波診断装置 1 において、送信回路 2 2 を構成するパルスドライバ 2 5 に、正極用パルスと負極用パルスの（ディレイ時間による）タイミング調整を行うタイミング調整回路 5 1 を設けている。

具体的には、パルストランス 4 4 a の 2 次巻線の一端に直列に接続されたコンデンサ 4 6 a の他端は、抵抗 5 2 a を介して接地されると共に、ディレイ量が可変な可変ディレイ 5 3 a を介してバッファ 4 8 a の入力端に接続される。

また、パルストランス 4 4 b の 2 次巻線の一端に直列に接続されたコンデンサ 4 6 b の他端は、抵抗 5 2 b を介して接地されると共に、ディレイ量が可変な可変ディレイ 5 3 b を介してバッファ 4 8 b の入力端に接続される。

【 0 0 4 4 】

その他は、実施例 1 と同様の構成であり、同様の構成部分に関しては、その説明を省略する。

なお、図 3 ではパルスドライバ 2 5 内にタイミング調整回路 5 1 を設けた構成で示しているが、絶縁回路 2 7 a とパルスドライバ 2 5 との間にタイミング調整回路 5 1 を設けるようにしても良い。

本実施例では、タイミング発生回路 2 9 からパルス発生回路 2 4 に至るまでの経路において、正極用パルスと負極用パルスのディレイ量が異なる場合にも対応できるようにしたものである。

次に本実施例の動作の詳細を図 4 を参照して説明する。

【 0 0 4 5 】

なお、図 4 では、図 4 (C) から図 4 (E) は、正極用パルスと負極用パルスのディレイ量が異なり、意図しない送信パルス（出力）が得られない場合を示しており、このような場合にもタイミング調整回路 5 1 を設けることにより、図 4 (J) に示すように適切な送信パルスが得られることになる。

実施例 1 と同様に図 4 (A) の A 相トリガを同期信号として、FPGA で構成されたタイミング発生回路 2 9 は、図 4 (B) のクロックに同期して、メモリ 3 0 内の正極用メモリデータと負極用のメモリデータを読み出して、FPGA 内のメモリ M 1、M 2 内に格納する。

そして、上記 A 相トリガを同期信号として、所定のタイミングで図 4 (C) 及び図 4 (D) に示すようにメモリ M 1、M 2 から読み出し、絶縁回路ドライバ 2 8 側に正極用パル

10

20

30

40

50

ス、負極用パルスを出力する。

【0046】

上記絶縁回路ドライバ28は、絶縁回路27aを介して、パルスドライバ25に上記正極用パルス、負極用パルスを印加し、パルスドライバ25は、伝達された正極用パルス、負極用パルスをパルス発生回路24に伝達し、パルス発生回路24により送信パルスの出力を得るが、タイミング発生回路29からパルス発生回路24に至る経路の影響で、正極用パルス、負極用パルスのタイミングがずれる可能性がある。

仮に正極用パルスのディレイ量が大きく負極用パルスのディレイ量が小さいように2つの系統での伝播経路でディレイ量に差が生じると、図4(E)に示した波形の出力(送信パルス)になり、意図した波形が得られなくなる。

本実施例は、このような場合の不具合を解消できるようにしている。上記したように、正極用パルスと負極用パルスの伝播経路でディレイ量の差が生じる場合、以下の手順で補正を行う。

【0047】

タイミング発生回路29からパルス発生回路24の間で伝播遅延が生じる場合には、図4(F)、図4(G)に示すメモリM1'、メモリM2'のようにメモリM1、M2の出力タイミングを補正する(正極用パルス及び負極用パルスの発生(出力)のタイミングを早くなるよう設定する)。

次に、パルス発生回路24の出力としての送信パルスが図4(J)の波形になるように、正極用パルス、負極用パルスのディレイ量をタイミング調整回路51により調節する。

例えば正極用パルスに対しては、図4(H)に示すように可変ディレイ53aによりd1だけディレイさせ、また負極用パルスに対しては、図4(I)に示すように可変ディレイ53bによりd2だけディレイさせることで所望とする波形の送信パルスを得ることが可能となる。

【0048】

上記構成にすることにより、消費電流の大きいタイミング発生回路29を2次回路26に設け、タイミング発生回路29から患者回路21までに伝播するまでの伝播遅延が2系統で異なる状態が発生したとしても、タイミング調整回路51により、その伝播遅延の差を適切に補正することが可能となる。

また、タイミング調整回路51は、大きなディレイ量は必要ないため、非常に小型な回路で実現可能である。

また消費電力もほとんど変わらない為、放射電磁界ノイズを増やすこともない。

本実施例によれば、実施例1の効果を有すると共に、タイミング発生回路29からパルス発生回路24に至るまでの経路において、正極用パルスと負極用パルスのディレイ量が異なる場合にも対応できる効果を有する。

【実施例3】

【0049】

次に図5及び図6を参照して本発明の実施例3を説明する。図5は、実施例3を備えた超音波診断装置の全体構成を示す。

この超音波診断装置1は、実施例1の超音波診断装置1において、タイミング発生回路29は、実施例1同様に2系統の出力信号を発生するが、その一方となる第1系統側には、デジタル信号をアナログ信号、つまりD/A変換するDAC回路61が接続されている。このDAC回路61の出力信号は、タイミング発生回路29から出力される第2系統側の信号と共に、絶縁回路ドライバ28に入力される。

また、本実施例においては、絶縁回路27aにおける第1系統側の出力端には、例えばコンデンサ46aを介して増幅器62が接続されている。

【0050】

この増幅器62の出力端は、整合用抵抗63に接続されると共に、分岐部20を介して超音波スコープ2の超音波振動子3に接続され、この増幅器62から出力される送信パルスにより超音波振動子3を駆動する。

10

20

30

40

50

一方、タイミング発生回路 29 の他方の出力信号は、絶縁回路ドライバ 28、絶縁回路 27a を経て、患者回路 21 内に設けたバイアス回路 64 に入力される。このバイアス回路 64 は、例えばバッファ回路 65 を用いて構成され、このバイアス回路 64 の出力信号は、増幅器 62 の増幅動作を制御するバイアス端子に接続されている。

そして、バイアス回路 64 は、通常はバイアス端子に "L" レベルの信号を印加して増幅器 62 が増幅動作を行わない状態に設定しており、送信信号を発生する期間には、バイアス端子に "H" レベルの信号を印加して増幅動作を行わせる状態に設定する。

【0051】

本実施例では、超音波振動子 3 に対して、高調波成分が少ない波形の送信パルス（送信信号）を生成可能な構成にしている。このため、タイミング発生回路 29 は、一方の系統で、送信パルス波形の信号を送信回路 22 側に送り、他方の系統で、送信パルスを発生させる期間に、送信回路 22 の増幅器 62 を動作させる制御信号を送信するようにしている。

10

なお、本実施例においては、電源回路 33 は、正負バイポーラの患者回路電源の機能を有している（実施例 1 及び 2 では正極性（単極性）の患者回路電源のみの機能を有する）。また、この電源回路 33 は、2 次回路電源に介しても正負バイポーラで出力する機能を有している（実施例 1 及び 2 では正極性（単極性）の 2 次回路電源のみの機能を有する）。

【0052】

次に図 6 を参照して本実施例の動作を説明する。

20

上述した実施例 1 の場合と同様に、A 相トリガにて、同期をとり送信パルスを得る構成となっている。図 6 (A) は A 相トリガを示し、タイミング発生回路 29 は、実施例 1 と同様に図 6 (B) に示す 320 MHz 程度のクロックで動作する FPG A からなる。

この FPG A は、メモリ 30 内にストアされているメモリデータを読み込む。

実施例 1 では、1 ビットのデータ内容であったが、本実施例では、例えば 8 ビットのデータ内容となっている。

この FPG A は、一旦、読み込まれたメモリ 30 のメモリデータは、A 相トリガから所定時間経過後のクロックに同期して 8 ビットで出力される。

この FPG A から出力された 8 ビットのメモリデータは、DAC 回路 61 により、図 6 (C) の DAC 出力に示すように、振幅も任意の波形で発生可能となる。

30

【0053】

同時にこの FPG A（タイミング発生回路 29）は、他方の出力として、図 6 (D) に示すようにバイアス回路 64 に出力する（増幅器 62 の）制御信号としてのバイアス回路出力を発生する。

この発生方法としては、例えばメモリ 30 からそのデータを読み込み、タイミング発生回路 29 で発生させる。

上記 DAC 出力とバイアス回路出力が、絶縁回路ドライバ 28、絶縁回路 27a を経由して患者回路 21 における増幅器 62 に印加される。

この増幅器 62 では、通常は、バイアス回路出力（出力レベルがゼロ或いは "L" レベル）が印加されない状態では、ほとんど OFF 状態となっており、増幅動作を行わない。

40

上記バイアス回路 64 より、図 6 (D) に示すバイアス回路出力が与えられると、増幅器 62 にバイアス電流が流れ、増幅器 62 はイネーブル状態となり、増幅動作を行う。

【0054】

上述したように、バイアス回路出力を先行する制御信号として、増幅器 62 に与えた後、図 6 (C) に示す DAC 出力を増幅器 62 に印加する。

増幅器 62 では、DAC 回路 61 を経て入力された信号をおよそ 200 Vpp 程度の振幅に線形増幅する。

上記増幅された送信出力は、送信パルスとして超音波スコープ 2 の超音波振動子 3 に印加され、超音波が励振される。

図 6 (E) の送信パルスが超音波振動子 3 に印加される駆動信号であり、基本波のバル

50

ス波形に対して、その高調波が数 + d B 抑制された、送信波形にできる。

つまり、本実施例によれば、広帯域な超音波振動子 3 を使用する場合においても、送信波形の高調波成分を大幅に低減することが可能となる。

また、被検体から帰ってきた受信信号の高調波成分は、広帯域振動子 3 で効率良く受信してエコー信号とすることが可能であり、T H I の画像を生成する上では非常に感度が向上する。

【 0 0 5 5 】

従って、本実施例によれば、超音波振動子 3 により受信して得たエコー信号に対して、超音波画像生成回路 3 2 内において、基本波による超音波画像を生成する処理を行うことができると共に、さらにエコー信号における基本波の 2 次或いは 3 次の高調波の信号成分を抽出して画像化することにより、サイドローブを抑制し、方位分解能が良好な超音波画像を得ることもできることになる。

また、本実施例においては、バイアス回路 6 4 による増幅器 6 2 の動作の O N、O F F 制御を行うことによって、必要最低限の消費電力で送信回路 2 2 を構成することが可能であり患者回路 2 1 の回路規模を小さくすることが可能となり、これに伴って観測装置 4 の回路規模も小さく、小型化及び低コスト化を実現できる。

また、消費電流を抑えることから、放射ノイズ抑制にも繋がる。

【 0 0 5 6 】

本実施例は、実施例 1 の効果を有すると共に、さらに観測装置 4 に接続される超音波スコープ 2 に内蔵された超音波振動子 3 の特性等に適切に対応したパルス波形（換言すると、任意に近いパルス波形）の送信パルスを生成することができる。

また、本実施例は、送信パルスの波形として高調波を抑制可能としたので、T H I の感度を向上させることが可能となる効果もある。

また、ガウシアン等の窓関数で重み付けを行うことが可能であり、サイドローブの抑制、分解能の向上に寄与することが可能となる。

なお、上述の説明において、超音波スコープ 2 の場合で説明したが、挿入部 6 の先端部 7 に光学的な観察手段を有しないで、超音波振動子 3 のみが設けられた超音波プローブの場合にも適用できる。

【 0 0 5 7 】

なお、上述した各実施例において、例えばコンデンサ 3 6 の他にさらにもう 1 つコンデンサ及びこのコンデンサと直列に接続され、装置筐体 3 4 への接続を O N / O F F するスイッチを設け、例えば送信パルスを発生する期間には装置筐体 3 4 への接続を O F F にし、送信パルスを出力後におけるエコー信号に対する処理を行う期間には O N にするようにしても良い。

つまり、送信パルスを出力後におけるエコー信号に対する処理を行う期間には、コンデンサ 3 6 によるインピーダンスで患者回路 2 1 の G N D を高周波的に導通させると共に、もう 1 つのコンデンサによっても患者回路 2 1 の G N D を高周波的に導通させる。そして、エコー信号に対する信号処理時における超音波画像生成時における外部からのノイズの侵入を低減して、S / N の良い超音波画像を生成できるようにしても良い。

【 0 0 5 8 】

[付記]

1 . 請求項 1 において、前記タイミング信号発生回路は、前記送信信号を生成するために 2 系統で対となるパルスを発生し、前記送信信号発生回路は、前記対となるパルスからバイポーラパルスからなる前記送信信号を生成する。

2 . 請求項 1 において、前記患者回路は、そのグラウンドがコンデンサを介して前記筐体に接続される。

3 . 体腔内に挿入される超音波プローブと、前記超音波プローブに内蔵された超音波振動子にパルス状の送信信号を印加して、超音波による診断用の超音波画像を生成する超音波観測装置とを備えた超音波診断装置において、

上記超音波観測装置の筐体にグラウンドが接続された 2 次回路と、

10

20

30

40

50

上記筐体とグラウンドが直流的にフローティングされた患者回路と、
上記２次回路に設けられ、前記送信信号を生成するタイミング信号を発生するタイミン
グ発生回路と、

上記２次回路と患者回路間で信号を絶縁して伝送する絶縁回路と、

上記患者回路に設けられ、送信信号を発生する送信信号発生回路とを有し、

上記タイミング発生回路で発生したタイミング信号により、上記絶縁回路を介して、上
記送信信号発生回路で送信信号を生成することを特徴とする超音波診断装置。

４．付記３において、前記超音波診断装置に接続される超音波プローブに内蔵された前記
超音波振動子の種別を検知する検知回路を有し、前記タイミング発生回路は、検知された
超音波振動子の種別に対応したタイミング信号を発生する。

10

【産業上の利用可能性】

【００５９】

体腔内に挿入される挿入部の先端に超音波振動子を設けた超音波プローブ又は超音波ス
コープが接続され、超音波振動子を駆動する送信信号を生成する場合、２次回路において
電流消費量が大きく、送信信号の生成に必要な基本波形のパルスが発生し、このパル
スを絶縁回路を介して伝送し、患者回路に設けたパルス発生回路により合成する等して送
信信号を生成する構成にすることにより、ノイズを抑制して各種の超音波振動子に広く適
用できるようにした。

【図面の簡単な説明】

【００６０】

20

【図１】本発明の実施例１を備えた超音波診断装置の全体構成を示す構成図。

【図２】実施例１の動作を示すタイミングチャート図。

【図３】本発明の実施例２を備えた超音波診断装置の全体構成を示す構成図。

【図４】実施例２の動作を示すタイミングチャート図。

【図５】本発明の実施例３を備えた超音波診断装置の全体構成を示す構成図。

【図６】実施例３の動作を示すタイミングチャート図。

【図７】従来例における送信波形が作成される過程を示すタイミングチャート図。

【符号の説明】

【００６１】

- １…超音波診断装置
- ２…超音波内視鏡（超音波スコープ）
- ３…超音波振動子
- ４…観測装置
- ５…モニタ
- ６…挿入部
- ７…先端部
- １１…回転駆動部
- １５…位置検出部
- １６…スコープ検知部
- １９、３１…コントローラ
- ２１…患者回路
- ２２…送信回路
- ２３…プリアンプ
- ２４…パルス発生回路
- ２５…パルスドライバ
- ２７a、２７b、２７c…絶縁回路
- ２８…絶縁回路ドライバ
- ２９…タイミング発生回路
- ３０…メモリ
- ３２…超音波画像生成回路

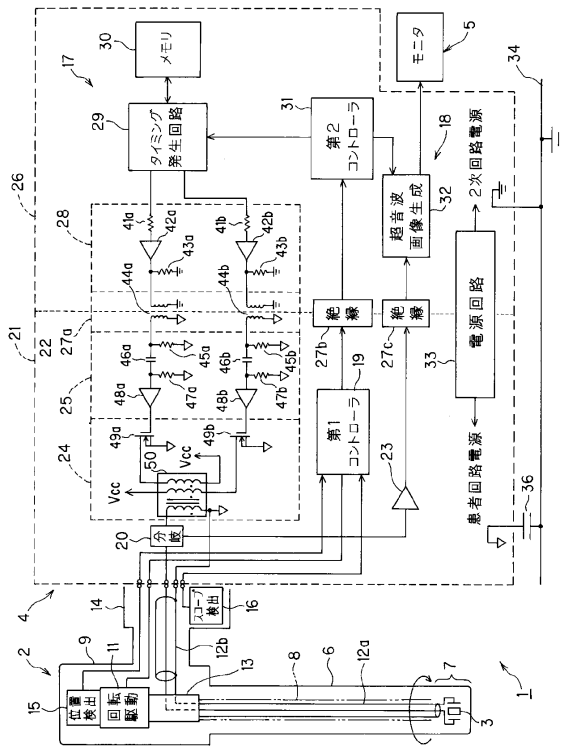
30

40

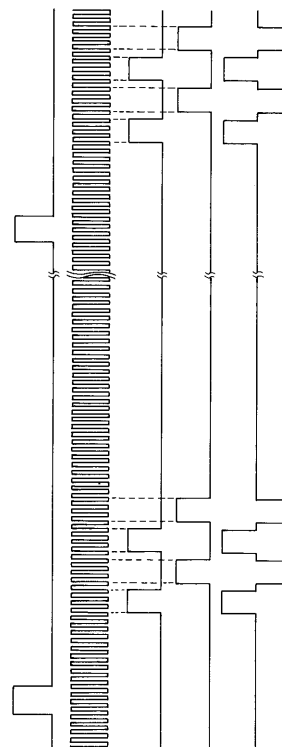
50

- 3 3 ... 電源回路
 - 3 4 ... 装置筐体
 - 3 6 ... コンデンサ
 - 4 2 a、4 2 b、4 8 a、4 8 b ... バッファ
 - 4 9 a、4 9 b ... F E T
 - 5 0 ... トランス
- 代理人 弁理士 伊藤 進

【 図 1 】

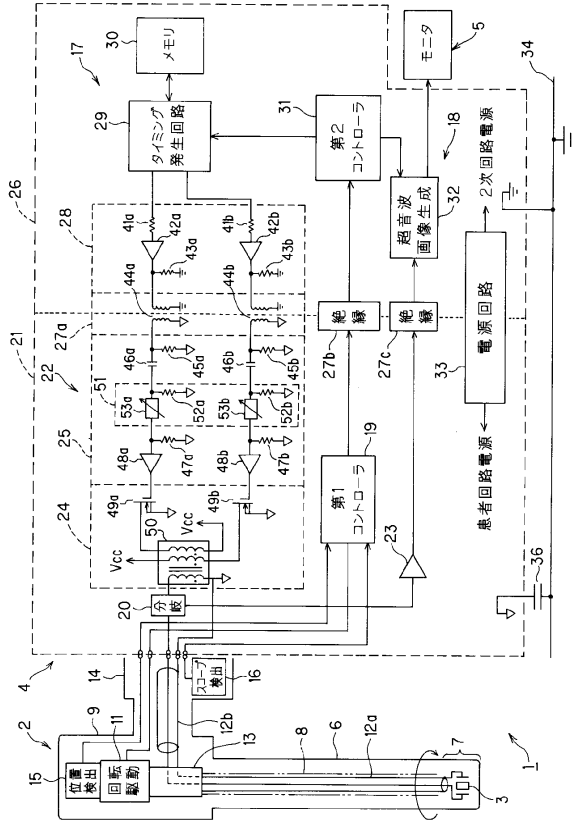


【 図 2 】

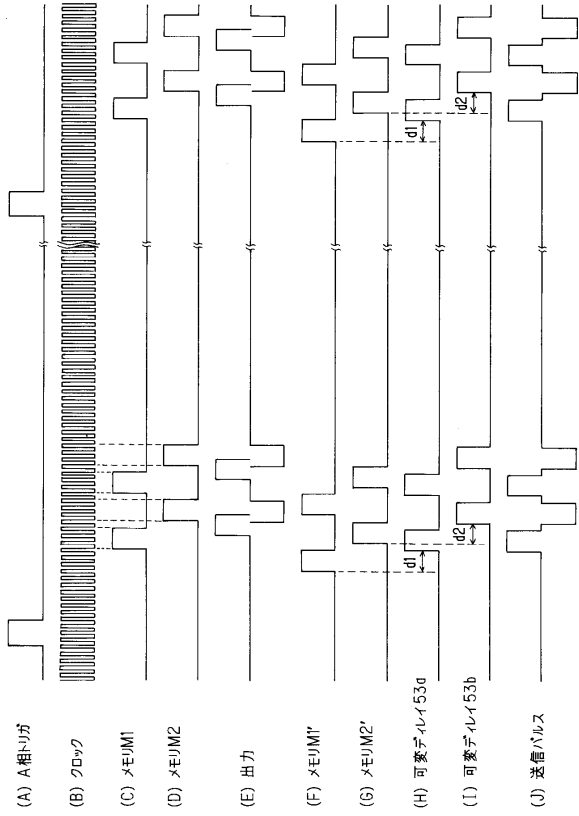


- (A) A 相トリガ
- (B) クロック
- (C) メモリM1
- (D) メモリM2
- (E) 送信パルス

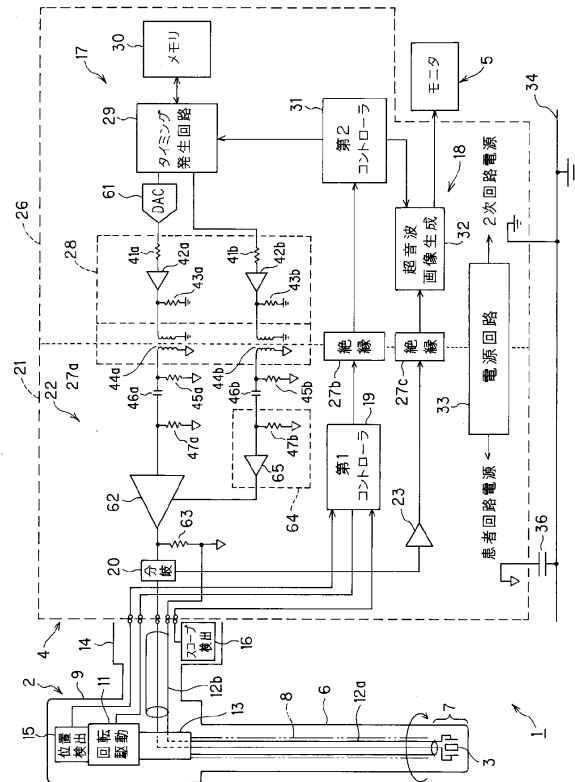
【図3】



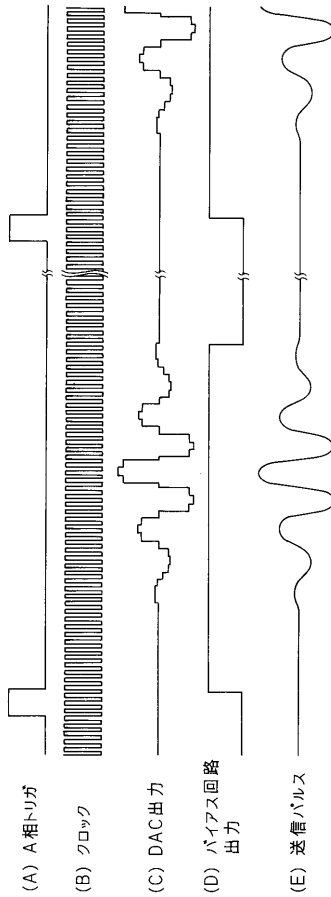
【図4】



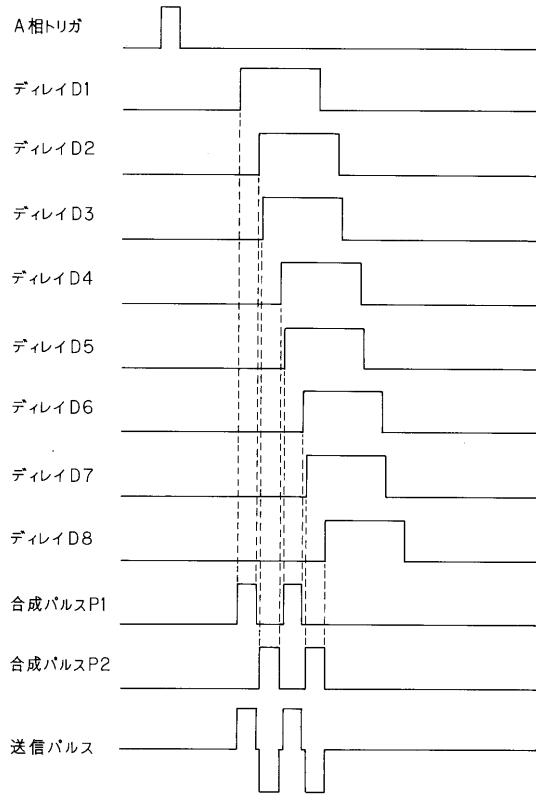
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声波观察装置		
公开(公告)号	JP4642450B2	公开(公告)日	2011-03-02
申请号	JP2004353426	申请日	2004-12-06
[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		
当前申请(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		
CPC分类号	G01S7/52025 A61B8/12 B06B1/0215 G01S15/894		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DE09 4C601/EE02 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/EE18 4C601/EE24 4C601/FE01 4C601/GA04 4C601/GA08 4C601/GB02 4C601/GB20 4C601/GB22 4C601/HH05 4C601/HH08 4C601/HH12 4C601/HH25		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2006158598A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够产生传输信号的超声波观测设备，该传输信号能够通过超声波换能器等的特性相对应的波形来降低噪声和成本。
 ŽSOLUTION：包含超声波换能器3的超声波探测器2连接的观察装置4可拆卸地产生正电极脉冲和负电极脉冲，作为在装置壳体34接地的二次电路26中产生发射脉冲所需的定时信号。通过绝缘电路27a将其传送到与次级电路26绝缘的患者电路21侧，并通过设置在患者电路25中的脉冲驱动器25由脉冲发生电路24产生双极性传输脉冲。减小患者回路21的比例以减少噪音的发生并降低成本。Ž

