

(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2008-220717

(P2008-220717A)

(43) 公開日 平成20年9月25日(2008.9.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2007-64502(P2007-64502)
(22) 出願日 平成19年3月14日(2007.3.14)

(71) 出願人 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(72) 発明者 篠丸 英樹
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
Fターム(参考) 4C601 DE02 DE03 EE04 EE13 EE14
HH01 HH03 HH04 LL05

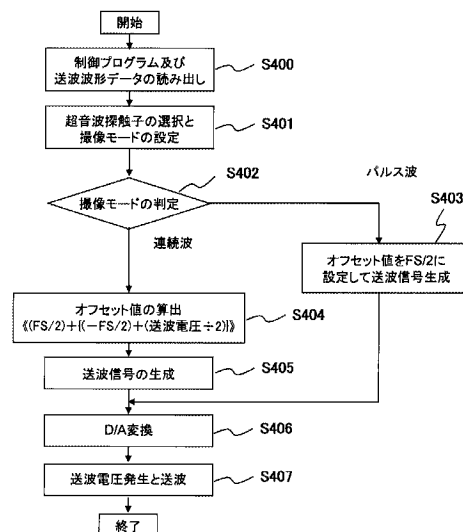
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波を発生させるための送波信号生成部のD/Aコンバータのグリッジノイズを低減してパルス波発生用送波回路と連続波発生用送波回路の共用化を図り、小型、安価で高画質の超音波画像が得られる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 記憶手段からパルス波及び連続波の送波波形データを読み出し(S400)、使用する超音波探触子を選択し、パルス波か連続波かの撮像モードを設定する(S401)。前記設定した撮像モードを判定し(S402)、パルス波の場合は対応する送波波形データをアナログ値に変換するD/Aコンバータの入力オフセット値をFS/2に設定して送波信号を生成する(S403)。ただし、FSはD/Aコンバータのフルスケールである。撮像モードが連続波の場合は、オフセット値を算出して(S404)、このオフセット値と送波波形データとから送波信号を生成する(S405)。前記生成したパルス波又は連続波の送波信号をD/A変換して(S406)、この出力電圧を増幅して送波電圧を発生し、前記振動子に送波する(S407)。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の振動子を備えた探触子と、前記振動子に送信するための送波信号を生成する送波信号生成手段と、該送波信号生成手段からの送波信号を増幅して前記振動子を駆動する電圧を発生する送波電圧発生手段とを備えた超音波診断装置であって、前記送波信号生成手段は、送波電圧波形データを記憶する記憶手段と、この記憶手段から前記送波電圧波形データを読み出す送波電圧波形データ読み出し手段と、前記送波電圧波形データのオフセットデータを算出するオフセットデータ算出手段と、前記送波電圧波形データと前記オフセットデータとから送波データを算出する送波データ算出手段と、この送波データ算出手段で算出した送波データをアナログ値に変換するデジタル/アナログ変換手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記オフセットデータは、前記デジタル/アナログ変換手段の動作レベルを設定するデータであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送波信号生成手段は、パルス波及び連続波の送波信号を生成する手段であって、さらにパルス波又は連続波を選択する撮像モード選択手段を備え、前記記憶手段に前記パルス波及び連続波の送波電圧波形データを記憶し、前記送波信号選択手段で選択したパルス波又は連続波の送波電圧波形データを前記送波電圧波形データ読み出し手段で読み出して前記選択されたパルス波又は連続波の送波電圧波形データのオフセットデータを前記オフセットデータ算出手段で算出し、前記送波電圧波形データと前記オフセットデータとから前記送波データ算出手段で送波データを算出して、この送波データを前記デジタル/アナログ変換手段でアナログ値に変換することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記撮像モード選択手段で選択した撮像モードが連続波の場合であって、前記オフセットデータ算出手段で算出するオフセットデータは、前記デジタル/アナログ変換手段で変換されるアナログ値の最小レベルが該デジタル/アナログ変換手段のフルスケールの最小レベルになるデータであることを特徴とする請求項 1、2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

FS を前記デジタル/アナログ変換手段のフルスケールとし、送波電圧を前記送波電圧発生手段の出力電圧に対応する前記デジタル/アナログ変換手段の入力データとして、前記オフセットデータは、 $(FS/2) + \{(-FS/2) + (送波電圧 \div 2)\}$ であることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記記憶手段に記憶する送波電圧波形データは探触子の種類に対応するデータを含み、さらに前記探触子を選択する探触子選択手段を備えたことを特徴とする請求項 1、2、3、4 又は 5 に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特にパルス波を送波して撮像するパルス波撮像方式と連続波を送波して撮像する連続波撮像方式の2つの撮像方式の送波回路を共用化する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

医療用の超音波診断装置は、超音波探触子から被検体に超音波を照射し、該超音波探触子を介して受信したエコー信号に基づいて前記被検体の断層像を再構成し、この再構成した断層像を表示装置に表示して診断に供するものである。

50

【0003】

前記超音波探触子は、並設された多数の超音波振動子を備えて構成され、これらの各超音波振動子は超音波診断装置内に配置された送波回路から出力される電圧によって駆動されるようになっており、前記送波回路から前記超音波振動子の圧電素子に印加する電圧には、診断目的に応じてパルス波と連続波が用いられる。

【0004】

前記パルス波は、Bモード、Mモード及びパルスドップラーモードに用いられ、一回当りの送波パルスは数波程度で、該送波パルスの振幅は100Vpp程度の高い電圧パルスである。

これに対して、前記連続波は連続波ドップラーモードに用いられ、該連続波の振幅は10Vpp前後の連続した比較的低い電圧である。

10

【0005】

このように、パルス波方式と連続波方式の双方の機能を備えるためには、それらの送波電圧の電気的特性が異なるため、パルス波用と連続波用の2種類の送信回路を設けなければならない。

この場合、パルス波用と連続波用のデジタルの送信信号を超音波診断装置の全体の制御を司るマイクロコンピュータで構成された制御部で生成して、該デジタル信号をアナログ信号に変換(以下、DAコンバータと記す)し、これを増幅して前記パルス波と連続波の送波電圧を得ることが考えられる。

【0006】

しかし、前記DAコンバータには、該コンバータの内部の演算増幅器に流れる電流の大きさに応じて発生する電流性ノイズと、DAコンバータのスイッチングトランジエントによって発生するグリッジノイズとがあり、特に電圧レベルの低い連続波の場合は、前記グリッジノイズが送波電圧に混入して、画質低下の要因となる。

20

【0007】

このため、連続波の場合は、DAコンバータを用いなくて、前記デジタルの連続波送信信号を“0”、“1”のクロック信号に変換し、このクロック信号を入力して、例えばMOSFET(Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)で構成されたスイッチング回路をスイッチング動作させて該スイッチング回路の電源電圧にほぼ近い電圧(スイッチング回路の飽和電圧)を出力する。この出力された電圧は、前記スイッチング回路の飽和電圧をピーク値とする矩形波であるので、該矩形波の2次以降の高調波を低減して探触子の振動子表面の発熱を抑えるためにローパスフィルタにより前記矩形波を正弦波に波形処理して送波電圧とする。

30

なお、探触子の種類、撮像部位に応じた送波電圧とするために、前記スイッチング回路の電源電圧は複数の電圧源が用意され、これらの電圧源を用途に応じて切り替える構成をとっている。

【0008】

このように、連続波の送波回路はスイッチング回路を用いて構成され、前記DAコンバータのグリッジノイズで前記スイッチング回路を動作させないようにして、該グリッジノイズが送波電圧に混入しないようにしている。

【0009】

これに対して、パルス波の場合は、前記制御部で生成されたデジタル信号をDAコンバータで正弦波波形のアナログ電圧に変換し、さらにこの正弦波状のパルス電圧をリニアアンプで増幅して100Vpp程度の送波電圧とする。

40

この場合、送波電圧は前記連続波の送波電圧よりも大きく、また数波のパルス電圧であるので、DAコンバータのグリッジノイズが送波電圧に混入して画質に影響を与えることはない。

【0010】

このように、従来はパルス波用と連続波用の二つの送波回路を用いていたが、これらを共用化して小型、軽量、安価な構成の送波回路が望まれていた。

しかし、上記グリッジノイズの存在により連続波送波回路にDAコンバータが使えないた

50

めに共用化が困難であった。すなわち、DAコンバータのグリッジノイズが共用化の阻害要因となっていたからで、共用化のためには前記グリッジノイズの問題の解消が前提となる。

【0011】

そこで、前記DAコンバータのグリッジノイズを低減する技術として特許文献1に開示されているものがある。

これは、電子線描画装置のXYステージ連続移動における追従偏向器の出力に生じるDAコンバータのグリッジノイズを除去するために、クランプダイオードを該DAコンバータに接続し、該クランプダイオードのリミッタ電圧を該DAコンバータ入力データの上位数ビットをDA変換する別のDAコンバータにより設定するものである。

10

【特許文献1】特開平6-326010号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかし、リミッタ電圧を発生させるためのリミッタ回路は、レジスタ、別のDAコンバータ、サンプルホールドアンプ、ローパスフィルタを含むバッファアンプ及びクランプダイオード等で構成されるために回路が複雑となるばかりではなく、前記レジスタ、別のDAコンバータ、サンプルホールドアンプにもグリッジノイズが発生し、これを抑制する手段がさらに必要となる。

【0013】

20

このように、上記特許文献1の技術を前記連続波送波回路のDAコンバータのグリッジノイズの低減手段に用いると、さらに回路構成が複雑となり、共用化する意味を失うことになる。

【0014】

そこで、本発明は、別的手段によりDAコンバータのグリッジノイズの問題を解消してパルス波発生用送波回路と連続波発生用送波回路との共用化を図り、小型、安価で高画質の超音波画像が得られる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

30

本発明の超音波診断装置は、超音波探触子の振動子に送信するためのデジタルの送波信号をアナログ値に変換するデジタル/アナログ変換手段の動作レベルを可変して該デジタル/アナログ変換手段の電流ノイズ及びグリッジノイズの影響を受けないようにして上記目的を達成するものである。

【0016】

40

すなわち、複数の振動子を備えた探触子と、前記振動子に送信するための送波信号を生成する送波信号生成手段と、該送波信号生成手段からの送波信号を増幅して前記振動子を駆動する電圧を発生する送波電圧発生手段とを備えた超音波診断装置であって、前記送波信号生成手段は、デジタルの送波電圧波形データを記憶する記憶手段と、この記憶手段から前記送波電圧波形データを読み出す送波電圧波形データ読み出し手段と、前記送波電圧波形データのオフセットデータを算出するオフセットデータ算出手段と、前記送波電圧波形データと前記オフセットデータとから送波データを算出する送波データ算出手段と、この送波データ算出手段で算出したデジタルの送波データをアナログ値に変換するデジタル/アナログ変換手段とを備えたもので、前記オフセットデータは、前記デジタル/アナログ変換手段の動作レベルを設定するデータである。

【0017】

前記送波信号生成手段は、パルス波及び連続波の送波信号を生成する手段であって、さらにパルス波又は連続波を選択する撮像モード選択手段を備え、前記記憶手段に前記パルス波及び連続波のデジタルの送波電圧波形データを記憶し、前記送波信号選択手段で選択したパルス波又は連続波の送波電圧波形データを前記送波電圧波形データ読み出し手段で読み出して前記選択されたパルス波又は連続波の送波電圧波形データのオフセットデータ

50

を前記オフセットデータ算出手段で算出し、前記送波電圧波形データと前記オフセットデータとから前記送波データ算出手段で送波データを算出して、このデジタルの送波データを前記デジタル/アナログ変換手段でアナログ値に変換する。

【0018】

前記撮像モード選択手段で選択した撮像モードがパルス波の場合であって、前記オフセットデータ算出手段で算出するオフセットデータは、前記デジタル/アナログ変換手段で変換されるアナログ値の最小レベルが該デジタル/アナログ変換手段のフルスケールの最小レベルになるデータである。

【0019】

前記オフセットデータは、具体的には $(FS/2) + \{(-FS/2) + (送波電圧 \div 2)\}$ である。ただし、FSは前記デジタル/アナログ変換手段のフルスケール、送波電圧は前記送波電圧発生手段の出力電圧に対応する前記デジタル/アナログ変換手段の入力デジタルデータである。

10

【0020】

前記記憶手段に記憶する送波電圧波形データは探触子の種類に対応するデータを含み、さらに前記探触子を選択する探触子選択手段を備えたものである。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、連続波電圧の大きさに応じてデジタル/アナログ変換手段に入力するデジタル値のオフセット値を可変設定するようにしたので、前記デジタル/アナログ変換手段の電流性ノイズ及びグリッジノイズが超音波画像の画質に影響しないレベルまで低減することができる。

20

これによって、送波信号生成手段に同一のデジタル/アナログ変換手段を用いることが可能となり、前記送波信号生成手段及び送波電圧発生手段をパルス波発生用と連続波発生用とを共用化して小型、安価で高画質の超音波画像が得られる超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、添付図面に従って本発明の超音波診断装置の好ましい実施の形態について詳細に説明する。

30

なお、本発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0023】

図1は、パルス波発生部と連続波発生部を共用化した送波電圧発生部を備えた本発明の超音波診断装置の全体構成図である。

この超音波診断装置は、各種の操作信号を入力して操作を行なう操作部1と、装置全体を制御する制御部2と、本発明の要部であるパルス波又は連続波信号を生成する前記制御部2とデジタル/アナログ変換部3(以下、DAコンバータと記す)とで構成された送波信号生成部4及び該送波信号生成部4で生成したパルス波又は連続波信号を増幅して後述の超音波探触子8の振動子を駆動するための電圧を発生する送波電圧発生部5と、該送波電圧発生部5からのパルス波又は連続波電圧を送信する送信部6と、該送信部6から送信されたパルス波又は連続波に基づくエコー信号を受信する受信部7と、前記送信部6と受信部7及び図示省略の超音波振動子とで構成される超音波探触子8と、前記受信部7で受信したエコー信号を処理して超音波画像を生成する信号処理及び画像生成部9と、この信号処理及び画像生成部9で生成した超音波画像や診断結果等を表示する表示部10と、前記超音波画像や診断結果等を記録する記録装置11と、装置の動作電力を供給する電源部12とを備えて構成される。

40

なお、図示は省略したが、前記電源部12は前記制御部2及び送波電圧発生部5以外の構成要素の電源も担っている。

【0024】

50

このような構成による本発明の超音波診断装置の超音波探触子8に送波する電圧は図2に示す構成の回路により発生して送波される。

すなわち、操作者が操作部1で撮像モードを選択(撮像モード選択手段)し、この選択された撮像モードに対応する送波信号を制御部2のマイクロコンピュータとDAコンバータ3(デジタル/アナログ変換手段)とで構成された送波信号発生部4で生成する(送波信号生成手段)。

前記DAコンバータ3でアナログ値に変換された電圧を図示省略のリニアアンプで構成された送波電圧発生部(送波電圧発生手段)5で前記撮像モードに対応したパルス波又は連続波電圧に増幅して、これを前記超音波探触子8の送信部6から図示省略の超音波探触子8の振動子に送信して超音波を発生させる。

10

【0025】

前記DAコンバータ3に入力するデジタルの送波信号は、制御部2のCPU(中央処理装置)2a、RAM(一時記憶メモリ)2b、ROM(読み出し専用メモリ)2c、ハードディスク2d、入出力インターフェース2e、共通バス2fで構成されたマイクロコンピュータを用いてソフトウェアで生成される。

【0026】

前記CPU2aは、後述のフローチャートに基づく前記送波信号を生成するための制御プログラムを実行する。

この制御プログラムは、後述の送波波形データ等の撮像に必要なデータと共に、OSを介してCPU2aによってハードディスク2dからRAM2bへロード(送波電圧波形データ読み出し手段)され、CPU2aによって実行される。

20

【0027】

前記ハードディスク2dは、制御プログラム、送波波形データ等の撮像に必要なデータを格納したり、撮像済みの画像データを記憶する(記憶手段)。

さらに、図示省略のLANインターフェースを介して外部機器が接続されたローカルエリアネットワーク(LAN)に接続して前記画像データを送信する場合もある。

【0028】

なお、前記制御プログラム、送波波形データ等の撮像に必要なデータはROM2cに記憶しておき、このROM2cから前記制御プログラム、送波波形データ等の撮像に必要なデータをRAM2bにロードして前記送波信号を生成するようにしても良い。

30

【0029】

前記入出力インターフェース2eは、操作部1で設定された撮像モード等を入力し、生成された送波波形データをDAコンバータ3に出力するためのインターフェースである。

【0030】

前記内部バス2fは、前記制御部2内において各構成要素を相互に接続するバスである。

【0031】

次に、パルス波又は連続波電圧の発生について説明するが、その前に前記制御部2で生成されたデジタルの送波波形データをアナログ値に変換するDAコンバータ3の電流性ノイズ及びグリッジノイズの低減について説明する。

【0032】

40

まず、前記パルス波又は連続波の中心レベルをDAコンバータ3のフルスケールFSの1/2に設定したとすると、パルス波の送波時は、DAコンバータ3のフルスケールFSで使用した場合、図3(a)に示すように、前記DAコンバータ3の出力電圧が送波電圧発生部5の図示省略のリニアアンプで増幅されて100Vpp程度のパルス電圧が出力される。

これに対して、連続波の送波時は、図3(b)に示すように、最大でも10Vpp程度の連続波で、DAコンバータ3のフルスケールFSまでは必要としない。

【0033】

前記DAコンバータ3の出力は、入力bitが全てLowの場合に出力が最小であり、入力bitが全てHighの場合に出力は最大となるので、該入力信号に比例してDAコンバータ3から出力される電流性ノイズは、データ入力bitのうち、全bitがLowの場合に最小であり、全bitが

50

Highの場合に最大となる。

したがって、FS/2を中心レベルとした図3(a)の場合、+FS/2を送波信号の最大ピーク点(+50V)で電流性ノイズが最大となり、前記中心レベルよりも-FS/2低い最小ピーク点(-50V)で電流性ノイズは最小となる。

また、図3(b)に示すように、DAコンバータ3のフルスケールFSの1/2付近では該DAコンバータ3の入力データが、“1000 00”～“0111 11”を常時往来するため、DAコンバータ3内の電流制御スイッチが全bit動作し、送波信号にグリッジノイズが発生しやすくなる。

【0034】

そこで、連続波発生時はDAコンバータ3のフルスケールFSまで必要としないので、図3(c)に示すように、送波電圧に応じて連続波の最下部がゼロになるようにゼロレベルを制御するようにすれば電流性ノイズとグリッジノイズを最小限に抑えることができる。

すなわち、連続波発生時はDAコンバータ3の出力電圧の最下部がゼロになるように、連続波電圧の大きさに応じてDAコンバータ3に入力するデジタル値のオフセット値を設定すれば良い。

【0035】

図4は、上記考えに基づいてパルス波又は連続波の送波電圧を発生するまでの動作を説明するフローチャートである。

【0036】

(1)制御プログラム及び送波波形データの読み出し(S400) 20

ハードディスク2dに格納してある制御プログラム及び撮像部位、撮像モード、使用する探触子毎の送波波形データをRAM2bにロードする(送波電圧波形データ読み出し手段)。

なお、送波電圧に高調波成分を含まないようにする場合、前記送波波形データは前記送波電圧波形が正弦波となるデータとすれば良い。

【0037】

(2)超音波探触子の選択と撮像モードの設定(S401)

上述したように、上記パルス波と連続波は、撮像部位及び撮像モード(パルス波はBモード、Mモード及びパルスドップラーモードに用いられ、連続波は連続波ドップラーモードに用いられる)、使用する超音波探触子の種類によって異なるので、操作部1で前記撮像モード及びこれに対応して送波するパルス波か連続波かを選択(撮像モード選択手段)し、使用する探触子を選択する(探触子選択手段)。

30

【0038】

(3)撮像モードの判定(S402)

操作部2で設定した撮像モードに対応する送波電圧モード、すなわちパルス波か連続波かを判定する。

【0039】

(4)パルス波の場合(S403)

前記ステップS402での判定の結果、パルス波の場合は前記ステップS401で選択した探触子に対応するRAM2bに記憶してある送波波形データを読み出してパルス波の送波信号を生成する。

40

この場合は、パルス波であるので前記オフセット値は変更しない。

すなわち、オフセットデータはパルス波の送波電圧の中心レベルがDAコンバータ3のフルスケールFSの1/2に対応する値に設定する。

【0040】

(5)連続波の場合(S404、S405)

前記判定の結果、連続波の場合は前記ステップS401で選択した探触子に対応するRAM2bに記憶してある送波波形データを読み出す。

この場合は、連続波であるので連続波電圧がDAコンバータ3の出力電圧の最下部がゼロになるように、(式1)によりオフセット電圧を算出する(オフセットデータ算出手段)。

$$\text{オフセット電圧} = (FS / 2) + \{(-FS / 2) + (\text{送波電圧} \div 2)\} \quad (\text{式1})$$

50

このようにして算出したオフセット電圧に対応するオフセットデータを前記連続波送波波形データから減算して連続波の送波信号を生成する(S405)。

【0041】

(6)DAコンバータ3でアナログ値に変換(S406)

前記ステップS403、S404、S405で生成したパルス波又は連続波に対応する送波波形データにオフセットデータを加算(送波データ算出手段)して送波信号を生成し、これをDAコンバータ3でアナログ値に変換する。

【0042】

(7)送波電圧発生と送波(S407)

前記ステップS406で変換されたアナログ信号を送波電圧発生部5の図示省略のリニアアンプで増幅してパルス波又は連続波電圧を発生し、これを超音波探触子8の送信部6に送信する。

10

【0043】

上記実施形態のように、本発明は、連続波電圧の大きさに応じてDAコンバータ3に入力するオフセット値(デジタル信号)を可変設定するようにしたので、前記DAコンバータ3の電流性ノイズ及びグリッジノイズが超音波画像の画質に影響しないレベルまで低減することができ、これによって送波信号生成部4及び送波電圧発生部5を撮像モード、すなわちパルス波発生用と連続波発生用とを共用化することができる。

【0044】

また、本発明は、一つの電源電圧を備えた送波電圧発生部の図示省略のリニアアンプで探触子の種類、撮像部位に応じた送波電圧を出力することができるので、従来のように複数の電圧源を用意する必要がない。

20

【0045】

このように、本発明は、上記の送波信号生成部4及び送波電圧発生部5の共用化と電源の単一化により、超音波診断装置の小型、軽量化が図られて超音波診断装置の特徴の一つである可搬性の向上に寄与するものとなる。

【0046】

以上、本発明による超音波診断装置について説明したが、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変更できる。

例えば、送波信号生成部及び送波電圧発生部を共用化するものに限定するものではなく、前記送波信号生成部にDAコンバータを用いた超音波診断装置の前記DAコンバータの電流性ノイズ、グリッジノイズを低減して超音波画像の画質を改善する超音波診断装置にも適用できる。

30

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】パルス波発生部と連続波発生部を共用化した本発明の超音波診断装置の全体構成図。

【図2】本発明の超音波診断装置における送波信号生成部及び送波電圧発生部の構成図。

【図3】本発明の超音波診断装置における送波信号生成部のDAコンバータの電流性ノイズ及びグリッジノイズの低減についての説明図。

40

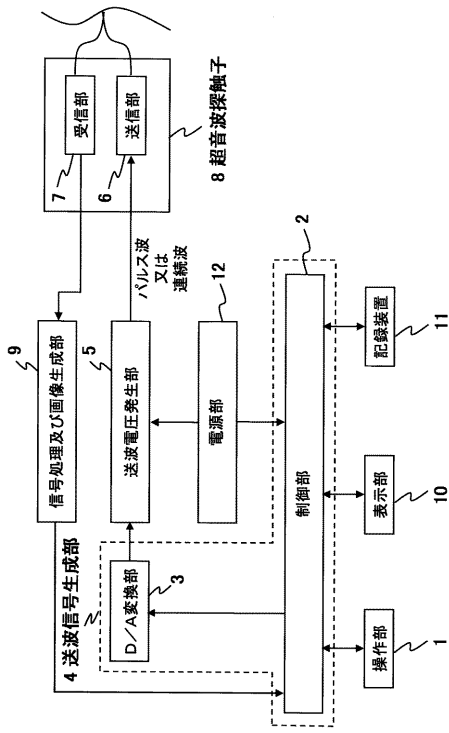
【図4】本発明の超音波診断装置におけるパルス波又は連続波の送波電圧を発生するまでの動作を説明するためのフローチャート。

【符号の説明】

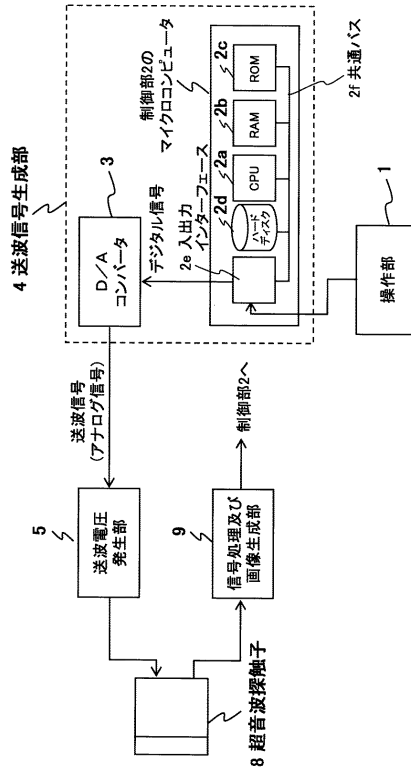
【0048】

1 操作部、2 制御部、2a CPU、2b RAM、2c ROM、2d ハードディスク、2e 入出力インターフェース、2f 共通バス、3 DAコンバータ、4 送波信号生成部、5 送波電圧発生部、6 送信部、7 受信部、8 超音波探触子、9 信号処理及び画像生成部、10 表示部、12 電源部、FS DAコンバータ3のフルスケール

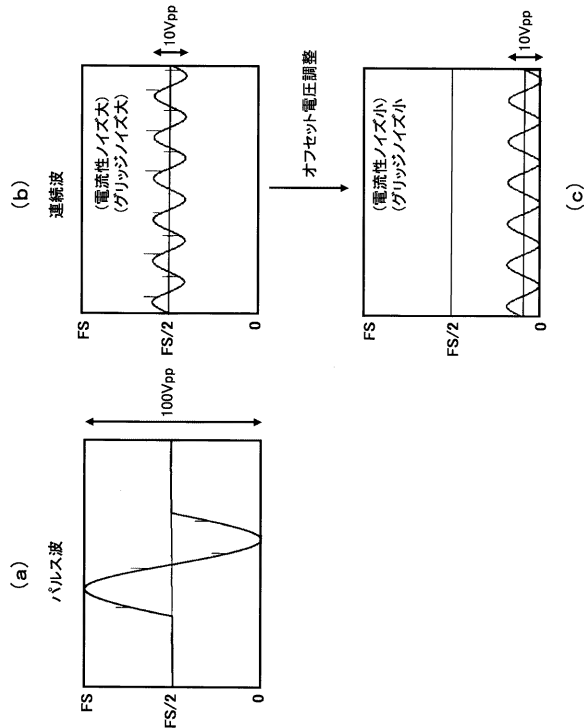
【図 1】



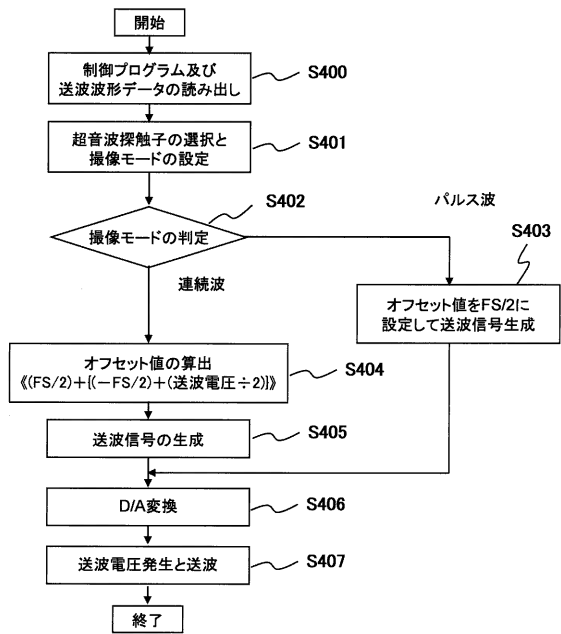
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008220717A	公开(公告)日	2008-09-25
申请号	JP2007064502	申请日	2007-03-14
[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		
[标]发明人	篠丸英樹		
发明人	篠丸 英樹		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/HH01 4C601/HH03 4C601/HH04 4C601/LL05		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了减少用于产生超声波的发送信号产生单元的D/A转换器的毛刺噪声，使得脉冲波产生发送电路和连续波产生发送电路可以被普遍使用，并且尺寸小，本发明提供一种廉价且能够获得高质量的超声波图像的超声波诊断装置。解决方案：从存储装置中读取脉搏波和连续波的透射波形数据（S400），选择要使用的超声探头，并设置脉搏波或连续波成像模式（S401）。）。确定上面设置的成像模式（S402），并在脉搏波的情况下，设置D/A转换器的输入偏移值，该值将相应的传输波形数据转换为模拟值到FS/2，以生成传输信号。是（S403）。但是，FS是满量程的D/A转换器。当成像模式是连续波时，计算偏移值（S404），并且从该偏移值和传输波形数据生成传输信号（S405）。所产生的脉搏波或连续波传输信号被D/A转换（S406），输出电压被放大以产生传输电压，并且被传输到振动器（S407）。[选择图]图4

