

(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2006-101997
(P2006-101997A)

(43) 公開日 平成18年4月20日(2006.4.20)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

2 G O 4 7

G O 1 N 29/24 (2006.01)

G O 1 N 29/24

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2004-290524 (P2004-290524)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成16年10月1日 (2004. 10. 1)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		最終頁に続く	

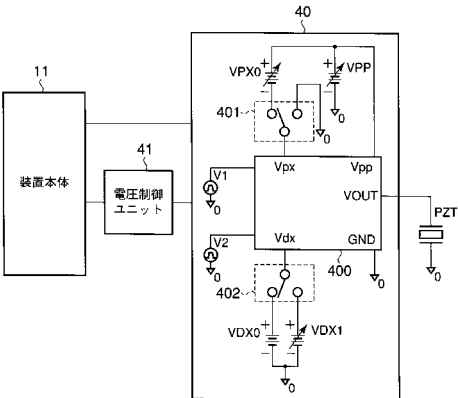
(54) 【発明の名称】 超音波プローブ及び超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 従来に比して超音波送信における消費電力が低く発熱量が少ない超音波プローブ及び超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 送信ユニットを実装する超音波プローブ、及び当該超音波プローブを具備する超音波診断装置において、送信電圧が所定の閾値より下がった場合には、パルサのドライブ回路に供給する電圧源を他の固定電圧源又は他の制御電圧源に切り替えることで、ドライブ電圧を低下させる。これにより、送信電圧の低下に伴い、パルサのスイッチ回路のみならず、ドライブ回路での消費電力、及びこれに伴う発熱を低減させる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

供給されるパルス電流に基づいて超音波を発生する少なくとも一つの超音波振動子と、送信電圧を発生し可変制御される送信電圧源と、
前記送信電圧をスイッチして前記パルス電流を発生し、前記少なくとも一つの超音波振動子に供給するスイッチ回路と、
前記スイッチ回路を駆動するドライブ回路と、
前記送信電圧に応じて、前記ドライブ回路の出力電圧を制御する電圧制御手段と、
具備することを特徴とする超音波プローブ又は超音波診断装置。

【請求項 2】

前記電圧制御手段は、前記送信電圧が所定の閾値以下になった場合に、前記ドライブ回路の出力電圧を制御することを特徴とする超音波プローブ又は超音波診断装置。

【請求項 3】

前記電圧制御手段は、グラウンド電位その他の固定電位となるように前記ドライブ回路の出力電圧を制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波プローブ又は超音波診断装置。

【請求項 4】

前記電圧制御手段は、前記送信電圧その他の可変電圧となるように前記ドライブ回路の出力電圧を制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波プローブ又は超音波診断装置。

【請求項 5】

前記電圧制御手段は、前記ドライブ回路の電源電圧を制御することで、当該ドライブ回路の出力電圧を制御することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波プローブ又は超音波診断装置。

【請求項 6】

前記電圧制御手段は、前記ドライブ回路の電源電圧を、前記送信電圧源と連動して制御されるトラッキング電源を用いて制御することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波プローブ又は超音波診断装置。

【請求項 7】

前記スイッチ回路は、バイポーラトランジスタ又は MOS 型トランジスタであることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波プローブ又は超音波診断装置。

【請求項 8】

前記電圧制御手段は、線形に又は階段状に変化するように前記ドライブ回路の出力電圧を制御することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の超音波プローブ又は超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波プローブ又は超音波診断装置の送信回路の回路構成等に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は超音波パルス反射法により、体表から生体内の軟組織の断層像を無侵襲に得る医療用画像機器である。この超音波診断装置は、他の医療用画像機器に比べ、小型で安価、X 線などの被爆がなく安全性が高い、血流イメージングが可能等の特長を有し、心臓、腹部、泌尿器、および産婦人科などで広く利用されている。

【0003】

この超音波画像診断装置においては、被検体に当接可能な超音波プローブを用いて超音波走査を行う。超音波振動子が一次元アレイ状に配列された超音波プローブが一般的に利用されるが、近年では、一次元アレイのみならず、エレベーション方向に分割された振動

10

20

30

40

50

子を持つことにより同方向の超音波ビーム開口を制御可能な１．５次元アレイや、３次元スキャンするための２次元アレイプローブについても研究が行われている。

【０００４】

図１４は、従来の超音波プローブのユニポーラ型パルサ５１を含む送信系５０を示した図である。同図に示すように、パルサ５１は、送信電圧を超音波振動子に印加するスイッチ回路５２と、このスイッチ回路５２をＯＮ／ＯＦＦさせるドライブ回路５３とを有している。スイッチ回路５２は一般的にＭＯＳＦＥＴやバイポーラトランジスタで構成されており、同図のＭＯＳＦＥＴの例で説明すると、ＭＯＳＦＥＴのゲート・ソース電圧を切り替えることでスイッチがオン／オフすることができる。ドライバ回路５３は、ＭＯＳＦＥＴの前段に設けられ、駆動電圧ＶＰＸ（ＶＤＸ）によって制御される。このドライバ回路５３は、例えばＴＴＬ（Ｔｒａｎｓｉｓｔｅｒ　Ｔｒａｎｓｉｓｔｅｒ　Ｌｏｇｉｃ）レベルのロジック信号を増幅し、あるいはレベル変換を行いＭＯＳＦＥＴに接続されゲート・ソース電圧を切り替える。スイッチ回路５２がこの切り替えによってえられる送信電圧源Ｖｐｐをオン／オフすることで、送信電圧源から出力に電流がパルスの流れ送信パルスとして出力される。

10

【０００５】

なお、このパルサ５１は超音波振動子毎、あるいは複数振動子を分担するように複数回路構成され、各回路に微小な遅延時間を与えてパルス送信することで、超音波を所定の場所に集束させることができる。

【０００６】

20

この様な超音波プローブを用いた超音波送信における消費電力は、送信電圧と送信時間により決定される。この消費電力は、超音波として出力される電力以外は各送信系５０の消費電力であり、これらはプローブ内のパルサ５１の発熱に変わる。より具体的には、スイッチ回路５２でのスイッチングにより、浮遊容量に流れる電流によるロスやＯＮ抵抗によるロスが発生し、これらが発熱に変わる。また、ドライバ回路５３は、スイッチ回路５２を十分にＯＮ／ＯＦＦさせるための電源電圧を使うと共に、ドライバ回路５３においてもスイッチ回路５２と同様、回路内の配線や素子の浮遊容量、ＯＮ抵抗によるロスが発生し、これらが発熱に変わる。

【０００７】

ところで、超音波診断装置では、十分な感度を得るために、発熱や音圧の制約範囲内で大きなパワーで送信したいという要求がある。しかしながら、超音波プローブ内に送信系６０を実装した場合、従来の構成では、プローブを積極的に冷やさない限り、パルサの消費電力によりプローブが発熱し送信エネルギーを十分に上げることができない。

30

【０００８】

また、例えば送信電圧が低い場合には、スイッチ回路５２におけるロスは低くなる一方、別の駆動電圧によって制御されるドライバ回路５３においては、ロスは変化しない。従って、送信電圧を低下させた場合であってもドライバ回路の電力は下がらず、パルス数の多いドップラ等の送信の場合や、連続送信のＳＣＷモードの場合に特に問題になる。

【０００９】

さらに、装置によっては、重い負荷用のパルサ回路５０を必要とする場合がある。係る場合には、スイッチ回路５２のトランジスタが大きくなるため入力容量も大きくなる。従って、これを駆動するドライバ回路５３も大きくする必要があり、これに伴ってロスがさらに大きくなるため、プローブの発熱は、さらに大きな問題となる。

40

【００１０】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献１】ＵＳＰ６，１２６，６０２

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１１】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、従来に比して超音波送信における消費電

50

力が低く発熱量が少ない超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0013】

本発明の視点は、供給されるパルス電流に基づいて超音波を発生する少なくとも一つの超音波振動子と、送信電圧を発生し可変制御される送信電圧源と、前記送信電圧をスイッチして前記パルス電流を発生し、前記少なくとも一つの超音波振動子に供給するスイッチ回路と、前記スイッチ回路を駆動するドライブ回路と、前記送信電圧に応じて、前記ドライブ回路の出力電圧を制御する電圧制御手段と、具備することを特徴とする超音波プローブ又は超音波診断装置である。

10

【発明の効果】

【0014】

以上本発明によれば、従来に比して超音波送信における消費電力が低く発熱量が少ない超音波プローブ及び超音波診断装置を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

20

【0016】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置1は、超音波プローブ12、装置本体11、装置本体11に接続されオペレータからの各種指示・命令・情報を装置本体11にとりこむための外部入力装置13、モニタ14とから構成される。入力装置13には、関心領域(ROI)の設定などを行うためのトラックボール13a、スイッチ・ボタン13b、マウス13c、キーボード13dが設けられる。超音波プローブ12には、送信ユニット40、電圧制御ユニット41が設けられている。また、装置本体11は、超音波受信ユニット21、Bモード処理ユニット22、ドプラ処理ユニット23、画像生成回路24、画像メモリ回路25、記録制御部26、制御プロセッサ(CPU)27、画像記憶部28、内部記憶装置29、インタフェース部30を有している。

30

【0017】

超音波プローブ12は、圧電セラミック等の音響/電気可逆的変換素子としての圧電振動子(例えば、PZT(登録商標)等)を有する。複数の圧電振動子は並列され、プローブ12の先端に装備される。

【0018】

超音波プローブ12に設けられる送信ユニット20は、制御プロセッサ27によって制御される送信電圧に基づいてレートパルスを発生する。各レートパルスには、本超音波プローブ12において、超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が与えられ、プローブ12にチャンネル毎に電圧パルスを印加される。これにより、プローブ12から超音波ビームが被検体に送信される。

40

【0019】

また、超音波プローブ12に設けられる送信ユニット20は、送信電圧が所定の値以下になった場合に、パルスのスイッチング回路を駆動するドライブ回路の制御電圧を低下させる電圧制御ユニットを有している。なお、パルサ、電圧制御ユニットを含む送信ユニット20の構成については、後で詳しく説明する。

【0020】

画像生成用に被検体内に照射された超音波ビームは、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射し、その反射波がプローブ12で受信される。プローブ12からチャンネル

50

ル毎に出力されるエコー信号は、受信ユニット 2 1 に取り込まれ、当該受信ユニット 2 1 内でチャンネル毎に増幅され、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、加算される。この加算により受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される（この指向性は、一般に「走査線」と呼ばれる）。

【 0 0 2 1 】

受信ユニット 2 1 から出力されるエコー信号は、B モード処理ユニット 2 2 と、ドプラ処理ユニット 2 3 に送られる。B モード処理ユニット 2 2 は、図示しないが、対数変換器、包絡線検波回路、アナログディジタルコンバータ（A / D）から構成される。対数変換器は、エコー信号を対数変換する。包絡線検波回路は対数変換器からの出力信号の包絡線を検波する。この検波信号はアナログディジタルコンバータを介してディジタル化され、検波データとして出力される。また、ドプラ処理ユニット 2 3 は、周波数解析によりその解析結果や、フィルタを用いて血流成分を抽出し平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

10

【 0 0 2 2 】

画像生成回路 2 4 は、B モード処理ユニット 2 2 から入力した検波データを用いてフレーム相関処理等を実行し、B モード画像を生成する。また、画像生成回路 2 4 は、ドプラ処理ユニット 2 3 から入力した血流情報を用いて、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像を作成する。

【 0 0 2 3 】

画像メモリ回路 2 5 は、画像生成回路 2 4 から受け取った画像データ（「生データ」とも呼ばれる）に基づいて、モニタ 1 4 に表示するための超音波画像を生成するものであり、スキャンコンバータ、シネメモリ、フレームメモリ、ビデオ変換器等を有する。スキャンコンバータは、画像生成回路 2 4 から入力した超音波スキャンの走査線信号列を、空間情報に基づいた直交座標系のデータに変換する。シネメモリは、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリに記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。フレームメモリは、一フレーム分の超音波画像を記憶するメモリであり、当該フレームメモリ 2 7 に現在記憶されている画像がモニタ 1 4 に表示される。また、例えば、操作入力装置 1 3 のフリーズオンボタンを押すことにより、当該フレームメモリへの上書きが中止される。ビデオ変換部は、フレームメモリから受け取った画像データに対し、さらにビデオフォーマット変換を行う。

20

30

【 0 0 2 4 】

制御プロセッサ 2 7 は、ユーザの入力装置 1 3 またはその他インタフェースから入力されたモード選択、ROI 設定、送信開始・終了に基づき、内部記憶装置 2 9 に記憶された送受信条件と装置制御プログラムとを読み出し、これらに従って、当該超音波診断装置を静的又は動的に制御する。

【 0 0 2 5 】

画像記憶部 2 8 は、制御プロセッサ 2 7 の制御のもと、画像メモリ回路 2 5 から受け取った画像データ（静止画像、動画像）を記録する。

40

【 0 0 2 6 】

内部記憶装置 2 9 は、当該装置の制御プログラム、診断プロトコルや送受信条件等の各種データ群、収集された画像データ等を記憶する。また、内部記憶装置 2 9 は、一連の検査手順を構成する各処理を実現する各種小プログラム（アクティビティ）、及び各種アクティビティによって構成された検査手順（ワークフロー）に従って装置を制御するための制御プログラムを格納する。

【 0 0 2 7 】

モニタ 1 4 は、画像メモリ回路 2 5 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。このモニタ 1 4 上に表示された画像等は、画像メモリ回路 2 5 内のフレームメモリに記憶された対応する画像データを用いて、例えば画像

50

記憶部 28 に記録される。

【0028】

(送信ユニット及び電圧制御ユニット)

次に、超音波プローブ 12 に実装される送信ユニット 40 及び電圧制御ユニット 41 の構成について説明する。図 2 は、送信ユニット 40 及び電圧制御ユニット 41 の構成を示した図である。なお、この送信ユニット 40 及び電圧制御ユニット 41 は、超音波振動子毎、あるいは複数振動子を分担するように複数の回路を配列して構成される。

【0029】

送信ユニット 40 は、ユニポーラ型パルサ 400、スイッチ 401、402 を有している。ユニポーラ型パルサ 400 には、スイッチ回路と、このスイッチ回路を ON/OFF 10 させるドライブ回路（共に図示せず）が内蔵されている。なお、ユニポーラ型パルサ 400 の内部構成は、例えば図 14 に示すパルサ 51 と略同様である。本実施形態では説明を簡略化するため、図 2 において矩形により象徴的に図示してある。

【0030】

ユニポーラ型パルサ 400 に内蔵されるスイッチ回路は、例えば MOSFET を有し、ドライブ回路による ON/OFF 制御に従って送信電流を超音波振動子に印加する。なお、本スイッチ回路が有する MOSFET の VDS - ID 特性のグラフを図 3 に、VG - ID 15 特性のグラフを図 4 に示した。

【0031】

ユニポーラ型パルサ 400 に内蔵されたドライブ回路には、送信電圧 Vpp、ドライブ 20 回路用電圧 Vpx 及び Vdx が供給される。送信電圧 Vpp は可変送信電圧源 VPP から、ドライブ回路用電圧 Vpx はドライブ回路用電圧源 VPX0 又は GND（グランド）から、ドライブ回路用電圧 Vpx はドライブ回路用電圧源 VDX0 又は可変ドライブ回路用電圧源 VDX1 から、それぞれ供給される。

【0032】

スイッチ 401 は、ユニポーラ型パルサ 400 に送信電圧 Vpp を供給する電圧源を選択 25 するため、ドライブ回路用電圧源 VPX0 と GND との間で接続を切り替える。また、スイッチ 402 は、ユニポーラ型パルサ 400 に送信電圧 Vpp を供給する電圧源を選択するため、ドライブ回路用電圧源 VDX0 と可変ドライブ回路用電圧源 VDX1 との間で接続を切り替える。 30

【0033】

電圧制御ユニット 41 は、制御プロセッサ 27 からの指示に従って、パルサ 400 に供給されるドライブ回路用電圧 Vpx 及び Vdx を制御する。すなわち、電圧制御ユニット 41 は、パルサ 400 におけるスイッチ回路のみならずドライブ回路での消費電力を低減 35 させるように、送信電圧 Vpp の値に応じてドライブ回路用電圧 Vpp 及び Vdx を制御する。

【0034】

図 5 は、電圧制御ユニット 41 のドライブ回路用電圧制御の一例を示した図である。同 40 図に示すように、例えば、電圧制御ユニット 41 は、送信電圧 Vpp が所定の閾値以上のとき（同図では、12V 以上のとき）には、スイッチ 401 をドライブ回路用電圧源 VPX0 に接続させ、また、スイッチ 402 をドライブ回路用電圧源 VDX0 に接続させる。なお、ドライブ回路用電圧源 VPX0 はトラッキング電源となっており、 $VPX0 = Vpp - Vdx$ の関係式に従って電圧制御ユニット 41 により制御される。例えば、図 3 の例において、送信電圧 Vpp が 100V である場合には、 $VPX0 = Vpp - Vdx = 100V - 12V = 88V$ となるように制御される。

【0035】

一方、送信電圧 Vpp が所定の閾値以下となった場合（同図では、12V 以下となった 45 場合）には、電圧制御ユニット 41 は、スイッチ 401 を GND に接続させることでドライブ回路用電圧 Vpx を 0V とし、また、スイッチ 402 をトラッキング電源であるドライブ回路用電圧源 VDX1 に接続させることで、ドライブ回路用電圧 Vdx が送信電圧 V 50

p p と等しくなるように制御する。

【0036】

すなわち、送信電圧 V_{pp} が所定の閾値以下になると、電圧制御ユニット 41 は、スイッチ回路を駆動可能なドライブ回路の出力電圧を保証しながら、当該ドライブ回路に供給するドライブ回路用電圧を低下させる。これにより、送信電圧の低下に伴ってパルスドライブ電圧も低下させることができ、パルスのスイッチ回路のみならず、ドライブ回路での消費電力をも低減させることができる。

【0037】

図 6 は、超音波送信時におけるユニポーラ型送信ユニット 40 のタイミングチャートの一例を示している。同図において、スイッチ回路の MOSFET のゲート電圧 V_{gp} 、 V_{gn} (例えば、図 14 の MOSFET - M2 及び MOSFET - M1 のそれぞれのゲート電圧) は、従来の値よりも小さくなっている。従って、特に連続送信を繰り返す場合には、従来よりも小さなゲート電圧 V_{gp} 、 V_{gn} を用いて各送信を実行することができ、消費電力を飛躍的に低減させることができる。

【0038】

なお、送信電圧 V_{pp} が所定の閾値以下となった場合に、スイッチ 402 の接続を切り替える電圧制御ユニット 41 の構成の一例を図 7 に示した。同図に示すように、所定の閾値 V_{ref} と送信電圧源電圧 V_{PP} とを比較するコンパレータ 410 により、 V_{PP} が V_{ref} より下がった時に切り替え信号を出力する。スイッチ 401 における電源の切り替えにおいても、同様の構成を用いることができる。

【0039】

また、図 8 に、 V_{PP} を監視し、これに追従して電圧源電圧 V_{DX1} を制御するトラッキング電源としてのドライブ回路用電圧源 V_{DX1} の構成を示した。同図において、 V_{PP} と V_{DX1} との間にはダイオードが接続されている。係る構成においては、 V_{PP} が V_{DX1} より下がったときにはダイオードがオンし、 V_{DX1} の電圧がほぼ V_{PP} まで下がり、さらに V_{PP} が下がった場合には、これに追従して V_{DX1} も下がる動作をする。

【0040】

上述した例において、ドライブ回路用電圧を低下させるトリガとなる送信電圧 V_{pp} の閾値は、上記内容に限定されることなく、自由に設定することが可能である。また、送信電圧 V_{pp} が所定の閾値以下となった場合において、ドライブ回路用電圧 V_{px} を 0 V (GND 接続) する構成としたが、上記例に限定されることなく、ドライブ回路用電圧の低下を実現する固定電圧であれば、どのような値であってもよい。

【0041】

(他の実施例 1)

次に、本超音波プローブ及び超音波診断装置の他の実施例 1 について説明する。図 9 は、本実施例に係る送信ユニット 40 及び電圧制御ユニット 41 の構成を示した図である。同図において、パルス 400 は、例えば図 10 に示すように正負のバイポーラパルスが送信できる回路構成となっている。

【0042】

また、正負のバイポーラパルス発生のために、負側の送信電圧 V_{dd} には電圧源 V_{DD} が接続され、且つ、ドライブ回路用電圧源 V_{DX0} はトラッキング電源とし、 $V_{DX0} = V_{dd} + V_a$ の関係式に従って、電圧制御ユニット 41 により制御される。ここで、 V_a は、図 2 及び図 14 と同じ MOSFET を使うとすると、例えば 12 V である。従って、例えば、図 9 の例において、送信電圧 V_{dd} が -100 V である場合には、 $V_{DX0} = V_{dd} + V_a = -100 V + 12 V = -88 V$ となるように制御される。

【0043】

本実施例では、 V_{pp} が所定の閾値以下のなった場合には、電圧制御ユニット 41 は、スイッチ 401 及びスイッチ 402 を、共に GND (= 0 V) に切り替える。これにより、パルスのスイッチ回路のみならず、ドライブ回路での消費電力をも低減させることができる。

10

20

30

40

50

【0044】

(他の実施例2)

次に、本超音波プローブ及び超音波診断装置の他の実施例2について説明する。図11は、本実施例に係る送信ユニット40及び電圧制御ユニット41の構成を示した図である。同図において、パルサ400は、例えば図12に示すように、他の実施例1とは異なる構成を有するバイポーラパルスであり、出力スイッチのMOSFETとドライブ回路の間がAC結合となっている。これにより、ドライブ回路の電源は1種類でよく、送信電圧 V_{pp} が所定値以上のときにはたの実施例1の様に V_{dx} はトラッキング電源とする必要は無い。

【0045】

本超音波プローブにおいて、送信電圧 V_{pp} が所定の閾値以下となった場合には、電圧制御ユニット41は、スイッチ401をドライブ回路用電圧源 V_{DX1} 側に切り替える。ドライブ回路用電圧源 V_{DX1} は、 $V_{DX1} = V_{pp}$ となるように制御される。従って、送信電圧の低下に伴ってパルスドライブ電圧も低下させることができ、パルサのスイッチ回路のみならず、ドライブ回路での消費電力をも低減させることができる。

【0046】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0047】

本超音波プローブ及び超音波診断装置によれば、送信電圧に応答させて、パルサのドライブ回路に供給するドライブ電圧も低下させる。そのため、送信電圧の低下に伴い、パルサのスイッチ回路のみならず、ドライブ回路での消費電力、及びこれに伴う発熱を低減させることができる。その結果、超音波送信における消費電力が低く発熱量が少ない超音波プローブ及び超音波診断装置を実現できる。

【0048】

また、連続送信を繰り返す場合には、従来よりも小さなゲート電圧を用いて各送信を実行することができ、消費電力を飛躍的に低減させることができる。なお、送信超音波のエネルギーは、低い送信電圧であっても、波数を多く出力する送信(チャープ等)によって大きくすることが可能である。従って、本超音波プローブ及び超音波診断装置によれば、低い送信電圧によって消費電力を低減しつつ、エネルギーの大きな超音波送信も実現することができる。この効果は、特にCW送信等の送信回数が多大な撮影モードにおいて、実益

【0049】

また、近年普及されつつある1.5次元アレイ、2次元アレイの超音波プローブは、通常の1次元アレイプローブに比してより多くの数のパルサを実装する必要がある。このようなプローブでは、パルサにおける消費電力に伴う発熱が大きな問題となる。本超音波プローブ及び超音波診断装置によれば、発熱自体を抑制することができるので、別途冷却装置を実装させる必要もなく、超音波プローブの小型化に寄与することができる。

【0050】

さらに、本超音波プローブ及び超音波診断装置によれば、送信電圧に応答させて、パルサのドライブ回路に供給するドライブ電圧を積極的に制御するため、モノリシックICで回路を構成する場合であっても、ICのサブストレート電位を別に供給することなく、出力電圧の可変範囲も広げることができる。例えば、ユニポーラパルスでサブストレート電位を0V共通としておくと、ドライブ電圧を可変しなければ12Vが最低電圧となるのに対し、本実施形態の構成によれば、12V以下(6V)に出力電位範囲を拡大することができる。

【0051】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。

【0052】

(1)上記実施形態は、電圧制御ユニットを超音波プローブに実装した場合を例に説明

10

20

30

40

50

した。しかしながら、電圧制御ユニットの実装形態はこれに拘泥されない。例えば、装置本体 11 内に設けられた電圧制御ユニットが、制御プロセッサ 27 の制御に基づいて、送信ユニット 40 に供給される電圧を制御する構成であってもよい。

【0053】

(2) 上記実施形態では、電圧制御ユニットが、それぞれ二種類の電源の間でスイッチ 401、402 を制御することにより、パルサへの供給電圧を制御する場合を例に説明した。しかしながら、切り替える電圧は 2 種類に限定する趣旨ではなく、さらに多くの電源の間で切り替える構成であってもよい。また、ドライブ回路用電圧を図 5 に示した動作を行う制御電源とせず、例えば図 13 のように所定値以下の時、別の固定電圧にステップ状に切り替える構成としてもよい。

10

【0054】

(3) 本発明の技術的思想は、パルサがディスクリット回路、ハイブリット IC、モノリシック IC 等によって構成されている場合であっても適用可能である。このとき、IC の中に切り替え回路、電源回路等を組み込む構成としてもよい。

【0055】

(4) 上記実施形態は、送信ユニットが有するパルサへの供給電圧制御を例に説明を行った。しかしながら、これに限定する趣旨ではなく、他のパルサ（例えば、装置本体が実行するパルサ）等に対して適用する構成であってもよい。係る構成の場合、バッテリー動作をする携帯型の超音波診断装置に対しては特に有効に働く。

【0056】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

20

【産業上の利用可能性】

【0057】

以上本発明によれば、従来に比して超音波送信における消費電力が低く発熱量が少ない超音波プローブ及び超音波診断装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図 1】図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 10 のブロック構成を示した図である。

30

【図 2】図 2 は、超音波プローブ 12 に実装される送信ユニット 40 及び電圧制御ユニット 41 の構成を示した図である。

【図 3】図 3 は、パルサ 400 のスイッチ回路が有する MOSFET の $V_{DS} - I_D$ 特性を示したグラフである。

【図 4】図 4 は、パルサ 400 のスイッチ回路が有する MOSFET の $V_G - I_D$ 特性を示したグラフである。

【図 5】図 5 は、電圧制御ユニット 41 のドライブ回路用電圧制御の一例を示した図である。

【図 6】図 6 は、超音波送信時におけるユニポーラ型送信ユニット 40 のタイミングチャートの一例を示している。

40

【図 7】図 7 は、送信電圧 V_{pp} が所定の閾値以下となった場合に、スイッチ 402 の接続を切り替える電圧制御ユニット 41 の構成の一例を示した図である。

【図 8】図 8 は、トラッキング電源としてのドライブ回路用電圧源 V_{DX1} の一例を示した図である。

【図 9】図 9 は、他の実施例 1 に係る送信ユニット 40 及び電圧制御ユニット 41 の構成を示した図である。

【図 10】図 10 は、他の実施例 1 に係るパルサ 400 の回路構成を示した図である。

【図 11】図 11 は、他の実施例 2 に係る送信ユニット 40 及び電圧制御ユニット 41 の構成を示した図である。

50

【図 1 2】図 1 2 は、他の実施例 2 に係るパルサ 4 0 0 の回路構成を示した図である。

【図 1 3】図 1 3 は、ドライブ回路用電圧の切り替え制御の他の例を示した図である。

【図 1 4】図 1 4 は、従来の超音波プローブのユニポーラ型パルサ 5 1 を含む送信系 5 0 を示した図である。

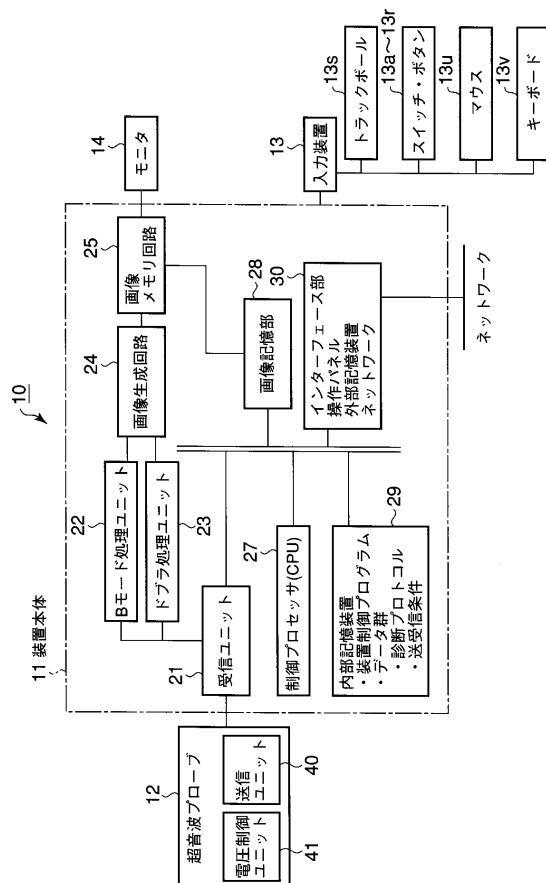
【符号の説明】

【 0 0 5 9 】

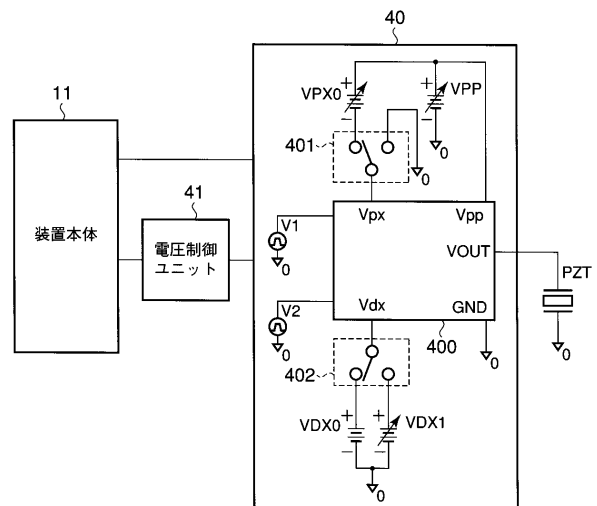
1 0 ... 超音波診断装置、 1 2 ... 超音波プローブ、 1 3 ... 入力装置、 1 4 ... モニタ、 2 1 ... 受信ユニット、 2 2 ... Bモード処理ユニット、 2 3 ... ドプラ処理ユニット、 2 4 ... データ解析部、 2 5 ... 画像生成回路、 2 6 ... 画像メモリ、 2 7 ... 制御プロセッサ、 2 8 ... 記憶部、 3 0 ... インタフェース部、 4 0 ... 送信ユニット、 4 1 ... 電圧制御ユニット

10

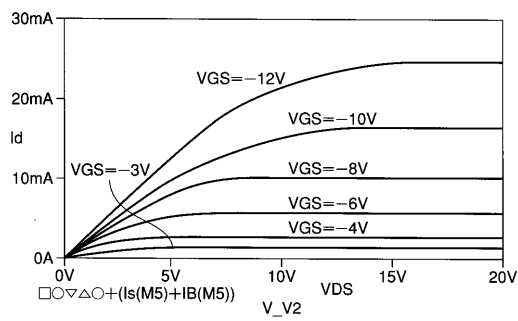
【 図 1 】



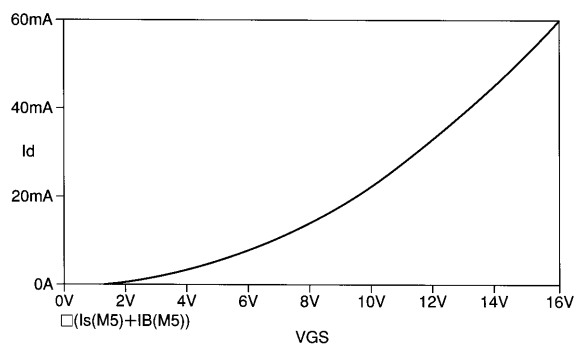
【 図 2 】



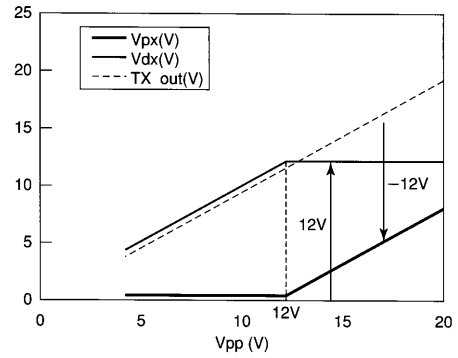
【図 3】



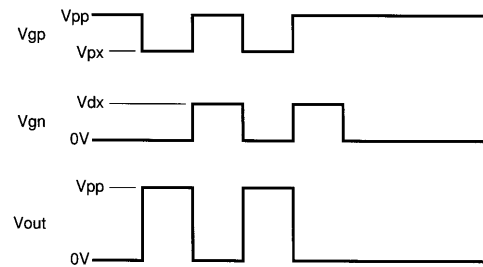
【図 4】



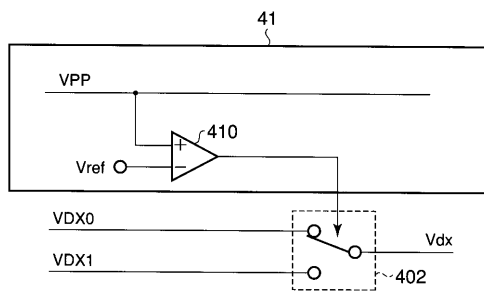
【図 5】



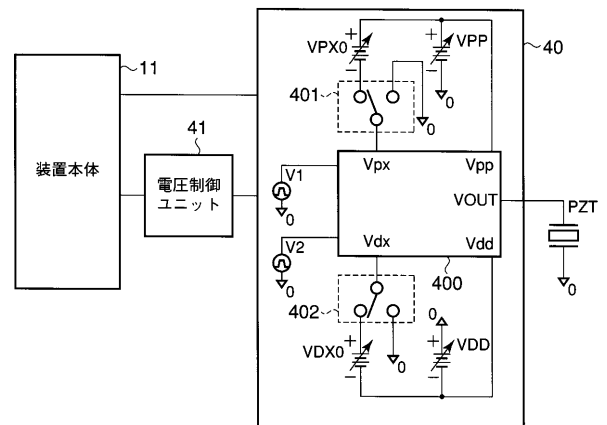
【図 6】



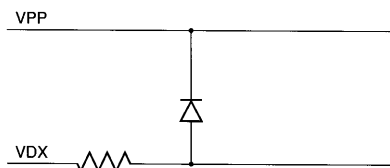
【図 7】



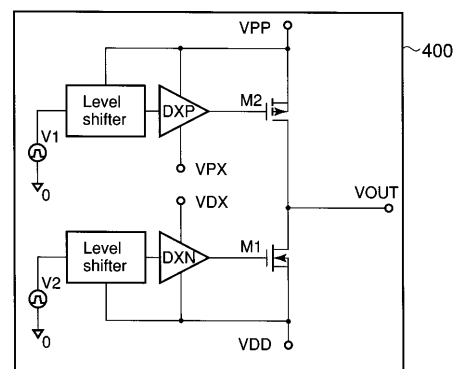
【図 9】



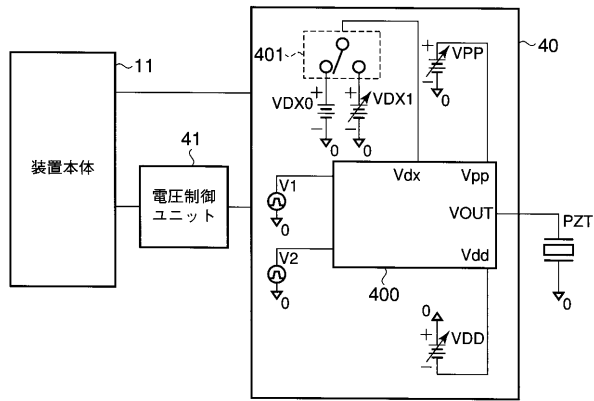
【図 8】



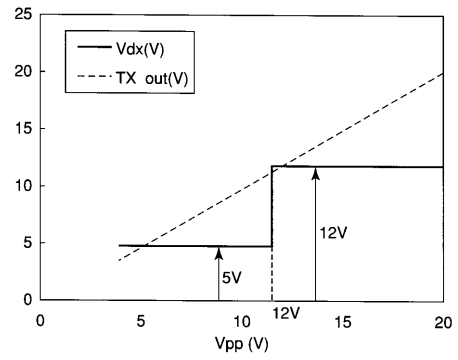
【図 10】



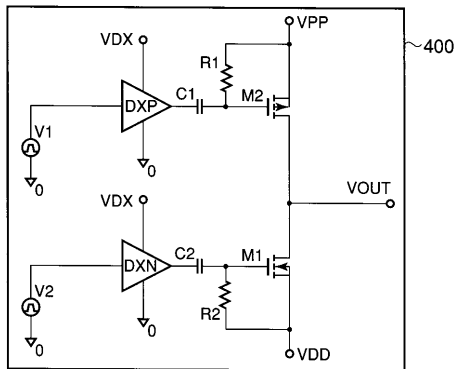
【図 1 1】



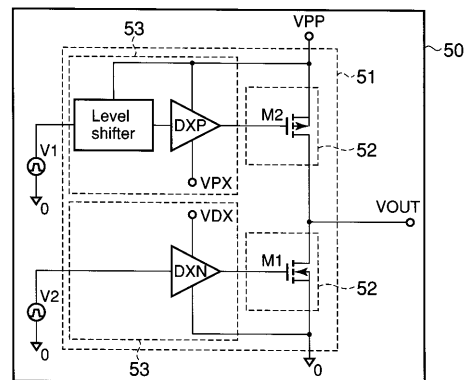
【図 1 3】



【図 1 2】



【図 1 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 岩間 伸行

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 2G047 AA12 AC13 CA01 EA17 GB02

4C601 EE10 EE15 HH01 LL40

专利名称(译)	超声波探头和超声波诊断仪		
公开(公告)号	JP2006101997A	公开(公告)日	2006-04-20
申请号	JP2004290524	申请日	2004-10-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	岩間伸行		
发明人	岩間 伸行		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/24		
F-TERM分类号	2G047/AA12 2G047/AC13 2G047/CA01 2G047/EA17 2G047/GB02 4C601/EE10 4C601/EE15 4C601/HH01 4C601/LL40		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP4643214B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波探头和超声波诊断设备，该超声波探头和超声波诊断设备在超声波传输中消耗的功率更少，并且产生的热量少于过去。在具有传输单元的超声探头和具有超声探头的超声诊断设备中，当传输电压降至预定阈值以下时，使用要提供给脉冲发生器的驱动电路的电压源。通过切换到另一个固定电压源或另一个控制电压源来降低驱动电压。结果，随着传输电压的降低，驱动电路以及脉冲发生器的开关电路的功耗以及随之产生的热量减少。[选择图]图2

