

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2010/114086

発行日 平成24年10月11日 (2012.10.11)

(43) 国際公開日 平成22年10月7日(2010.10.7)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審查請求 未請求 予備審查請求 未請求 (全 14 頁)

出願番号	特願2011-507284 (P2011-507284)	(71) 出願人	000153498
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/055997		株式会社日立メディコ
(22) 国際出願日	平成22年4月1日 (2010.4.1)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(31) 優先権主張番号	特願2009-90099 (P2009-90099)	(72) 発明者	畑山 奏子
(32) 優先日	平成21年4月2日 (2009.4.2)		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)	(72) 発明者	株式会社日立メディコ内
			麻殖生 健二
			東京都杉並区宮前2-17-18
		Fターム(参考)	4C601 EE13 EE15 GB04 GB06 HH01 HH04 HH05

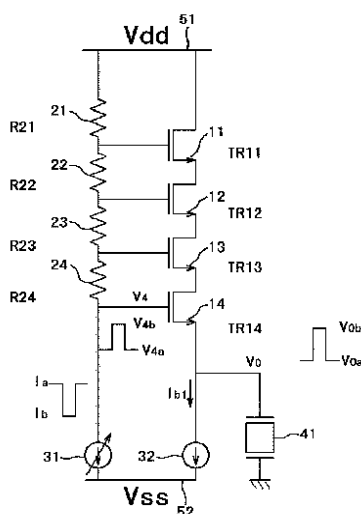
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び送波信号発生回路

(57) 【要約】

IC化に優れた送波信号発生回路を備えた超音波診断装置を提供することにより、製造プロセス簡単且つ低コスト且つ消費電力の軽減を可能とするために、超音波探触子41に印加する出力電圧 V_0 を発生するための送波信号発生回路が、カスコード接続されたソースフォロア型のNMOSFET11～14と可変電流源31、バイアス用定電流源32で構成される。可変電流源31の出力電流値を制御することによりゲート電圧 V_4 を制御することにより、探触子41に任意の振幅の出力電圧 V_0 を発生することができる。また、NMOSFET11～14を多段に接続することで、各NMOSFETにかかる電圧は分圧でき、NMOSFETの耐圧は小さくて良い。

[2]



【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に超音波を送受信する探触子と、前記探触子に印加する電圧を供給する送信回路部と、前記探触子からの受信信号を増幅する受信回路部と、前記受信回路部からの超音波画像データに基づいて超音波画像を構成する超音波画像構成部と、前記超音波画像を表示する表示部とを備えた超音波診断装置であって、

前記送信回路部は電界効果トランジスタ(FET)のソースフォロア回路が用いられ、前記ソースフォロア回路は前記FETのゲート電圧を制御することで任意の電圧を前記探触子に供給することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記送信回路部は、複数の前記ソースフォロア回路と、複数接続された前記ソースフォロア回路毎の前記ゲート電圧を制御するための制御部と、前記FET各々のドレインに、ダイオードを介して電源電圧より低い電圧を印加する電源部を備える請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記送信回路部は、複数の前記ソースフォロア回路と、複数接続された前記ソースフォロア回路毎の前記FETのゲートを共通接続し、共通接続された前記ゲートの電圧を制御する制御部と、前記FET各々のドレインに、ダイオードを介して電源電圧より低い電圧を印加する電源部を備える請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記ソースフォロア回路にバイアス電流を流すための電流源を、前記ソースフォロア回路と同じ型のFETを使って構成する請求項1乃至3のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記ソースフォロア回路のバイアス用定電流源を複数個設置し、前記バイアス用定電流源の一つを所定の電圧電源に、他の前記バイアス用定電流源にはそれより高く、かつ異なるレベルの電圧電源にダイオードを介して接続する請求項1乃至3のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

被検体に超音波を送受信し、受信した超音波画像データに基づき超音波画像を構成する超音波診断装置の探触子に印加する超音波信号を発生する送波信号発生回路であって、FETのソースフォロア回路が用いられ、前記ソースフォロア回路は前記FETのゲート電圧を制御することで任意の電圧を前記探触子に供給することを特徴とする送波信号発生回路。

【請求項7】

被検体に超音波を送受信し、受信した超音波画像データに基づき超音波画像を構成する超音波診断装置の探触子に印加する超音波信号を発生する送波信号発生回路であって、バイポーラトランジスタのエミッタフォロア回路が用いられ、前記バイポーラトランジスタのベース電圧を制御することで任意の電圧を前記探触子に供給することを特徴とする送波信号発生回路。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体に超音波を送信して得られる受信信号により生体の断層像等を映像化する超音波診断装置、特に超音波探触子に印加する任意の送信波形を発生させる送信技術に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置の超音波探触子の駆動には、約100Vpp、数MHz～20MHz程度の正弦波や矩形波が使われる。そのため、超音波送受信部のうち超音波を送信する送信回路から、このような高電圧送波パルスが発生する簡便な方法として、正負の直流高電圧電源Vp、

10

20

30

40

50

Vnの各々に電子スイッチを設け、交互に切り替える方法が知られている(特許文献1参照)。このような電子スイッチによる高速スイッチングのため、通常、P型MOSトランジスタ(以下PMOS)とN型MOSトランジスタ(以下NMOS)が使われていた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開平9-234202号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

10

しかしながら、上記従来技術には、次のような問題点があった。

(1)出力パルス電圧がVpとVnの2値しかとれないため、任意のレベルが要求される超音波診断装置に対応できない。

(2)PMOSとNMOSの両方が必要であり、IC化する場合に製造プロセスが複雑になり、経済的ではない。

(3)PMOS、NMOSとも高耐圧が必要だが、高耐圧MOSは半導体チップサイズが大きく、多数スイッチを1チップに実装するのに不向きである。

【0005】

本発明の目的は、上述した課題を解決し、IC化に優れた送波信号発生用の送信回路を備えた超音波診断装置、送波信号発生回路を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記の目的を達成するため、本発明においては、被検体に超音波を送受信する探触子と、この探触子に印加する電圧を供給する送信回路部と、探触子からの受信信号を増幅する受信回路部と、この受信回路部からの超音波画像データに基づいて超音波画像を構成する超音波画像構成部と、この超音波画像を表示する表示部とを備えた超音波診断装置として、送信回路部は電界効果トランジスタ(以下、FET)のソースフォロア回路が用いられ、ソースフォロア回路はFETのゲート電圧を制御することで任意の電圧を前記探触子に供給する構成を提供する。

【0007】

30

また、本発明において、送信回路部は、複数接続されたソースフォロア回路と、複数接続されたソースフォロア回路毎のゲート電圧を制御するための制御部と、FET各々のドレインに、ダイオードを介して電源電圧より低い電圧を印加する電源部を備える構成とする。

【0008】

また、本発明において、送信回路部は、複数接続されたソースフォロア回路と、複数接続されたソースフォロア回路毎のFETのゲートを共通接続し、共通接続されたゲートの電圧を制御する制御部と、FET各々のドレインに、ダイオードを介して電源電圧より低い電圧を印加する電源部を備える構成とすることもできる。

【0009】

40

更に、本発明においては、ソースフォロア回路のソースにバイアス電流を流すための電流源を、ソースフォロア回路と同じ型のFETを使って構成する。

【0010】

また、更に、ソースフォロア回路の上記バイアス用定電流源を複数個設置し、バイアス用定電流源の一つを所定の電圧電源に、他のバイアス用定電流源にはそれより高く、かつ異なるレベルの電圧電源にダイオードを介して接続する構成とする。

【0011】

更にまた、上記の目的を達成するため、本発明においては、被検体に超音波を送受信し、受信した超音波画像データに基づき超音波画像を構成する超音波診断装置の探触子に印加する超音波信号を発生する送波信号発生回路として、FETのソースフォロア回路を用い

50

、このソースフォロア回路はFETのゲート電圧を制御することで任意の電圧を前記探触子に供給する構成を提供する。

【0012】

同様に、上記の目的を達成するため、本発明においては、被検体に超音波を送受信し、受信した超音波画像データに基づき超音波画像を構成する超音波診断装置の探触子に印加する超音波信号を発生する送波信号発生回路として、バイポーラトランジスタのエミッタフォロア回路を用い、バイポーラトランジスタのベース電圧を制御することで任意の電圧を探触子に供給する構成とすることもできる。

【発明の効果】

【0013】

10

以上、本発明の送波信号発生回路を用いた超音波診断装置によれば次の効果がある。

(1)トランジスタのソースフォロア回路を用いた構成のため、そのゲート電圧を制御することにより任意の出力波形を発生できる。

【0014】

(2)1種類のトランジスタのみで構成されるため、IC化するための製造プロセスが簡単かつ低コスト化が可能である。特に、NMOSFETを用いた場合、動作スピード、製造プロセス上その効果が大きい。

【0015】

(3)多段構成(いわゆるカスコード接続)とすることで、各チャネルに対応したトランジスタを低耐圧トランジスタで置き換えられるため、トランジスタの小型化(省スペース化)、低コスト化が可能である。

20

【0016】

(4)出力電圧に応じて多段構成のトランジスタの供給電源を自動的に切り替えることができるため、消費電力の軽減が可能であり、熱やノイズの軽減になる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明が適用される超音波診断装置全体の一構成例を示すブロック図

【図2】第1の実施例に係わる、探触子への送波信号を発生する送信回路を示す図

【図3A】第2の実施例に係わる、探触子への送波信号を発生する送信回路を示す図

【図3B】第2の実施例に係わる、送信回路の動作波形の一例を示す図

30

【図4】第3の実施例に係わる、探触子への送波信号を発生する送信回路を示す図

【図5A】第4の実施例に係わる、送信回路のバイアス用定電流源回路を示す図

【図5B】第4の実施例に係わる、送信回路のバイアス用定電流源回路の動作波形の一例を示す図

【図6A】第5の実施例に係わる、送信回路のバイアス用定電流源回路を示す図

【図6B】第5の実施例に係わる、送信回路のバイアス用定電流源回路の動作波形の一例を示す図

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の実施例を図面に従い詳細に説明するが、まず、本発明が適用される超音波診断装置の基本構成を説明する。

40

【0019】

図1は超音波診断装置の基本構成を示すブロック図である。超音波診断装置1は、被検体2内に超音波を送受信し得られた反射エコー信号を用いて診断部位について2次元超音波画像或いは3次元超音波画像を形成して表示するもので、被検体2に超音波信号を照射し受信する複数の振動子素子を備えた超音波探触子3と、超音波信号を送受信する超音波送受信部4と、受信信号に基づいて2次元超音波画像(Bモード画像)或いは3次元超音波画像を構成する超音波画像構成部5と、超音波画像構成部5において構成された超音波画像を表示する表示部6と、各要素を制御する制御部7と、制御部7に指示を与えるコントロールパネル8を有している。このような超音波探触子3では多数の送波アンプが必要となる。

50

【0020】

本発明は、超音波送受信部4のうち超音波を送信する送信回路、特にIC化に適した送波信号発生回路を提供するものである。なお、送信回路を送波信号発生回路、あるいは送信回路部と呼ぶ場合がある点、留意されたい。

【実施例1】

【0021】

まず、第1の実施例の送波信号発生回路を図2に基づき説明する。

図2は1チャンネル分の送波信号発生回路を示した図である。同図において11~14は多段(いわゆるカスコード接続)に接続したソースフォロア型のNMOSFET(TR11~TR14)、21~24は抵抗値R21~R24の抵抗、31は可変電流源、32はバイアス用定電流源、41は1ch分の探触子である。また51及び52は直流電源Vdd、Vssであり、例えば+100V及び-100Vである。

10

【0022】

いま、可変電流源31により、電流値がIaからIbに変化するパルス電流Isを発生させると、NMOSFET14のゲート電圧V4は $V4a = Vdd - (R21 + R22 + R23 + R24)Ia$ から $V4b = Vdd - (R21 + R22 + R23 + R24)Ib$ に変化するため、NMOSFET14のソース電圧Voには $Vo = V4 - Vgs4$ の電圧が現れる。ここでVgs4はNMOSFET14のゲート・ソース間の電圧である。通常Ib1=一定の場合、Vgs4はほぼ一定であり、かつ小さいので近似的にVo = V4である。このように可変電流源31の出力電流を制御することにより、探触子41に任意の振幅の電圧を発生できる。また、NMOSFETを多段に接続することで、各NMOSFETにかかる電圧(ソース・ドレイン間電圧)は分圧されるため、NMOSFET11~14の耐圧は小さくて良い。例えば、R21~R24が等しく、Vdd=100V、Vss=-100VでVo=-60Vの場合、各NMOSFETにかかる電圧は約40Vである。

20

【0023】

このように本実施例の送波信号発生回路では任意の振幅の波形を発生でき、またカスコード接続により低耐圧のNMOSFETを使用し、かつNMOSFETだけで構成できるため、小サイズであり、IC化プロセスが容易なため低コストの送波信号発生回路を提供することができる。

【実施例2】

【0024】

次に第2の実施例について図3Aを用いて説明する。第1の実施例と異なる点は、探触子41に出力する送波パルスの電圧によってNMOSFET11~14への供給電源を切り替える点である。該電圧に応じて供給電源が自動的に切り替わるため、省電力化となる。

30

【0025】

以下、本実施例の送波信号発生回路の構成と動作を詳細に説明する。

図3Aにおいて、53~55は新規に設置した電源V1~V3であり、 $Vdd > V1 > V2 > V3$ の関係を持つ定電圧を供給する。ダイオード61~63と可変電流源33~36の制御により、所望する出力電圧に応じて使う電源が自動的に選択される。例えば、V3より低いレベルの出力では、電流源36を制御して所定の出力電圧Vo($Vdd - R24a \cdot I4$)になるようにする。このとき、NMOSFET11~13での電力消費をなくすため、NMOSFET11~13がオフするように、NMOSFET11~13を制御する。例えば、NMOSFET13をオフするには、NMOSFET13のゲート電圧がV3より数V低くなるようにI3を制御すれば良い。NMOSFET11、NMOSFET12も同様である。電流源33~36の制御は制御部7によって行われる。

40

【0026】

よりわかり易くするために具体的な数値で説明する。例えば、Vdd=100V、Vss=-100V、抵抗21a~24a=10kΩ、V1=70V、V2=40V、V3=10Vとし、ダイオード61~63の順方向電圧を便宜上0V、NMOSFET11~14がオンしているときのゲート・ソース間電圧も0Vとする。この状態で図3Bに示す出力電圧Vo波形を生成する場合を考える。

【0027】

(1) 図3Bのt=0~t1間はVo=0Vのため、V3(=10V)から電流を供給するのが良い。このため、I4=1mAとする。一方I1~I3には3mA以上の電流を流すことでFET13のゲート電圧を10V以下にし、FET13をカットオフ状態にできる。

50

【0028】

(2) $t=t_1 \sim t_2$ 間は $V_o=5V$ のため上記の(1)同様、 V_3 から電流を供給するのが良い。 $V_o=5V$ を得るために、 $I_4=0.5mA$ を流す。一方 $I_1 \sim I_3$ は上記同様、FET13をカットオフ状態に保持するため $3mA$ 以上の電流を流す。

【0029】

(3) $t=t_3 \sim t_4$ 間では、 $V_o=30V$ のため $V_2(=40V)$ から電流を供給する。このため、 $I_4=0$ にして、FET14をダイオード接続状態にし、 $I_3=1mA$ にする。一方、FET12をカットオフにするために、 $I_1 \sim I_2$ には $3mA$ 以上の電流を流す。

【0030】

(4) 最後に $t_5 \sim t_6$ では、 $V=90V$ のため、 $V_{dd}(=100V)$ から電流を供給する。このため、 $I_1=1mA$ とする。一方FET11~14はダイオード接続状態にするため、 $I_2 \sim I_4=0mA$ にする。

【0031】

このように、出力電圧に応じて、可変電流源33~36の電流を制御することで負荷への供給電源を制御でき、電力消費を抑制できる。この省電力効果は二次元探触子のように、探触子数が非常に多い場合(数1000chにもなる)に効果的である。送信信号の電圧、波形、周波数等は、画像化する部位、深さ、使用する探触子に依存し、可変電流源の電流を制御部からの信号などにより制御することによって実現できる。

【実施例3】

【0032】

さらに第3の実施例を図4に基づき説明する。

第2の実施例と同様に可変電流源37の電流によって供給電源を自動的に切り替えることができる。可変電流源37の制御は制御部からの制御信号によって行う。

【0033】

以下本実施例の送波信号発生回路の動作を詳細に説明する。

同図において、NMOSFET11~14のゲートはショートされ、制御回路として機能するNMOSFET15によって駆動される。したがってNMOSFET15とNMOSFET11~14はいわゆるダーリントン接続を構成しているため、可変電流源37と抵抗25による駆動は低電力で達成できる。なお、可変電流源37は、例えば、図1の制御部7からの制御信号等によって制御される。また本回路でも実施例2と同様、NMOSFET15の出力電圧に応じて適切な電圧電源が自動的に選択される。

【0034】

例えば、 I_5 を抵抗25に流した時の電圧 V_5 が $V_2 < V_5 < V_1$ のとき、NMOSFET11のゲート電圧 V_5 は V_1 より低くなるので、NMOSFET11はオフされる。一方、NMOSFET12のゲート電圧 V_5 は、 V_2 より高いため、NMOSFET12はオンで、ダイオード62はオフとなる。同様にNMOSFET13及び14はオンで、ダイオード63はオフである。このように電源 V_1 だけが選択される。

【0035】

本実施例の構成により、他のレベルでも同様であり、可変電流源37の出力に応じて適切な電源が選択されるため、電力消費は小さい。更に可変電流源も一つで良いため、制御が容易である。

【実施例4】

【0036】

上述した実施例1~3ではソースフォロアのバイアス電流 I_{b1} を流すために、バイアス用定電流源32を使用しているが、このバイアス用定電流源回路は例えば図5Aのように実現できる。図5Bにこのバイアス用定電流源の実施例の波形のタイミングの一例を図示した。

【0037】

同図では、一例としてバイアス用定電流源にソースフォロア回路で使用しているFETと同じ型のN型のFET(NMOSFET16)を用いて示している。NMOSFET16に小さな直流バイアス電流 I_{b1} が流れるように抵抗26と抵抗27の分圧回路で、そのゲートに適切なバイアス電圧を印加する。探触子は通常容量性負荷であるため、 V_o の立ち上がり及び立下り時のみ大きな充放電電流が瞬間的に流れる。充電電流はNMOSFET14のソースフォロアから供給され、放

10

20

30

40

50

電流はこのバイアス用定電流源で引っ張ることになる。このため、 V_o の立下り時のみ大きな電流を流せるように、抵抗26,27のバイアス点に容量28を介して、 V_o 波形と逆位相の波形の電圧 V_{i6} を供給すると、 V_o の立下り時($t=t_2$)に V_{i6} が立ち上がり、NMOSFET16が深くオンして大きな電流をNMOSFET16に流すことができる。一方 V_o の立ち上がり時($t=t_1$ 及び t_3)は、NMOSFET16のゲート電圧が下がり、NMOSFETの閾電圧以下の期間、即ち t_{d1} 及び t_{d3} の期間、電流はオフする。

【0038】

このように、本実施例のバイアス用定電流源回路によれば、立下り時のみ大きな電流を流し、パルスを送波している間は小電流にでき、電力消費を抑制できる。

【実施例5】

10

【0039】

上記の実施例4ではNMOSFET16によるバイアス用定電流源を一個だけ使用し、所定の電源 V_{ss} に接続したが、図6AのようにNMOSFET16、17、18によるバイアス用定電流源を多数準備し、それぞれ異なる電源電圧 V_{ss}, V_{s1}, V_{s2} ($V_{ss} < V_{s1} < V_{s2}$)に接続し、出力電圧に応じて適切なバイアス用定電流源を選択するようにすれば、さらに電力消費を低減できる。

【0040】

ここで、ダイオード64,65は出力電圧 V_o が V_{s1}, V_{s2} より低いとき、NMOSFET17,18が逆方向に電流が流れないようにするためである。実施例5の構成を図6Aの構成図、及び図6Bのタイミング図を使って詳細に説明する。ここで、 $V_{ss} = -100V, V_{s1} = -60V, V_{s2} = -20V$ とする。

【0041】

20

(1)例えば、 V_o が $-20V$ 以上の場合、NMOSFET18のみが動作、すなわち電流は電源電圧 V_{s2} に流れ、消費電力を抑制する。

【0042】

(2)図6Bに示すように、 $t=t_3 \sim t_4$ 間は $V_o = -50V$ になるため、 $V_{s1} (= -60V)$ を使うようにする。このため、 $t=t_3 \sim t_4$ の期間のみ sw_2 をオンにする。

【0043】

(3) $t=t_5 \sim t_6$ 間では、 $V_o = -80V$ になるため、 $V_{ss} (= -100V)$ を使う。このため、 $t=t_5 \sim t_6$ の期間のみ sw_1 をオンにする。

【0044】

なお、以上の実施例の説明にあっては、送波アンプ用のトランジスタとして、NMOSのソースフォロア型FETを用いて説明したが、その替りにバイポーラトランジスタのエミッタフォロア型を用いる等の回路の変形を加えても良い。その場合、ゲート電圧に代えてベース電圧を制御対象とすれば良い。

30

【産業上の利用可能性】

【0045】

本発明は、生体に超音波を送信して得られる受信信号により生体の断層像等を映像化する超音波診断装置、特に超音波探触子に印加する任意送信波形を発生させる送信回路技術として有用である。

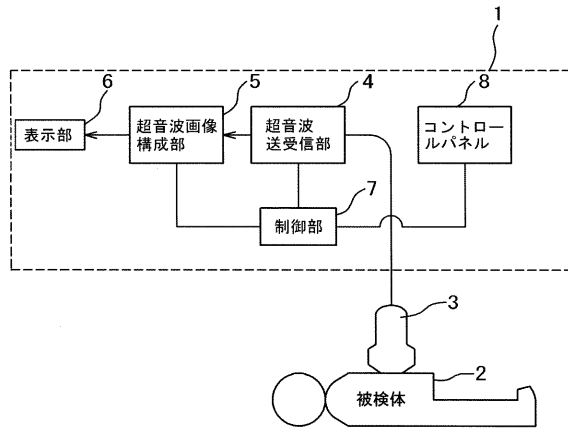
【符号の説明】

【0046】

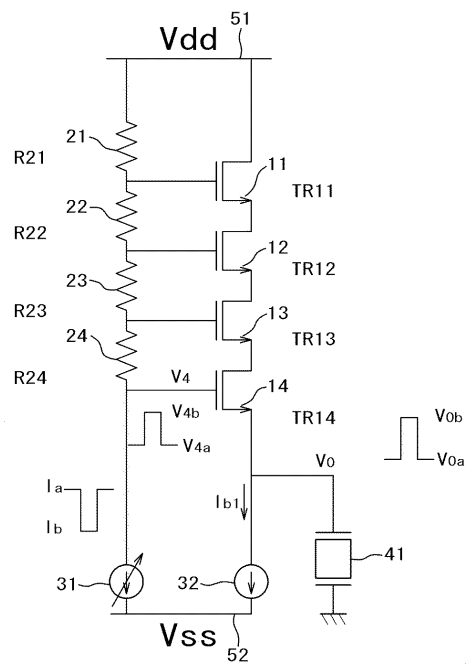
40

1 超音波診断装置、2 被検体、3 超音波探触子、4 超音波送受信部、5 超音波画像構成部、6 表示部、7 制御部、8 コントロールパネル、11~18 N型MOSFET、21~30、44、45 抵抗、28、42、43 コンデンサ、31~38 電流源、41 探触子、51~57 直流電源、61~65 ダイオード

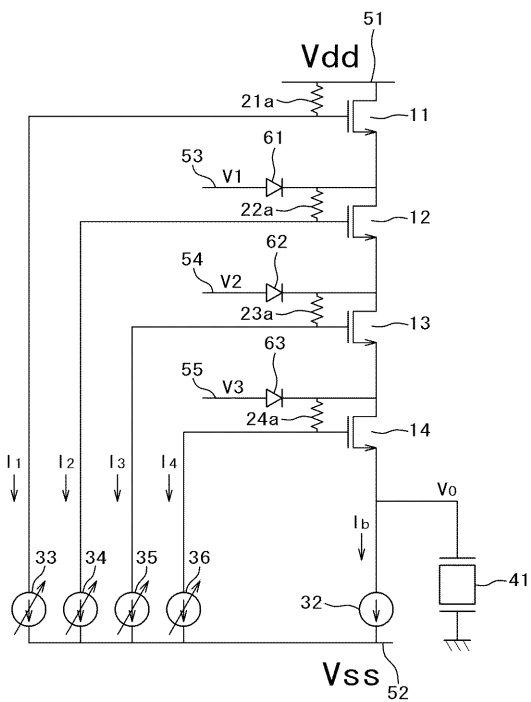
【図 1】



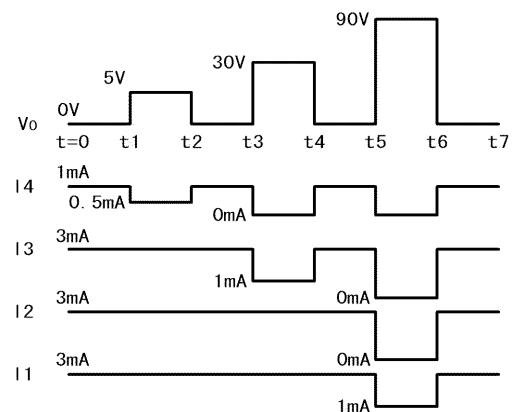
【図 2】



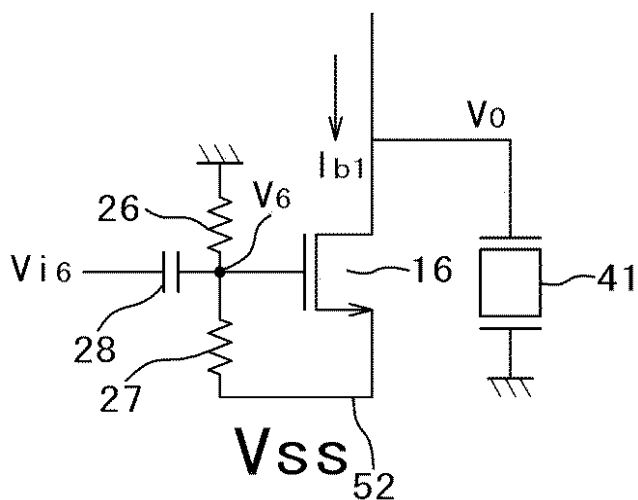
【図 3 A】



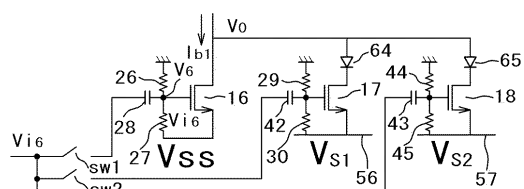
【図 3 B】



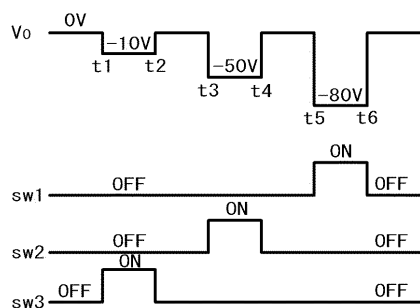
【図 5 A】



【図 6 A】



【図 6 B】



【手続補正書】

【提出日】平成24年5月18日(2012.5.18)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

また、更に、上記ソースフォロア回路のバイアス用定電流源を複数個設置し、バイアス用定電流源の一つを所定の電圧電源に、他のバイアス用定電流源にはそれより高く、かつ異なるレベルの電圧電源にダイオードを介して接続する構成とする。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/055997

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 62-117533 A (Toshiba Corp.), 29 May 1987 (29.05.1987), fig. 1 (Family: none)	1-7
A	JP 10-5218 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 13 January 1998 (13.01.1998), fig. 5 (Family: none)	1-7
A	JP 11-56839 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 02 March 1999 (02.03.1999), paragraph [0012]; fig. 1 (Family: none)	1-7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
28 June, 2010 (28.06.10)Date of mailing of the international search report
13 July, 2010 (13.07.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/055997	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010年			
国際調査で使用了電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 62-117533 A（株式会社東芝） 1987.05.29 図1 （ファミリーなし）	1-7	
A	JP 10-5218 A（ジーイー横河メディカルシステム株式会社） 1998.01.13 図5 （ファミリーなし）	1-7	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 28.06.2010		国際調査報告の発送日 13.07.2010	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 右高 孝幸	2Q 9808
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 5 5 9 9 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 11-56839 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 1999.03.02 段落 12、図 1 (ファミリーなし)	1-7

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备和传输信号产生电路		
公开(公告)号	JPWO2010114086A1	公开(公告)日	2012-10-11
申请号	JP2011507284	申请日	2010-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	畑山 奏子 麻殖生 健二		
发明人	畑山 奏子 麻殖生 健二		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	B06B1/0207 A61B8/00 B06B2201/76 G01S7/5202 Y10S367/903		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE13 4C601/EE15 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH01 4C601/HH04 4C601/HH05		
优先权	2009090099 2009-04-02 JP		
其他公开文献	JP5410508B2 JPWO2010114086A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了通过提供包括IC实现中优异的载波信号产生电路的超声诊断设备来简化制造工艺并降低成本和功耗，用于产生施加到超声探头41的输出电压 V_o 的载波信号产生电路包括级联源跟随器型NMOSFET 11至14，可变电流源31和用于偏置的恒定电流源32。通过控制栅极电压 V_4 的输出电流值，可以使探针41产生具有任意幅度的输出电压 V_o 。另外，通过以多级方式连接NMOSFET 11至14，可以分压施加到每个NMOSFET的电压。因此，NMOSFET的耐压可以低。

【図2】

