

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5365142号
(P5365142)

(45) 発行日 平成25年12月11日(2013.12.11)

(24) 登録日 平成25年9月20日(2013.9.20)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-283155 (P2008-283155)	(73) 特許権者	000001270
(22) 出願日	平成20年11月4日(2008.11.4)		コニカミノルタ株式会社
(65) 公開番号	特開2010-110366 (P2010-110366A)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(43) 公開日	平成22年5月20日(2010.5.20)	(74) 代理人	100067828
審査請求日	平成23年4月1日(2011.4.1)		弁理士 小谷 悦司
		(74) 代理人	100115381
			弁理士 小谷 昌崇
		(74) 代理人	100111453
			弁理士 櫻井 智
		(72) 発明者	水本 賢次
			東京都日野市さくら町1番地 コニカミノルタテクノロジーセンター株式会社内
		審査官	樋口 宗彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子と超音波画像診断装置本体とがケーブルを介して接続され、前記超音波探触子内に、被検体に対して超音波を送信する圧電素子と、前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路とを備えて構成される超音波画像診断装置において、

前記圧電素子の一方端とGNDとを接続し、前記圧電素子に対する充放電電流の経路となる配線の一部であって、前記超音波探触子の外部に引出されたダミー配線を備え、当該ダミー配線が前記充放電電流によって熱損失を発生するダミーロードを有し、

前記圧電素子は、1次元または2次元アレイ状に複数配列され、

前記ダミー配線は、複数の圧電素子に共通に設けられることを特徴とする超音波画像診断装置。

10

【請求項 2】

超音波探触子と超音波画像診断装置本体とがケーブルを介して接続され、前記超音波探触子内に、被検体に対して超音波を送信する圧電素子と、前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路とを備えて構成される超音波画像診断装置において、

前記圧電素子の一方端とGNDとを接続し、前記圧電素子に対する充放電電流の経路となる配線の一部であって、前記超音波探触子の外部に引出されたダミー配線を備え、当該ダミー配線が前記充放電電流によって熱損失を発生するダミーロードを有し、

前記ダミーロードは、前記ダミー配線の分布抵抗から成り、前記圧電素子への前記駆動信号となる駆動パルスを作成するスイッチ素子のON抵抗より大きく、かつ前記圧電素子

20

の静電容量との時定数が前記駆動パルスのパルス幅よりも短い値となる抵抗値であることを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 3】

超音波探触子と超音波画像診断装置本体とがケーブルを介して接続され、前記超音波探触子内に、被検体に対して超音波を送信する圧電素子と、前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路とを備えて構成される超音波画像診断装置において、

前記圧電素子の一方端と GND とを接続し、前記圧電素子に対する充放電電流の経路となる配線の一部であって、前記超音波探触子の外部に引出されたダミー配線を備え、当該ダミー配線が前記充放電電流によって熱損失を発生するダミーロードを有し、

前記ダミーロードは、同軸ケーブルのシールド導体を含むことを特徴とする超音波画像診断装置。

10

【請求項 4】

超音波探触子と超音波画像診断装置本体とがケーブルを介して接続され、前記超音波探触子内に、被検体に対して超音波を送信する圧電素子と、前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路とを備えて構成される超音波画像診断装置において、

前記圧電素子の一方端と GND とを接続し、前記圧電素子に対する充放電電流の経路となる配線の一部であって、前記超音波探触子の外部に引出されたダミー配線を備え、当該ダミー配線が前記充放電電流によって熱損失を発生するダミーロードを有し、

前記圧電素子は、被検体からの超音波の受信にも兼用され、

当該受信時に、前記圧電素子の他方端を前記駆動回路から切離す第 1 のスイッチ素子および前記圧電素子の一方端を超音波探触子内の GND に接続する第 2 のスイッチ素子をさらに備えることを特徴とする超音波画像診断装置。

20

【請求項 5】

前記ダミーロードは、前記駆動回路内の前記圧電素子の他方端への電流経路よりも大きい抵抗値を有することを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、超音波探触子（プローブ）と超音波画像診断装置本体とがケーブルで接続されて成る超音波診断装置に関し、特に圧電素子の素子数増加に伴い、超音波探触子内に、送信時に前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路を設けるようにしたものにおいて、その送信時の発熱を低減させるための手法に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体内に超音波を放射（送信）し、その反射エコーを受けて被検体内の検査を行う超音波画像診断装置は、医療分野において広く用いられている。そこで超音波の送受信を行う超音波探触子（プローブ）は、被検体に接して使用されるもので、トランスデューサ部、前記トランスデューサ部の圧電素子に接続されて電気信号処理を行う回路基板部、および前記回路基板部を超音波画像診断装置本体に電氣的に接続するための多数の信号線を束ねたケーブル等を備えて構成され、ケーブルはコネクタによって前記超音波画像診断装置本体に着脱自在に接続されている。

40

【0003】

前記トランスデューサ部は、超音波の送受信を行う前記圧電素子と、前記圧電素子の被検体側に設けられ、超音波を収束するための音響レンズと、前記圧電素子の被検体とは反対側に設けられ、不要な振動を吸収するためのバッキング材とを備えて構成される。一方、前記回路基板部は、圧電素子と超音波画像診断装置本体との間に位置し、その機能はシステムの構成によって異なるが、たとえば、受信のためには、圧電素子からの受信信号を受ける初段のアンプや、ケーブル整合のためのインピーダンス整合を行う回路を有する。

50

また、前記回路基板部は、送信のためには、超音波画像診断装置本体からの指示に基づき、前記圧電素子に駆動パルスを印加する駆動回路を有する。このように構成されるトランスデューサ部および回路基板部は、シールド材で覆われ、筐体内に収納されている。

【0004】

超音波の送信動作状態では、前記圧電素子は、前記駆動回路からの送信パルスが印加され、超音波振動を起す。この超音波振動は音響レンズに導かれ、そこから被検体内に放射（送信）される。しかしながら、この超音波振動の全てが被検体内に放射されるわけではなく、その一部はトランスデューサ部内で吸収され、熱に変わる。また、前記駆動回路でも電力が消費され、発熱源となっている。

【0005】

そこで、このような問題を解決するための従来技術として、特許文献1が提案されている。この従来技術では、上述の超音波探触子のトランスデューサ部または回路基板部から発生する熱を、熱伝導手段を用いてケーブルに導くことで、被検体の接触面の温度上昇を抑えている。また、前記熱伝導手段として金属を用いたり、プローブ内に冷却用のヒートパイプを設けて、発熱を積極的にプローブ外部に逃がした例もある。

【0006】

一方、特許文献2には、振動子部と回路基板部との間の熱抵抗を大きくし、回路基板部とケーブルとの間の熱抵抗を小さくすることで、回路基板部で発生した熱が振動子部に伝わらないようにして温度上昇を抑えた超音波プローブが提案されている。

【特許文献1】特開平10-94540号公報

【特許文献2】特開2006-25892号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述の従来技術は、いずれも超音波探触子内で発生した熱を放散させる方法を示しているが、超音波探触子内での発熱自体を抑えるものではなく、対応に限界がある。このため、必要な超音波の放射パワーを確保できなかったり、連続運転時間に制限を設けたりする必要が生じることがある。また、超音波探触子内に冷却用のヒートパイプを設ける場合には、該超音波探触子の外形の増大や質量増、さらには外部の冷却装置に導く専用パイプを同軸ケーブルに併設することによって、手技操作が困難となったり、装置が高価になったりするという問題もある。

【0008】

本発明の目的は、超音波探触子内での発熱を抑えることができる超音波画像診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の超音波画像診断装置は、超音波探触子と超音波画像診断装置本体とがケーブルを介して接続され、前記超音波探触子内に、被検体に対して超音波を送信する圧電素子と、前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路とを備えて構成される超音波画像診断装置において、前記圧電素子の一方端とGNDとを接続し、前記圧電素子に対する充放電電流の経路となる配線の一部であって、前記超音波探触子の外部に引出されたダミー配線を備え、当該ダミー配線が前記充放電電流によって熱損失を発生するダミーロードを有し、前記圧電素子は、1次元または2次元アレイ状に複数配列され、前記ダミー配線は、複数の圧電素子に共通に設けられることを特徴とする。

【0010】

上記の構成によれば、超音波探触子と超音波画像診断装置本体とがケーブルを介して接続されて成る超音波画像診断装置において、圧電素子の素子数増加に伴い、超音波探触子内に、送信時に前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路を設ける場合、前記圧電素子の一方端とGNDとを接続し、前記圧電素子に対する充放電電流の経路となる配線の一部

10

20

30

40

50

をダミー配線として一旦超音波探触子の外部に引出し、そのダミー配線がダミーロードを有し、当該ダミーロードが前記充放電電流によって熱損失を発生する。

【 0 0 1 1 】

したがって、前記駆動信号の矩形波状の駆動パルスによって圧電素子の静電容量に流れる前記充放電電流による損失（発熱）量において、駆動回路を構成するスイッチ素子の ON 抵抗や浮遊容量、および配線の抵抗や浮遊容量によるものに対して、新たに設けた前記ダミーロードによるものが相対的に大きな割合を占めるようになり、超音波探触子内での発熱自体を少なくすることができる。これによって、送信時に探触子内で生じる発熱の問題を抑え、必要な超音波の放射パワーを確保することができ、また連続運転を行うことができる。

10

また、上記の構成によれば、前記圧電素子が複数個 1 次元または 2 次元アレイ状に配列されて構成され、その圧電素子の他方の電極は個別電極とされるが、一方の電極が共通の前記 GND の電極となる場合に、前記ダミー配線をその GND の電極に接続する。

したがって、ダミー配線を個別に設ける場合に比べて、超音波探触子外へ出る配線数を、並列素子数分の 1 に削減することができる。

【 0 0 1 5 】

さらにまた、本発明の超音波画像診断装置では、超音波探触子と超音波画像診断装置本体とがケーブルを介して接続され、前記超音波探触子内に、被検体に対して超音波を送信する圧電素子と、前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路とを備えて構成される超音波画像診断装置において、前記圧電素子の一方端と GND とを接続し、前記圧電素子に対する充放電電流の経路となる配線の一部であって、前記超音波探触子の外部に引出されたダミー配線を備え、当該ダミー配線が前記充放電電流によって熱損失を発生するダミーロードを有し、前記ダミーロードは、前記駆動回路内の前記圧電素子の他方端への電流経路よりも大きい抵抗値を有することを特徴とする。

20

【 0 0 1 6 】

上記の構成によれば、前記ダミーロードが、前記駆動回路の出力抵抗などの前記圧電素子の他方端への電流経路よりも大きな抵抗値を有することで、前記電流経路内の素子よりも、該ダミーロードで発生する熱の方をより大きくすることができる。

30

【 0 0 1 7 】

また、本発明の超音波画像診断装置では、超音波探触子と超音波画像診断装置本体とがケーブルを介して接続され、前記超音波探触子内に、被検体に対して超音波を送信する圧電素子と、前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路とを備えて構成される超音波画像診断装置において、前記圧電素子の一方端と GND とを接続し、前記圧電素子に対する充放電電流の経路となる配線の一部であって、前記超音波探触子の外部に引出されたダミー配線を備え、当該ダミー配線が前記充放電電流によって熱損失を発生するダミーロードを有し、前記ダミーロードは、前記ダミー配線の分布抵抗から成り、前記圧電素子への前記駆動信号となる駆動パルスを作成するスイッチ素子の ON 抵抗より大きく、かつ前記圧電素子の静電容量との時定数が前記駆動パルスのパルス幅よりも短い値となる抵抗値であることを特徴とする。

40

【 0 0 1 8 】

上記の構成によれば、前記ダミーロードを前記超音波探触子から引出されたダミー配線の分布抵抗で実現することで、特別に抵抗などのインピーダンス素子を設けることなく、前記ダミーロードを実現することができる。また、ダミーロードの抵抗値を、前記駆動回路内で前記圧電素子への前記駆動信号となる駆動パルスを作成するスイッチ素子の ON 抵抗より充分大きく、かつ前記圧電素子の静電容量との時定数が前記駆動パルスのパルス幅よりも充分短い値となる抵抗値に選ぶことで、前記圧電素子に与えられる前記駆動パルスの鈍りを抑えることができる。

50

【 0 0 1 9 】

さらにまた、本発明の超音波画像診断装置では、超音波探触子と超音波画像診断装置本体とがケーブルを介して接続され、前記超音波探触子内に、被検体に対して超音波を送信する圧電素子と、前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路とを備えて構成される超音波画像診断装置において、前記圧電素子の一方端とGNDとを接続し、前記圧電素子に対する充放電電流の経路となる配線の一部であって、前記超音波探触子の外部に引出されたダミー配線を備え、当該ダミー配線が前記充放電電流によって熱損失を発生するダミーロードを有し、前記ダミーロードは、同軸ケーブルのシールド導体を含むことを特徴とする。

10

【 0 0 2 0 】

上記の構成によれば、前記ダミーロードとして用いる前記ダミー配線の分布抵抗を、同軸ケーブルの外層側のシールド網線を含めて実現することで、放熱性を向上することができる。

【 0 0 2 1 】

また、本発明の超音波画像診断装置では、超音波探触子と超音波画像診断装置本体とがケーブルを介して接続され、前記超音波探触子内に、被検体に対して超音波を送信する圧電素子と、前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路とを備えて構成される超音波画像診断装置において、前記圧電素子の一方端とGNDとを接続し、前記圧電素子に対する充放電電流の経路となる配線の一部であって、前記超音波探触子の外部に引出されたダミー配線を備え、当該ダミー配線が前記充放電電流によって熱損失を発生するダミーロードを有し、前記圧電素子は、被検体からの超音波の受信にも兼用され、当該受信時に、前記圧電素子の他方端を前記駆動回路から切離す第1のスイッチ素子および前記圧電素子の一方端を超音波探触子内のGNDに接続する第2のスイッチ素子をさらに備えることを特徴とする。

20

【 0 0 2 2 】

上記の構成によれば、前記圧電素子を超音波の受信に兼用するにあたって、受信時に、第1のスイッチ素子によって、前記圧電素子の他方端を前記駆動回路から切離すことで、該圧電素子での受信信号を高感度に受信することができる。また、前記受信時に、第2のスイッチ素子によって、前記圧電素子の一方端を超音波探触子内のGNDに接続（短絡）することで、前記ダミー配線による迂回によることなく、ノイズの混入を抑えることができる。

30

【発明の効果】

【 0 0 2 3 】

本発明の超音波画像診断装置は、以上のように、超音波探触子と超音波画像診断装置本体とがケーブルを介して接続されて成る超音波画像診断装置において、圧電素子の素子数増加に伴い、超音波探触子内に、送信時に前記圧電素子に駆動信号を供給する駆動回路を設ける場合、前記圧電素子の一方端とGNDとを接続し、前記圧電素子に対する充放電電流の経路となる配線の一部をダミー配線として一旦超音波探触子の外部に引出するとともに、そのダミー配線がダミーロードを有し、前記駆動信号の矩形波状の駆動パルスによって圧電素子の静電容量に流れる充放電電流によって発生する損失（発熱）量の内、駆動回路を構成するスイッチ素子のON抵抗や浮遊容量、および配線の抵抗や浮遊容量によるものに対して、前記ダミーロードによるものが相対的に大きな割合を占めるようにして、超音波探触子内での発熱自体を少なくする。

40

【 0 0 2 4 】

それゆえ、送信時に探触子内で生じる発熱の問題を抑え、必要な超音波の放射パワーを確保することができ、また連続運転を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 5 】

先ず、図9を参照して、超音波探触子における発熱動作を説明する。図9は、その発熱

50

動作を説明するための一参考例のブロック図である。まず、超音波画像診断装置本体 1 は、同軸ケーブル 2 を介して、超音波探触子 3 と接続される。超音波探触子 3 は、圧電素子 4 に、前記駆動回路であるパルス 5 を備えて構成される。なお、この図 9 では、前記パルス 5 は、圧電素子 4 の 1 素子分を示しており、通常は、1 次元や 2 次元のアレイ状に配列される複数の圧電素子分の回路が、IC 化されている。

【0026】

前記パルス 5 では、超音波画像診断装置本体 1 の電源 6 から同軸ケーブル 2 を介して与えられる電源電圧 V_p 間に、pch エンハンスメント MOSFET から成るスイッチ素子 7 と、nch エンハンスメント MOSFET から成るスイッチ素子 8 とが直列に接続され、それらの接続点間に前記圧電素子 4 の一方の電極が接続され、他方の電極は GND に接続されている。前記スイッチ素子 7, 8 は、スイッチ駆動回路 9 からの、図 10 で示すような、デッドオフタイムを有し、相反信号であるタイミング信号 V_1 , V_2 によって、相補的に ON/OFF 駆動される。前記スイッチ駆動回路 9 へは、超音波画像診断装置本体 1 内の MPU 10 (マイクロプロセッサユニット) から、同軸ケーブル 2 を通して、図 10 で示すような送信パルス V_0 が送信され、これに回答して前記スイッチ駆動回路 9 は、前記タイミング信号 V_1 , V_2 を作成し、前記スイッチ素子 7, 8 の接続点からは、図 10 で示すような、電源電圧 V_p と GND 電位とに切替わる駆動パルス V_3 が作成され、圧電素子 4 に印加される。これによって、圧電素子 4 には、図 10 で示すような超音波振動 U_s が発生する。このようなパルス 5 は、圧電素子 4 毎に、または複数の圧電素子を担当するように、複数回路構成され、回路毎に微小な時間差 (遅延時間) を与えられた送信パルス V_0 に回答して超音波を放射させることで、超音波を被検体内の所定の場所に集束させる送信ビームフォーミングを行えるようになっている。

【0027】

以上のような超音波探触子 3 における送信時の消費電力は、駆動パルス V_3 の電圧 (波高値 V_p) と送信時間 (駆動パルス V_3 の繰返し回数 N) とによって決定される。その消費電力において、各圧電素子 4 から前記超音波振動 U_s として出力されるエネルギー以外は、各パルス 5 の消費電力であり、つまり各パルス 5 の発熱に変わる。そのパルス 5 での発熱は、具体的には、スイッチ素子 7, 8 のスイッチング動作によって浮遊容量に流れる電流によるものや、ON 抵抗によるもの、ならびにスイッチ駆動回路 9 におけるスイッチ素子 7, 8 の ON/OFF 動作のための電力によるもの、および該スイッチ駆動回路 9 内の配線や素子の浮遊容量、ON 抵抗によるものが考えられる。

【0028】

ここで、図 11 には、前記 1 素子分の圧電素子 4 の等価回路を示す。トランスデューサ部内には、前述のように多数の圧電素子 4 がアレイ上に配置されている。これらの圧電素子 4 は、誘電体を主材料とする電子部品である。図 11 において、 C_d は誘電体材料による静電容量、 C_m は機械系のコンプライアンス、 L_m は質量、 R_m は機械損失であり、前記トランスデューサ部はこのような電気等価回路で表すことが可能である。そして、パルス 5 から、この圧電素子 4 の端子間に波高値 V_p の矩形波状の駆動パルス V_3 が印加されると、 C_m 、 L_m 、 R_m で共振し、静電容量 C_d は前記共振には寄与せず、パルス 5 内の回路に、損失、すなわち発熱を生じるのみで、その発熱量は無視できない量となる。これは、駆動パルス V_3 を印加すると、その ON/OFF タイミングで、該静電容量 C_d に対して、図 10 で示すような急激な充放電電流 I_{cd} が流れることによるもので、この充放電電流 I_{cd} は、パルス 5 内の電流経路上の各抵抗成分 (前記 ON 抵抗や配線抵抗等) によって消費される。

【0029】

このため、前記電源 6 からパルス 5 の電源ラインには、そのインピーダンスを低下させ、負荷 (圧電素子 4) に安定な電圧を供給させるためのコンデンサ 11 が設けられており、前記充放電電流 I_{cd} のような急激な変化の電流は、このコンデンサ 11 によって供給される。すなわち、図 12 には、前記充放電電流 I_{cd} の電流経路を示し、充電時は、コンデンサ 11 - スwitch素子 7 - トランスデューサ (圧電素子 4) - GND 1 - GND 2

10

20

30

40

50

- コンデンサ 11 の経路となり、充電電流 I_{cd} による電力消費は、主にスイッチ素子 7 の ON 抵抗によってなされる。これに対して放電時は、トランスデューサ（圧電素子 4）—スイッチ素子 8—トランスデューサ（圧電素子 4）の経路となり、放電電流 I_{cd} による電力消費は、主にスイッチ素子 8 の ON 抵抗によってなされる。

【0030】

そして、全体の消費電力 P_{cd} （瞬時値）は、一般に下式で求まることが知られている。

【0031】

$$P_{cd} = C_d \cdot V_p^2 \cdot f \quad \dots (1)$$

よって、トランスデューサ内の同時に使用する圧電素子 4 の数を M 個とすると、全消費電力 P は、

$$P = M \cdot P_{cd} = M \cdot C_d \cdot V_p^2 \cdot f \quad \dots (2)$$

となる。ここで、 f は、単位時間当りの駆動パルス V_3 の繰返し回数で、たとえば 1 回の送受信に付き、放射超音波が被検体内の深さ 15 cm を往復する場合、被検体内の音速を 1540 m/s とすれば、約 200 μ sec の時間を要し、繰返し周波数としては約 5 kHz ($= f$) までとなる。

【0032】

具体的な数値としては、1次元アレイのトランスデューサの一例として、 $M = 128$ 個、 $C_d = 100$ pF、 $V_p = 100$ V、 $f = 5$ kHz とすると、前記全消費電力 P は、

$$P = 128 \times 150 \text{ pF} \times 100 \text{ V}^2 \times 5 \text{ kHz} = 0.96 \text{ W}$$

となり、1 W 程度の電力消費（発熱）となる。これが、パルス数の多いドップラ等の送信の場合や、連続送信の CW モードの場合には、繰返し周波数が増大するので、さらに問題となる。

【0033】

一方、超音波画像診断装置の画像の S/N を改善する手法の一例として、駆動パルス V_3 を増大させて、放射超音波のパワーを上げる手法があるが、放射超音波パワーを規制の範囲内で上げると、前記式 2 によって超音波探触子 3 内の発熱も大きくなり、その表面温度（特に音響レンズ部）が高くなり、被検体の接触面に過大な熱刺激を与えてしまうことになる。よって、表面温度が安全規制の範囲を越えないように温度上昇を抑えるために、送信パワーを調整するか、連続使用時間に制限を設ける必要がある。

【0034】

[実施の形態 1]

そこで、図 1 は、本発明の実施の一形態に係る超音波画像診断装置 22 の外観構成を示す図である。この超音波画像診断装置 22 は、図略の生体等の被検体に対して超音波探触子 21 から超音波を送信し、前記被検体内で反射された超音波（エコー）を前記超音波探触子 21 で受信し、その受信信号に基づいて、超音波画像診断装置本体 23 が前記被検体の断層画像を再構成し、表示部 24 に表示する。前記超音波探触子 21 と超音波画像診断装置本体 23 との間は、同軸ケーブル 25 で接続されている。

【0035】

図 2 は、前記超音波画像診断装置 22 の一構成例を示すブロック図である。前記超音波探触子 21 には、トランスデューサ（圧電素子 33）とともに、駆動回路であるパルサ 32 ならびにバッファ回路 37 およびビームフォーミング回路 38 が内蔵されている。パルサ 32 は、超音波画像診断装置本体 23 側の MPU（マイクロプロセッサユニット）31 からの送信パルス V_0 に応答して送信パルス V_3 を発生し、前記圧電素子 33 に与える。送信ビームフォーマーとなる前記パルサ 32 は、送受信制御部となる前記 MPU 31 からの送信信号に応答して、スイッチ駆動回路 34 が、各列の遅延時間の調整されたパルスを順次発生し、そのパルスがスイッチ素子 35、36 で増幅されて前記各圧電素子 33 に与えられることで、被検体に対して、所望の深さや所望の走査位置に対応したフォーカルポイントに向けた送信ビームが生成される。

【0036】

10

20

30

40

50

一方、前記被検体から来た超音波（反射波および高調波）は、前記圧電素子 33 で受信され、バッファ回路 37 でインピーダンス変換され、また必要に応じて増幅された後、受信ビームフォーマーとなるビームフォーミング回路 38 に順次入力されて、各列の遅延回路 39 で遅延時間が調整されて加算回路 40 で整相加算され、前記送信ビームに対応した受信ビームが生成される。その受信ビームは、超音波画像診断装置本体 23 側のデジタルシグナルプロセッサなどで実現される信号処理回路 41 に入力されて被検体の断層画像が作成され、前記表示部 24 によって画像表示される。

【0037】

図 3 および図 4 は、前記超音波画像診断装置 22 として用いられる超音波画像診断装置 22a, 22b の具体的構成を説明するためのブロック図であり、前述の図 9 に対応している。これらの図 3 および図 4 でも、前記パルス 32 は、圧電素子 33 の 1 素子分を示しており、通常は、1 次元や 2 次元のアレイ状に配列される複数の圧電素子分の回路が、IC 化されている。また、本件明細書を通じて、圧電素子 33 は、送受信兼用で説明しているけれども、送信用を大パワー送信が可能な無機圧電素子とし、受信用をハーモニクイメージングのための高調波を高感度に受信可能な有機圧電素子で構成するなどの、送受信で異なる圧電素子が用いられてもよい。その場合には、少なくとも送信用の構成に対して、本発明が実施される。

【0038】

前記圧電素子 33 の一方の電極は GND 1 に接続され、他方の電極はパルス 32 に接続される。パルス 32 では、超音波画像診断装置本体 23 の電源 42 から同軸ケーブル 25a, 25b を介して与えられる電源電圧 V_p 間に、pch エンハンスメント MOSFET から成る前記スイッチ素子 35 と、nch エンハンスメント MOSFET から成るスイッチ素子 36 とが直列に接続され、それらの接続点間に前記圧電素子 33 の他方の電極が接続される。前記スイッチ素子 35, 36 は、スイッチ駆動回路 34 からの、前述の図 10 で示すような、デッドオフタイムを有し、相反信号であるタイミング信号 V_1 , V_2 によって、相補的に ON/OFF 駆動される。前記スイッチ駆動回路 34 へは、超音波画像診断装置本体 23 内の MPU 31 から、同軸ケーブル 25a, 25b を通して、前述の図 10 で示すような送信パルス V_0 が送信され、これに回答して前記スイッチ駆動回路 34 は、前記タイミング信号 V_1 , V_2 を作成し、前記スイッチ素子 35, 36 の接続点からは、前述の図 10 で示すような、電源電圧 V_p と GND 電位とに切替わる駆動パルス V_3 が作成され、圧電素子 33 に印加される。これによって、圧電素子 33 には、前述の図 10 で示すような超音波振動 U_s が発生する。このようなパルス 32 は、圧電素子 33 毎に、または複数の圧電素子を分担するように、複数回路構成され、回路毎に微小な時間差（遅延時間）を与えられた送信パルス V_0 に回答して超音波を放射させることで、超音波を被検体内の所定の場所に集束させる送信ビームフォーミングを行えるようになっている。また、前記電源 42 からパルス 32 への電源ライン 46 には、そのインピーダンスを低下させ、負荷（圧電素子 33）に安定な電圧を供給させるためのコンデンサ 43 が設けられており、前記充放電電流 I_{cd} のような急激な変化の電流は、このコンデンサ 43 によって供給される。以上の構成は、前述の図 9 で示す超音波画像診断装置と同様である。

【0039】

注目すべきは、本実施の形態では、圧電素子 33 の一方の電極を GND に接続するにあたって、その配線が、同軸ケーブル 25a, 25b 内のダミー配線 45 によって一旦超音波探触子 21a, 21b 外に引出され、前記ダミー配線 45 にはダミーロード 44 を有することである。図 3 の同軸ケーブル 25a と図 4 の同軸ケーブル 25b とでは、GND への引回しが異なり、図 3 の同軸ケーブル 25a では前記ダミー配線 45 は、参照符号 45a, 45b で示すように往復して超音波探触子 21a 内の GND 1 に接続され、図 4 の同軸ケーブル 25b では前記ダミー配線 45 は往路だけで、復路は該同軸ケーブル 25b 内の他の GND 線 47 が使用され、超音波探触子 21b 内の GND 3 に接続される。そして、前記ダミーロード 44 は、前記パルス 32 から圧電素子 33 への電流経路内のスイッチ素子 35, 36 よりも抵抗値が高く設定されている。

【 0 0 4 0 】

したがって、図 3 の超音波画像診断装置 2 2 a では、前記圧電素子 3 3 の充放電電流 I_{cd} は、充電時には、コンデンサ 4 3 - スイッチ素子 3 5 - トランスデューサ（圧電素子 3 3）- ダミー配線 4 5 a - ダミーロード 4 4 - ダミー配線 4 5 b - GND 1 - GND 2 - コンデンサ 4 3 の経路となり、充電電流 I_{cd} による電力消費は、前述のような抵抗値の差から、スイッチ素子 3 5 の ON 抵抗よりも、主にダミーロード 4 4 によってなされることになる。これに対して放電時は、トランスデューサ（圧電素子 3 3）—スイッチ素子 3 6 - ダミー配線 4 5 b - ダミーロード 4 4 - ダミー配線 4 5 a - トランスデューサ（圧電素子 3 3）の経路となり、放電電流 I_{cd} による電力消費は、スイッチ素子 3 6 の ON 抵抗よりも、主にダミーロード 4 4 によってなされることになる。

10

【 0 0 4 1 】

また、図 4 の超音波画像診断装置 2 2 b では、前記圧電素子 3 3 の充放電電流 I_{cd} は、充電時には、コンデンサ 4 3 - スイッチ素子 3 5 - トランスデューサ（圧電素子 3 3）- ダミー配線 4 5 - ダミーロード 4 4 - GND 線 4 7 - GND 3 - GND 2 - コンデンサ 4 3 の経路となる。これに対して放電時は、トランスデューサ（圧電素子 3 3）—スイッチ素子 3 6 - GND 1 - GND 3 - GND 線 4 7 - ダミーロード 4 4 - ダミー配線 4 5 - トランスデューサ（圧電素子 3 3）の経路となる。

【 0 0 4 2 】

このように構成することで、矩形波状の駆動パルス V_3 によって圧電素子 3 3 の静電容量 C_d に流れる充放電電流 I_{cd} による損失（発熱）量において、パルス 3 2 を構成するスイッチ素子 3 5 , 3 6 の ON 抵抗や浮遊容量、および配線の抵抗や浮遊容量によるものに対して、新たに設けた前記ダミーロード 4 4 によるものが相対的に大きな割合を占めるようになり、超音波探触子 2 1 a , 2 1 b 内での発熱自体を少なくすることができる。これによって、送信時に超音波探触子 2 1 a , 2 1 b 内で生じる発熱の問題を抑え、必要な超音波の放射パワー、すなわち S / N を確保することができ、また連続運転を行うことができる。

20

【 0 0 4 3 】

また、前記ダミーロード 4 4 が、前記パルス 3 2 から圧電素子 3 3 への電流経路内のスイッチ素子 3 5 , 3 6 よりも抵抗値が高く設定されていることで、これらのスイッチ素子 3 5 , 3 6 よりも、該ダミーロード 4 4 で発生する熱の方をより大きくすることができる。

30

【 0 0 4 4 】

さらにまた、前記ダミーロード 4 4 の抵抗値を、前記駆動パルス V_3 を作成するスイッチ素子 3 5 , 3 6 の ON 抵抗より充分大きく、かつ前記圧電素子 3 3 の静電容量 C_d との時定数が前記駆動パルス V_3 のパルス幅よりも充分短い値となるように設定することで、前記圧電素子 3 3 に与えられる前記駆動パルス V_3 の鈍りを抑えることができる。

【 0 0 4 5 】

好ましくは、図 5 で示すように、トランスデューサ 4 9 が、1 次元または 2 次元アレイ状に配列された複数 N 個の圧電素子 3 3 - 1 , 3 3 - 2 , $\dots$, 3 3 - N から成る場合に、前記ダミーロード 4 4 は、その複数の圧電素子 3 3 - 1 ~ 3 3 - N に共通に設けられる。すなわち、各圧電素子 3 3 - 1 ~ 3 3 - N の他方の電極は個別電極となつて対応するパルス 3 2 にそれぞれ接続され、一方の電極が共通電極となり、前記ダミーロード 4 4 がその共通電極に接続される。このように構成することで、ダミーロード 4 4 を個別に設ける場合に比べて、超音波探触子 2 1 a , 2 1 b 外へ出る配線数を、並列素子数である N 分の 1 に削減することができる。

40

【 0 0 4 6 】

また好ましくは、ダミーロード 4 4 を同軸ケーブル 2 5 a , 2 5 b 内に設けるにあつて、該ダミーロード 4 4 を、前記ダミー配線 4 5 a , 4 5 b ; 4 5 の分布抵抗で実現することで、特別に抵抗などのインピーダンス素子を設けることなく、前記ダミーロード 4 4 を実現することができる。同軸ケーブル 2 5 a , 2 5 b は、配線長が決まれば、所望とす

50

るダミーロード 4 4 の抵抗値から、前記分布抵抗の抵抗値を設計することは容易である。その場合、前記ダミーロード 4 4 として用いる前記ダミー配線 4 5 a , 4 5 b ; 4 5 の分布抵抗を、同軸ケーブル 2 5 a , 2 5 b の外層側のシールド網線で実現することで、放熱性を向上することができる。

【 0 0 4 7 】

[実施の形態 2]

図 6 および図 7 は、前記超音波画像診断装置 2 2 として用いられる本発明の実施の他の形態に係る超音波画像診断装置 5 2 a , 5 2 b の具体的構成を説明するためのブロック図である。これらの超音波画像診断装置 5 2 a , 5 2 b は、前述の図 3 および図 4 で示す超音波画像診断装置 2 2 a , 2 2 b にそれぞれ類似し、対応する部分には同一の参照符号を付して示し、その説明を省略する。注目すべきは、これらの超音波画像診断装置 5 2 a , 5 2 b では、前記ダミーロード 4 4 が、参照符号 4 4 a , 4 4 b で示すように、超音波画像診断装置本体 5 3 a , 5 3 b 内にも分散して設けられることである。したがって、同軸ケーブル 5 5 a , 5 5 b 内で、前記ダミー配線 4 5 a , 4 5 b ; 4 5 は終端となっており、超音波画像診断装置本体 5 3 a , 5 3 b と接続される。

【 0 0 4 8 】

このようにダミーロード 4 4 a , 4 4 b を分散配置することで、特に超音波画像診断装置本体 5 3 a , 5 3 b 内に設けられるダミーロード 4 4 b には、適宜ファンなどを設けて冷却することもでき、放熱の容量を増加することができる。

【 0 0 4 9 】

[実施の形態 3]

図 8 は、本発明の実施のさらに他の形態に係る超音波探触子 6 1 の具体的構成を説明するためのブロック図である。この超音波探触子 6 1 は、前述の図 3 で示す超音波探触子 2 1 a に類似し、対応する部分には同一の参照符号を付して示し、その説明を省略する。注目すべきは、この超音波探触子 6 1 では、パルス 6 2 内に、受信時に前記圧電素子 3 3 の他方端を前記スイッチ素子 3 5 , 3 6 から切離す第 1 のスイッチ素子 6 3 が設けられるとともに、受信時に前記圧電素子 3 3 の一方端を該超音波探触子内の G N D 5 に接続（短絡）する第 2 のスイッチ素子 6 5 が設けられることである。また、送信時に受信側の構成を前記圧電素子 3 3 から切離すスイッチ素子 6 4 も設けられている。

【 0 0 5 0 】

したがって、受信時に、第 1 のスイッチ素子 6 3 によって、前記スイッチ素子 3 5 , 3 6 からトランスデューサ（圧電素子 3 3 ）およびダミーロード 4 4 ; 4 4 a , 4 4 b に至る充放電経路を切離すことで、トランスデューサ（圧電素子 3 3 ）での受信信号を高感度に受信することができる。また、前記受信時に、第 2 のスイッチ素子 6 5 によって、トランスデューサ（圧電素子 3 3 ）の共通電極を、該トランスデューサ（圧電素子 3 3 ）の近傍で接地（G N D 5 ）することで、ダミーロード 4 4 ; 4 4 a , 4 4 b をバイパスし、前記充放電経路に存在するノイズの影響を遮断でき、超音波画像診断装置本体 2 3 ; 5 3 a , 5 3 b に伝送する受信信号の S N 比を向上することができる。

【 0 0 5 1 】

ここで、特公平 6 - 9 6 0 0 9 号公報には、受信回路内で発熱する部品（ホロワ回路のエミッタ抵抗）を本体側に設けることで、探触子側の発熱を抑える方法が示されているが、この先行技術は、元来設けられる部品の配置を見直したものであり、本願発明は、わざわざ別途にダミーロード 4 4 ; 4 4 a , 4 4 b を設けるようにしたものであり、両者は全く異なるものである。また、この先行技術は、受信回路で、発熱する部品を本体内に設けているのに対して、本願発明は、送信回路で、先ずダミーロード 4 4 ; 4 4 a を同軸ケーブル 2 5 a , 2 5 b ; 5 5 a , 5 5 b 内に設けている。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 2 】

【図 1】本発明の実施の一形態に係る超音波画像診断装置の外観構成を示す図である。

【図 2】前記超音波画像診断装置の一構成例を示すブロック図である。

【図 3】本発明の実施の一形態に係る超音波画像診断装置の具体的構成を説明するためのブロック図である。

【図 4】本発明の実施の一形態に係る超音波画像診断装置の具体的構成を説明するためのブロック図である。

【図 5】トランスデューサにおける圧電素子の回路図である。

【図 6】本発明の実施の他の形態に係る超音波画像診断装置の具体的構成を説明するためのブロック図である。

【図 7】本発明の実施の他の形態に係る超音波画像診断装置の具体的構成を説明するためのブロック図である。

【図 8】本発明の実施のさらに他の形態に係る超音波探触子の具体的構成を説明するためのブロック図である。 10

【図 9】従来技術の超音波探触子の構成を説明するためのブロック図である。

【図 10】超音波探触子の動作を説明するための波形図である。

【図 11】1 素子分の圧電素子の等価回路図である。

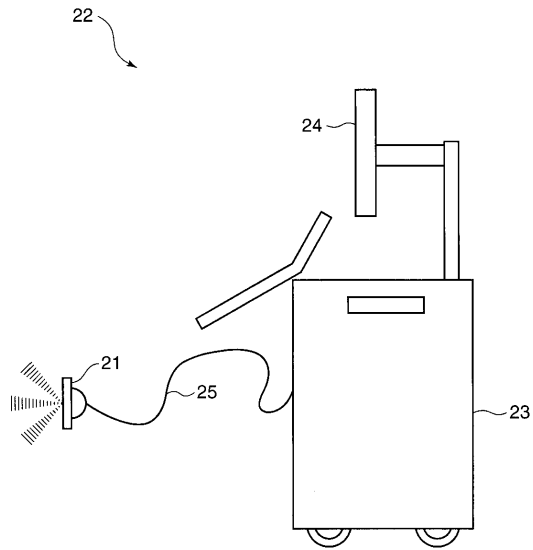
【図 12】図 10 で示す超音波探触子の圧電素子における充放電電流の電流経路図である。

【符号の説明】

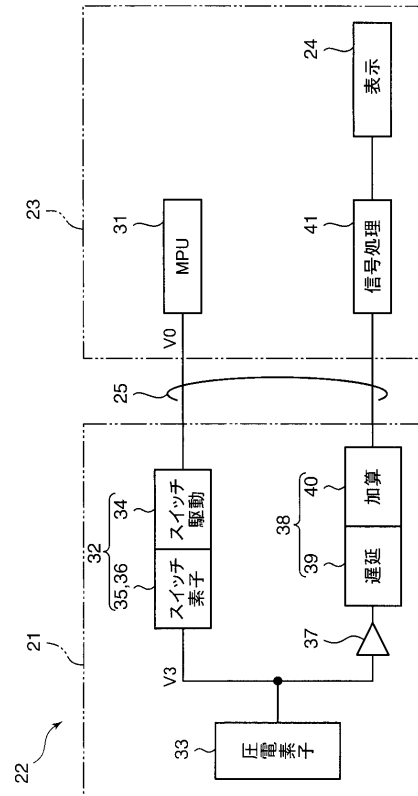
【 0 0 5 3 】

2 1 ; 2 1 a , 2 1 b ; 6 1	超音波探触子	
2 2 ; 2 2 a , 2 2 b ; 5 2 a , 5 2 b	超音波画像診断装置	20
2 3 ; 2 3 a , 2 3 b ; 5 3 a , 5 3 b	超音波画像診断装置本体	
2 4	表示部	
2 5 a , 2 5 b ; 5 5 a , 5 5 b	同軸ケーブル	
3 1	M P U	
3 2 , 6 2	パルサ	
3 3 ; 3 3 - 1 ~ 3 3 - N	圧電素子	
3 4	スイッチ駆動回路	
3 5 , 3 6	スイッチ素子	
3 7	バッファ回路	
3 8	ビームフォーミング回路	30
3 9	遅延回路	
4 1	信号処理回路	
4 2	電源	
4 3	コンデンサ	
4 4 ; 4 4 a , 4 4 b	ダミーロード	
4 5 ; 4 5 a , 4 5 b	ダミー配線	
4 9	トランスデューサ	
6 3 , 6 4 , 6 5	スイッチ素子	

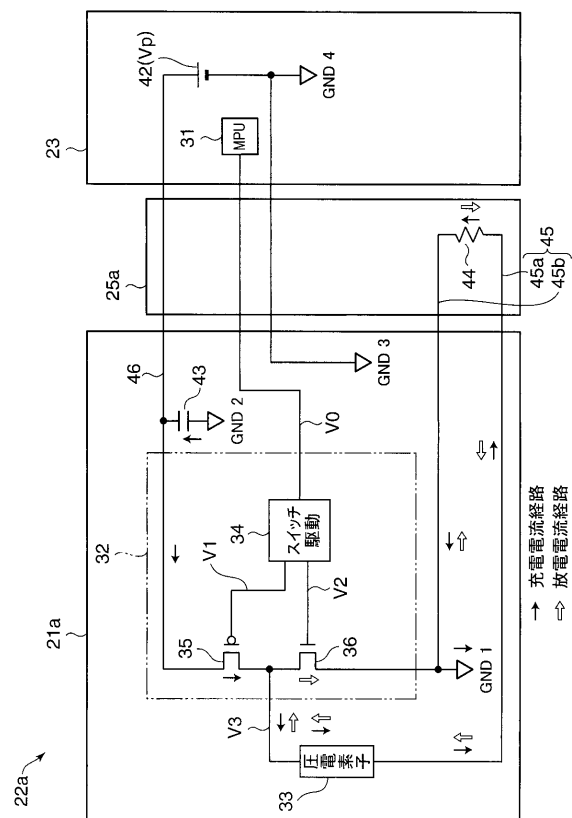
【 図 1 】



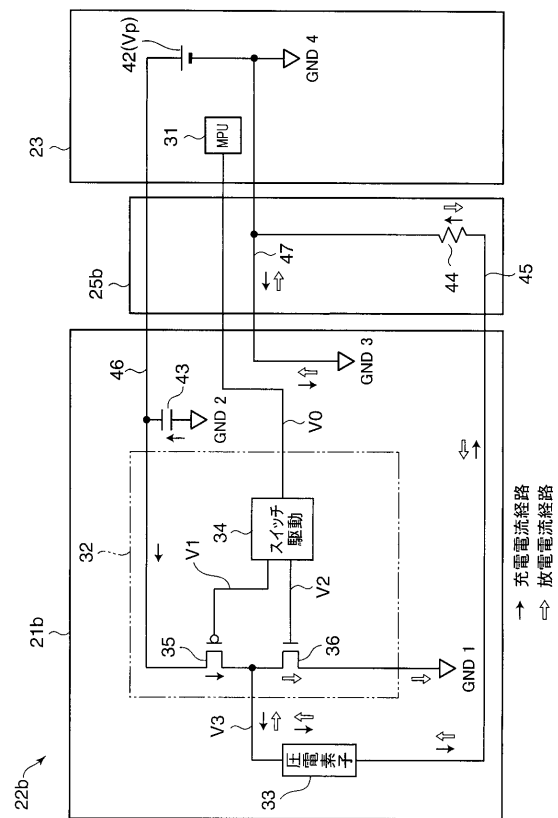
【 図 2 】



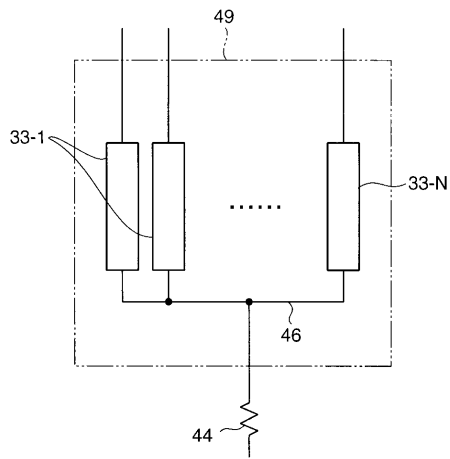
【圖 3】



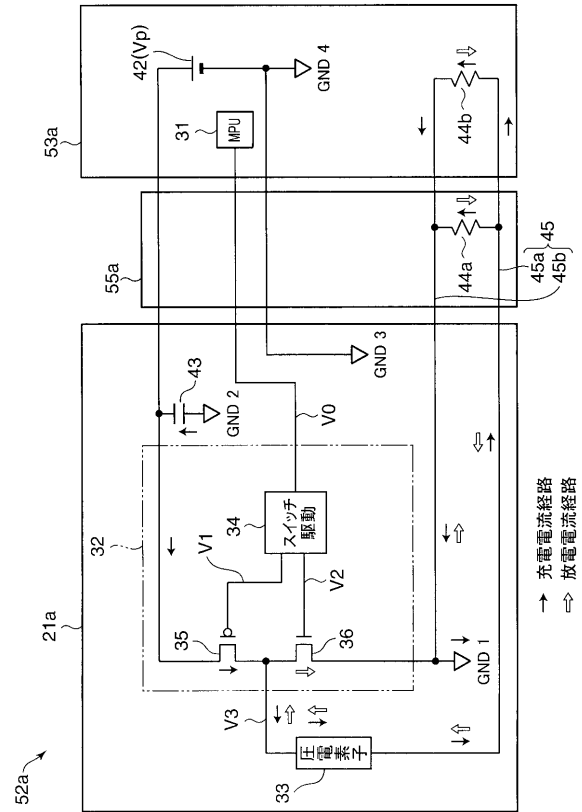
【圖 4】



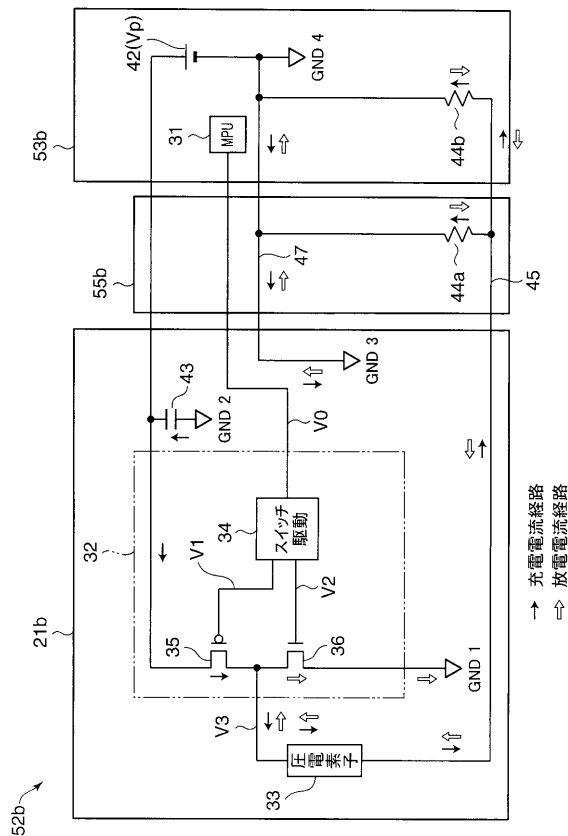
【図 5】



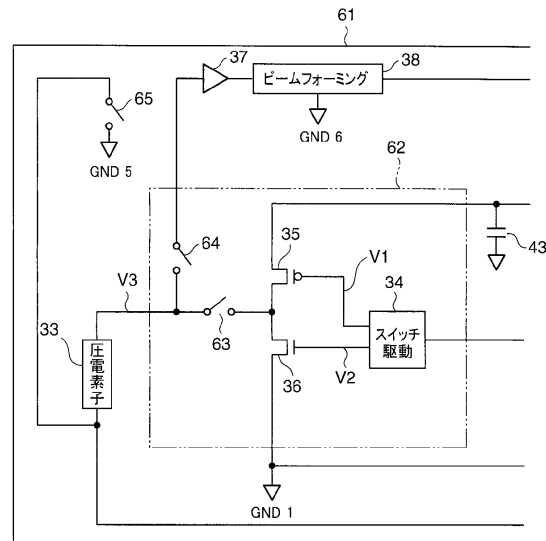
【図 6】



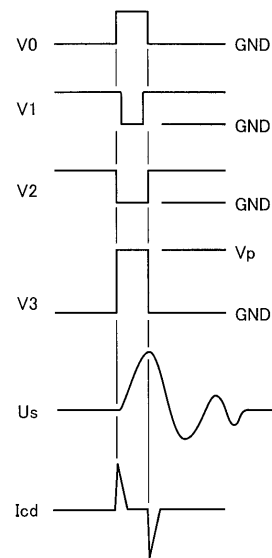
【図 7】



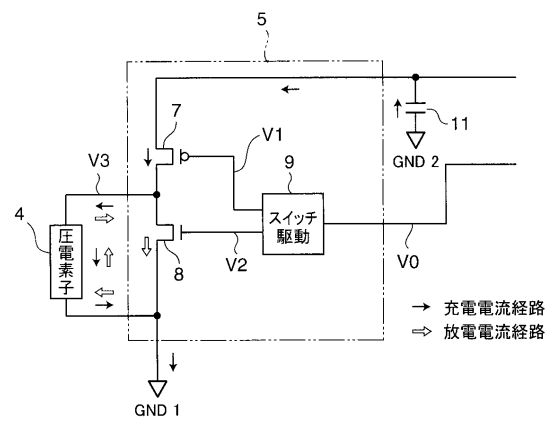
【図 8】



【 図 1 0 】



【圖 1 2】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 0 2 2 7 6 0 (J P , A)
特開昭 6 3 - 0 8 4 5 3 1 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 1 8 8 2 4 6 (J P , A)
特開平 0 7 - 1 2 3 7 0 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP5365142B2	公开(公告)日	2013-12-11
申请号	JP2008283155	申请日	2008-11-04
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达医疗印刷器材有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	水本賢次		
发明人	水本 賢次		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE16 4C601/GB18		
代理人(译)	樱井 智		
审查员(译)	樋口宗彦		
其他公开文献	JP2010110366A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断成像装置，用于控制超声波探头内的发热。解决方案：超声波探头21a包括压电元件33和脉冲发生器32，用于在传输中将驱动脉冲V3馈送到压电元件33。超声波探头还在同轴电缆25a中具有假负载44。假负载44与从脉冲发生器32到压电元件33的电流通路串联连接，并且假负载相对于驱动脉冲V3的阻抗设定为高于脉冲发生器内的开关元件35和36的阻抗。结果，在虚拟负载44中产生在串联电路中产生的相对大部分的热量，并且减小了超声波探头21a本身内的发热。因此，可以控制由透射中的探头21a内的发热引起的麻烦，可以确保必要的超声辐射功率，并且可以连续地操作超声诊断成像设备。

【图 1】

