

(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2012-239773

(P2012-239773A)

(43) 公開日 平成24年12月10日(2012.12.10)

(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 9 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2011-115302(P2011-115302)
(22) 出願日 平成23年5月24日(2011.5.24)

(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
(74) 代理人 100096091
弁理士 井上 誠一
(72) 発明者 矢崎 徹
神奈川県横浜市戸塚区吉田町292番地
株式会社日立製作所横浜研究所内
(72) 発明者 浅房 勝徳
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内
(72) 発明者 麻殖生 健二
東京都杉並区宮前2-17-18
Fターム(参考) 4C601 EE10 EE11 EE13 EE16 GB18
GB22

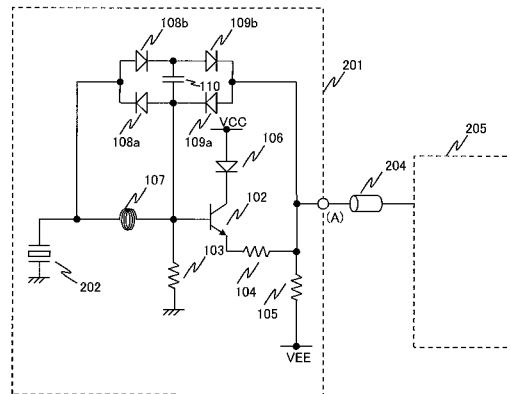
(54) 【発明の名称】 超音波探触子、超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】回路規模を大幅に増加させることなく、両極性駆動パルスに対応可能なインピーダンス変換回路のトランジスタにおいて発生する過電流を抑制することが可能な超音波探触子等を提供する。

【解決手段】インピーダンス変換回路は、高耐圧トランジスタ102のエミッタホロワによって構成される。高耐圧トランジスタ102のベースにはバイアス電圧を決めるための抵抗103がグラウンドに接続され、コレクタには高耐圧ダイオード106が電源VCCとの間に接続され、エミッタには動作電流を決める抵抗105と出力インピーダンスを調整するための抵抗104が接続される。更に、高耐圧トランジスタ102のベースと超音波振動子202の間には、駆動パルスに対して、超音波振動子202に印加された駆動パルスを増幅するための共振回路として、コンデンサ110及びコイル107が設けられる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子と、
 トランジスタのエミッタホロワを有するインピーダンス変換回路と、
 前記トランジスタのコレクタと第 1 電源間に接続される第 1 ダイオードと、
 前記トランジスタのベースと前記超音波振動子の間には、駆動パルスに対して、前記超音波振動子に印加された駆動パルスを増幅するための共振回路と、
 を備えたことを特徴とする超音波探触子。

【請求項 2】

前記トランジスタのエミッタには、出力インピーダンスを調整するための第 1 素子と、
 動作電流を決める第 2 素子が接続される
 ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波探触子。

10

【請求項 3】

前記超音波振動子と前記第 2 素子との間には、正極性駆動パルスを通過させるための第 2 ダイオード及び第 3 ダイオードと、負極性駆動パルスを通過させるための第 4 ダイオード及び第 5 ダイオードが接続され、
 前記高耐圧トランジスタのベースと前記超音波振動子の間にはコイルが接続され、
 前記第 2 ダイオード及び前記第 3 ダイオードの間と前記第 4 ダイオード及び前記第 5 ダイオードの間にはコンデンサが接続され、
 前記第 2 ダイオード及び前記第 3 ダイオードの間には、前記トランジスタのベースが接続され、
 前記コイル及び前記コンデンサが前記共振回路となる
 ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波探触子。

20

【請求項 4】

前記第 2 素子と第 2 電源間には、第 6 ダイオードが接続される
 ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波探触子。

【請求項 5】

前記第 1 素子が可変抵抗器である
 ことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波探触子。

【請求項 6】

超音波探触子と、装置本体部と、前記超音波探触子と前記装置本体部とを電氣的に接続するケーブルとを具備する超音波診断装置であって、
 前記超音波探触子は、
 超音波振動子と、
 トランジスタのエミッタホロワを有するインピーダンス変換回路と、
 前記トランジスタのコレクタと第 1 電源間に接続される第 1 ダイオードと、
 前記トランジスタのベースと前記超音波振動子の間には、駆動パルスに対して、前記超音波振動子に印加された駆動パルスを増幅するための共振回路と、
 を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記トランジスタのエミッタには、出力インピーダンスを調整するための第 1 素子が接続され、
 前記装置本体部には、動作電流を決める第 2 素子が配置される
 ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記超音波振動子と前記第 2 素子との間には、正極性駆動パルスを通過させるための第 2 ダイオード及び第 3 ダイオードと、負極性駆動パルスを通過させるための第 4 ダイオード及び第 5 ダイオードが接続され、
 前記高耐圧トランジスタのベースと前記超音波振動子の間にはコイルが接続され、
 前記第 2 ダイオード及び前記第 3 ダイオードの間と前記第 4 ダイオード及び前記第 5 ダ

50

イオードの間にはコンデンサが接続され、

前記第2ダイオード及び前記第3ダイオードの間には、前記トランジスタのベースが接続され、

前記コイル及び前記コンデンサが前記共振回路となることを特徴とする請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記ケーブルと前記第2素子の間には、制御スイッチが接続されることを特徴とする請求項8に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、両極性駆動パルスに対応可能なインピーダンス変換回路を有する超音波探触子等に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、送受信部や表示部などから構成される装置本体と、内部に超音波振動子がアレイ状に配置されている超音波探触子とが、ケーブルを介して接続される構成となっている。装置本体から送信される送信電気信号（駆動パルス信号とも言われる。）は、超音波振動子において超音波信号へと変換され、外部へと放射される。放射される超音波信号は、外部媒体において反射し、超音波振動子において受信され、再び電気信号へと変換される。この受信電気信号は、ケーブルを介して装置本体へと伝達され、信号処理された後、表示部において超音波画像として表示される。

20

【0003】

このような超音波診断装置において、外部媒体からの受信信号は非常に微弱であり、インピーダンスが比較的高い超音波振動子は、接続されたケーブルや装置本体受信部とのインピーダンスとの不整合によって信号が減衰し、S/Nが悪化することがある。そこで、特許文献1や特許文献2には、超音波振動子とケーブルや装置本体受信部とのインピーダンスのマッチングを取り、S/Nを改善するために、超音波探触子内部にインピーダンス変換回路が配置される超音波診断装置が開示されている。

特許文献1や特許文献2に開示されている超音波診断装置では、超音波探触子内部の超音波振動子とケーブル間に、高入力インピーダンス、低出力インピーダンスという回路特性を持つインピーダンス変換回路を設けることによって、インピーダンスを制御し、ケーブルや装置本体受信部のインピーダンス不整合を低減し、S/Nを改善している。

30

【0004】

また、近年の超音波診断装置において、パルスインバージョン造影法やハーモニック造影法などの様々な造影法が用いられるようになり、超音波振動子を駆動するためのパルス信号も、両極性の駆動パルスが必要とされている。この両極性の駆動パルス信号は、信号振幅が数十～百数十ボルトの電圧が必要となる。そのため、インピーダンス変換回路の内部トランジスタに過電流が流れると、送信電圧と過電流によって発生する電力消費によって、発熱や内部トランジスタの破損という問題を引き起こす。そこで、特許文献3には、過電流による発熱を低減し、両極性駆動パルスに対応可能なインピーダンス変換回路を備える超音波診断装置が開示されている。

40

特許文献3に開示されている超音波診断装置では、インピーダンス変換回路をトランジスタのエミッタホロワによって構成し、トランジスタのコレクタに定電流源を接続することによって、負極性駆動パルスが印加されるときに発生する過電流を抑制し、両極性の駆動パルスにも対応する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開昭63-84531号公報

50

【特許文献2】特開平11-169366号公報

【特許文献3】特開2004-57524号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献3に開示されている超音波診断装置は、超音波探触子の回路規模が大きくなるという課題がある。なぜならば、特許文献3の超音波診断装置では、トランジスタのコレクタに、比較的体積が大きい回路素子である定電流源を接続し、過電流を抑制していて、この定電流回路は各インピーダンス変換回路に対して独立に配置する必要があり、共通化することができないからである。さらに、インピーダンス変換回路は、全

10

ての超音波振動子に対して1対1に配置されるため、超音波振動子がアレイ状に複数配置される超音波探触子においては、各インピーダンス変換回路に含まれる1つの回路素子の大きさの違いによって、超音波探触子全体の回路規模が大きく異なることになる。

超音波探触子の回路規模が大きくなり、超音波探触子の体積が大きくなるということは、超音波探触子が重くなり、操作性が低下するなどの問題が発生する。

【0007】

本発明は、前述した問題点に鑑みてなされたもので、その目的とすることは、回路規模を大幅に増加させることなく、両極性駆動パルスに対応可能なインピーダンス変換回路のトランジスタにおいて発生する過電流を抑制することが可能な超音波探触子等を提供することである。

20

【課題を解決するための手段】

【0008】

前述した目的を達成するために第1の発明は、超音波振動子と、トランジスタのエミッタホロワを有するインピーダンス変換回路と、前記トランジスタのコレクタと第1電源間に接続される第1ダイオードと、前記トランジスタのベースと前記超音波振動子の間には、駆動パルスに対して、前記超音波振動子に印加された駆動パルスを増幅するための共振回路と、を備えたことを特徴とする超音波探触子である。

【0009】

第2の発明は、超音波探触子と、装置本体部と、前記超音波探触子と前記装置本体部とを電氣的に接続するケーブルとを具備する超音波診断装置であって、前記超音波探触子は、超音波振動子と、トランジスタのエミッタホロワを有するインピーダンス変換回路と、前記トランジスタのコレクタと第1電源間に接続される第1ダイオードと、前記トランジスタのベースと前記超音波振動子の間には、駆動パルスに対して、前記超音波振動子に印加された駆動パルスを増幅するための共振回路と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置である。

30

【発明の効果】

【0010】

本発明により、回路規模を大幅に増加させることなく、両極性駆動パルスに対応可能なインピーダンス変換回路のトランジスタにおいて発生する過電流を抑制することが可能な超音波探触子等を提供することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図2】第1実施形態の回路構成図の一例

【図3】インピーダンス変換回路の正極性駆動パルス信号の信号経路

【図4】インピーダンス変換回路の負極性駆動パルス信号の信号経路

【図5】インピーダンス変換回路の受信信号の信号経路

【図6】第1実施形態の効果を示す図

【図7】第2実施形態の回路構成図の一例

【図8】第3実施形態の回路構成図の一例

50

【図 9】第 4 実施形態の回路構成図の一例

【図 10】第 5 実施形態の回路構成図の一例

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下図面に基づいて、本発明の実施形態を詳細に説明する。

最初に、図 1 を参照しながら、全ての実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。

【0013】

図 1 に示すように、超音波診断装置は、装置本体部 205 と超音波探触子 201 とがケーブル 204 により接続されて構成される。超音波探触子 201 は、超音波振動子 202 とインピーダンス変換回路 203 等を備える。装置本体部 205 は、信号発生部 207、駆動パルス発生部 206、受信回路部 208、信号処理部 209、信号表示部 210 等を備える。

10

【0014】

超音波探触子 201 内部の超音波振動子 202 は、アレイ化して配列され、各超音波振動子 202 に対して、インピーダンス変換回路 203 が接続されている。つまり、インピーダンス変換回路 203 は、全ての超音波振動子 202 に対して 1 対 1 に配置される。また、インピーダンス変換回路 203 は、高入力インピーダンス、低出力インピーダンスという回路特性を持つ。

【0015】

装置本体部 205 では、信号発生部 207 が診断モードに合わせて信号を生成し、駆動パルス発生部 206 が信号を増幅し、ケーブル 204 を介して超音波探触子 201 へと駆動パルスを送信する。送信された駆動パルスは、インピーダンス変換回路 203 を通過して、超音波振動子 202 へと伝達される。このとき、インピーダンス変換回路 203 は、駆動パルスを通すだけであり、いわゆるインピーダンス変換機能の役割を果たさない。

20

【0016】

超音波振動子 202 へと伝達された駆動パルス信号は、超音波信号に変換され、被検体に放射される。被検体において反射された超音波信号は、超音波振動子 202 によって再び受信され、電気信号へと変換される。変換された電気信号は、インピーダンス変換回路 203 に入力される。このとき、インピーダンス変換回路 203 は、インピーダンス変換機能の役割を果たし、電気信号を低インピーダンスとして出力する。インピーダンス変換回路 203 から出力された電気信号は、ケーブル 204 を介して、装置本体部 205 の受信回路部 208 へと伝達される。

30

【0017】

受信回路部 208 は、受信信号をデジタル信号に変換し、信号処理部 209 に出力する。信号処理部 209 は、信号を処理し、超音波画像として画像表示部 210 に表示する。

【0018】

< 第 1 実施形態 >

図 2 ~ 図 6 を参照しながら、第 1 実施形態について説明する。

図 2 には、第 1 実施形態のインピーダンス変換回路の内部回路を含む回路図を図示している。図 2 では、超音波振動子 202 を除いた超音波探触子 201 の点線内の回路素子が、インピーダンス変換回路の内部回路に相当する。

40

【0019】

インピーダンス変換回路としては、高耐圧トランジスタ 102 (高耐圧バイポーラトランジスタ) のエミッタホロワ形式を採用する。これは、本発明がパルスインバージョン造影法やハーモニック造影法などの造影法を用いることを前提としており、バイアス電圧が大きい両極性の駆動パルスを必要とするからである。尚、駆動パルスのバイアス電圧の信号振幅は数十~百数十ボルトであるから、高耐圧トランジスタ 102 は、少なくとも百数

50

十ボルトの電圧に耐え得る。

【0020】

高耐圧トランジスタ102のベースには、バイアス電圧を決めるための抵抗103がグランドに接続される。高耐圧トランジスタ102のコレクタには、高耐圧ダイオード106が電源VCCとの間に接続される。高耐圧トランジスタ102のエミッタと電源VEEの間には、動作電流を決める抵抗105と、出力インピーダンスを調整するための抵抗104とが直列に接続される。ここで、電源VCCはプラスの低圧電源であり、電源VEEはマイナスの低圧電源である。

【0021】

また、高耐圧トランジスタ102のベースと超音波振動子202の間には、コイル107が接続される。超音波振動子202と抵抗105の間には、ダイオード108a、109aが直列に接続され、ダイオード108a、109aと並列に向きの異なるダイオード108b、109bが直列に接続される。ダイオード108aと109aの間、及び、108bと109bの間がコンデンサ110を介して接続される。そして、高耐圧トランジスタ102のベース、及び、ダイオード108aと109aの間が接続されている。

10

【0022】

図3～図5には、超音波診断装置の動作を説明する為に、正極性駆動パルス信号及び負極性駆動パルス信号の送信時、並びに信号の受信時の信号経路について図示されている。いずれも、太線として図示されている経路が、各信号経路である。

【0023】

最初に、正極性駆動パルス信号の送信時の動作について説明する。図3に示すように、装置本体部205から正極性駆動パルス信号が送信されると、ケーブル204を介して超音波振動子202に印加される。正極性駆動パルス信号はダイオード109aを通過し、ダイオード108aおよび並列に接続されたコイル107を通過して、超音波振動子202に印加される。このとき、電源VCCはプラス数ボルト程度となるため、高耐圧ダイオード106には逆バイアスが印加され、オフ状態になる。そのため、高耐圧トランジスタ102も電源から切り離され、オフ状態となる。また、高耐圧トランジスタ102のベースとエミッタ間には、逆バイアスが印加されるが、ダイオード109aによって0.7ボルト程度に制限されるため、回路素子が破壊されるようなことはない。

20

【0024】

次に、負極性駆動パルス信号の送信時の動作について説明する。図4に示すように、装置本体部205から負極性駆動パルス信号が送信されると、ケーブル204を介して超音波振動子202に印加される。このとき、超音波振動子202からダイオード108b、109bを通過して電荷が放電されるため、ダイオード109bと抵抗104の接続点(A)は、超音波振動子202から1.4ボルト程度低い電位となる。一方、高耐圧トランジスタ102のベースには、コイル107を介して、超音波振動子からの電荷が流れ込むことになるが、コイル107とコンデンサ110が共振回路となり、駆動パルス信号を増幅する。つまり、この共振回路によって、超音波振動子202の電位より高耐圧トランジスタ102のベース電位を低くさせることができる。

30

【0025】

そして、負極性駆動パルス信号によって高耐圧トランジスタ102において発生する過電流は、高耐圧トランジスタ102のベースと接続点(A)の間の電位差に基づいて決まる。前述した通り、接続点(A)は超音波振動子202から1.4ボルト程度低い電位となり、かつ超音波振動子202の電位より高耐圧トランジスタ102のベース電位も低くさせることができるので、高耐圧トランジスタ102のベースと接続点(A)の間の電位差が小さくなる。従って、第1実施形態のインピーダンス変換回路では、負極性パルス信号の送信時に、高耐圧トランジスタ102において発生する過電流を抑制することが可能となる。

40

【0026】

次に、被検体からの信号の受信時の動作について説明する。図5に示すように、被検体

50

において反射された受信信号は、超音波振動子 202 によって再び受信され、インピーダンス変換回路に入力される。受信信号は数マイクロ～数十ミリボルトと微弱であるため、ダイオード 108a、109a、108b、109b はオフ状態である。そのため、コンデンサ 110 及びコイル 107 は、共振回路として機能しない。

【0027】

そして、受信信号は、コイル 107 を介して、高入力インピーダンスを有する高耐圧トランジスタ 102 によって構成されるエミッタホロワに入力され、高耐圧トランジスタ 102 のエミッタ抵抗とインピーダンス調整用の抵抗 104 に基づいて決まるインピーダンスによって制御されて出力される。つまり、インピーダンス変換機能の役割を果たす。

【0028】

このとき、高耐圧トランジスタ 102 のベースに直列に接続されたコイル 107 は、超音波振動子 202 の容量との共振により、生体内において減衰した高周波成分を復元する役割を果たす。これによって、広い帯域幅のまま、受信信号を装置本体部 205 に送信することが可能となり、超音波画像の画質が向上する。

【0029】

図 6 には、実施例 1 と公知例の比較を示している。図 6 は、両極性駆動パルスの電圧振幅 [V (ボルト)] を横軸とし、過電流によって消費される電力量 (消費電力) [mW (ミリワット)] を縦軸としたグラフである。公知例は、特許文献 1 (特開昭 63-84531 号公報) に開示されたインピーダンス変換回路を回路シミュレータによって解析した結果である。実施例 1 は、第 1 実施形態のインピーダンス変換回路を回路シミュレータによって解析した結果である。

【0030】

使用部品およびインピーダンス変換器の性能は同一の条件として、送信時間と受信時間の比は 1/25 の場合の過渡解析を行った。

【0031】

図 6 を見れば、実施例 1 (第 1 実施形態のインピーダンス変換回路) の消費電力は、公知例 1 (特許文献 1 のインピーダンス変換回路) の消費電力と比較して、大幅に低減されていることが分かる。

【0032】

以上、第 1 実施形態の超音波探触子 201 は、両極性駆動パルスに対応可能なインピーダンス変換回路 203 の高耐圧トランジスタ 102 において発生する過電流を抑制することが可能である。また、第 1 実施形態のインピーダンス変換回路 203 は、比較的体積が小さい回路素子であるコイル 107 とコンデンサ 110 から構成される共振回路によって過電流を抑制しているので、超音波探触子 201 全体の回路規模を大幅に増加させることもない。

【0033】

< 第 2 実施形態 >

図 7 を参照しながら、第 2 実施形態について説明する。以下、第 1 実施形態と同様の構成要素には同じ符号を付けて、重複する説明を省略する。

【0034】

図 7 に示すように、第 2 実施形態では、第 1 実施形態における動作電流を設定するための抵抗 105 と電源 VEE の間に、高耐圧ダイオード 111 が接続されている。

【0035】

負極性駆動パルス信号が送信されると、電源 VEE は、マイナス数ボルト程度となるために、高耐圧ダイオード 111 には逆バイアスが印加され、オフ状態となり、抵抗 105 には電流が流れなくなる。そのため、抵抗 105 での発熱を低減することができる。

【0036】

以上、第 2 実施形態の超音波探触子 201 は、第 1 実施形態の超音波探触子 201 と同様の効果がある。更に、抵抗 105 と電源 VEE の間に高耐圧ダイオード 111 が接続されているので、更に発熱を抑えることが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 7 】

< 第 3 実施形態 >

図 8 を参照しながら、第 3 実施形態について説明する。以下、第 2 実施形態と同様の構成要素には同じ符号を付けて、重複する説明を省略する。

【 0 0 3 8 】

図 8 に示すように、第 3 実施形態では、第 2 実施形態における出力インピーダンスを調整するための抵抗 1 0 4 (図 7 参照) が、可変型抵抗器 1 1 2 となっている。

【 0 0 3 9 】

超音波探触子 2 0 1 は、コネクタによってケーブル 2 0 4 と接続することも可能であり、ケーブル 2 0 4 と装置本体部 2 0 5 を変えずに、超音波探触子 2 0 1 のみ交換可能に構成することができる。また、ケーブル 2 0 4 のインピーダンスは、超音波探触子 2 0 1 ごとに異なることが多い。そこで、出力インピーダンスを制御する抵抗 1 0 4 を可変型抵抗器 1 1 2 にすることによって、超音波探触子 2 0 1 を交換し、ケーブル 2 0 4 のインピーダンスが変化しても、容易に出力インピーダンスの調整が可能となり、インピーダンス整合を保つことができる。

10

【 0 0 4 0 】

以上、第 3 実施形態の超音波探触子 2 0 1 は、第 2 実施形態の超音波探触子 2 0 1 と同様の効果がある。更に、ケーブル 2 0 4 のインピーダンスが変化しても、容易に出力インピーダンスの調整が可能となり、インピーダンス整合を保つことができる。

【 0 0 4 1 】

< 第 4 実施形態 >

図 9 を参照しながら、第 4 実施形態について説明する。以下、第 3 実施形態と同様の構成要素には同じ符号を付けて、重複する説明を省略する。

20

【 0 0 4 2 】

図 9 に示すように、第 4 実施形態では、第 3 実施形態における動作電流を決定する抵抗 1 0 5 (図 8 参照) と発熱を低減する高耐圧ダイオード 1 1 1 (図 8 参照) が、ケーブル 2 0 4 を介して装置本体 2 0 5 側に配置されている。

【 0 0 4 3 】

抵抗 1 0 5 と高耐圧ダイオード 1 1 1 を、装置本体 2 0 5 側に配置することによって、超音波探触子 2 0 1 側において発生する発熱を低減できるとともに、超音波探触子 2 0 1 の回路規模が小さくなり、更なる小型化が可能となる。また、ケーブル 2 0 4 を介して、装置本体 2 0 5 側から超音波探触子 2 0 1 に供給していた電源 V E E がなくなるため、ケーブル 2 0 4 内の配線本数を削減することができ、ケーブルの軽量化も可能となる。

30

【 0 0 4 4 】

以上、第 4 実施形態の超音波診断装置は、第 3 実施形態の超音波診断装置と同様の効果がある。更に、超音波探触子 2 0 1 側の発熱を低減できるとともに、超音波探触子 2 0 1 の更なる小型化及びケーブルの軽量化も可能となる。

【 0 0 4 5 】

< 第 5 実施形態 >

図 1 0 を参照しながら、第 5 実施形態のインピーダンス変換回路について説明する。以下、第 4 実施形態と同様の構成要素には同じ符号を付けて、重複する説明を省略する。

40

【 0 0 4 6 】

図 1 0 に示すように、第 5 実施形態では、第 4 実施形態におけるケーブル 2 0 4 と装置本体 2 0 5 内に配置された動作電流を決定する抵抗 1 0 5 の間に、制御スイッチ 2 1 1 が接続されている。

【 0 0 4 7 】

超音波探触子 2 0 1 には超音波振動子 2 0 2 がアレイ状に配置されているが、一般的に、同時に全ての超音波振動子 2 0 2 を動作させることは少ない。そのため、制御スイッチ 2 1 1 を設けて、動作していない超音波振動子 2 0 2 に接続されるインピーダンス変換回路 2 0 3 の制御スイッチ 2 1 1 をオフとすることによって、動作していない超音波振動子

50

202に接続されるインピーダンス変換回路203には電流が流れなくなり、超音波探触子201の発熱を抑制することが可能となる。

【0048】

以上、第5実施形態の超音波診断装置は、第4実施形態の超音波診断装置と同様の効果がある。更に、動作していない超音波振動子202に接続されるインピーダンス変換回路203に電流が流れないようにして、超音波探触子201の発熱を抑制することが可能となる。

【0049】

以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波探触子等の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。たとえば、本例では二電源の例で示したが、電位の関係が同様であれば、単一電源でも実現可能である。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

10

【符号の説明】

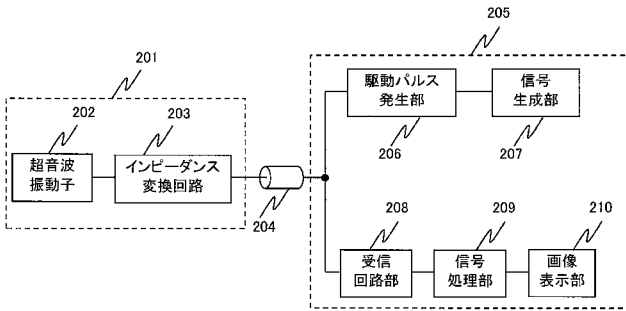
【0050】

- 102 高耐圧トランジスタ
- 103、104、105 抵抗
- 106、111 高耐圧ダイオード
- 107 コイル
- 108a、108b、109a、109b ダイオード
- 110 コンデンサ
- 112 可変抵抗
- 201 超音波探触子
- 202 超音波振動子
- 203 インピーダンス変換回路
- 204 ケーブル
- 205 装置本体
- 206 駆動パルス発生部
- 207 信号生成部
- 208 受信回路
- 209 信号処理部
- 210 画像表示部
- 211 制御スイッチ

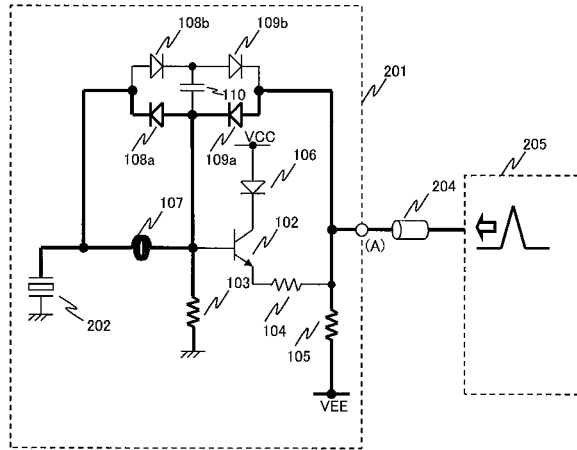
20

30

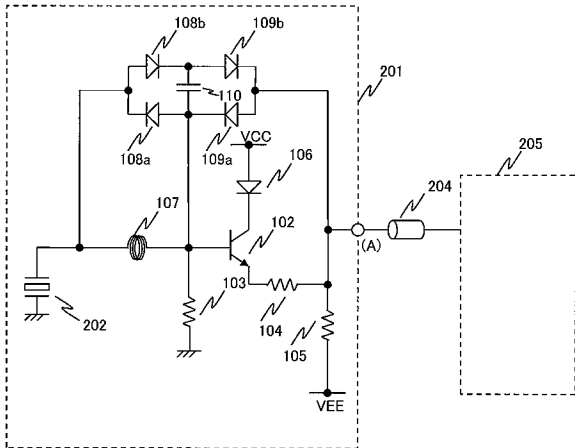
【図1】



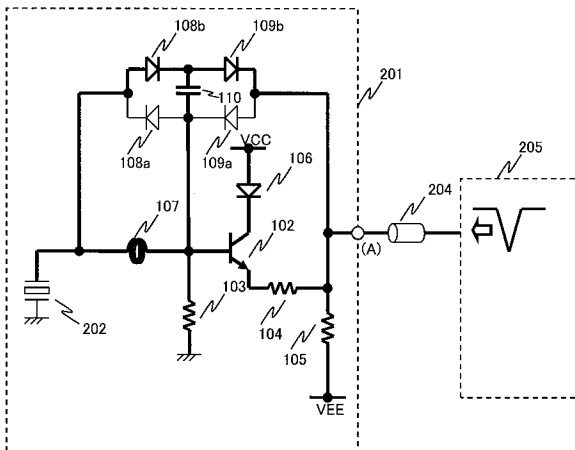
【図3】



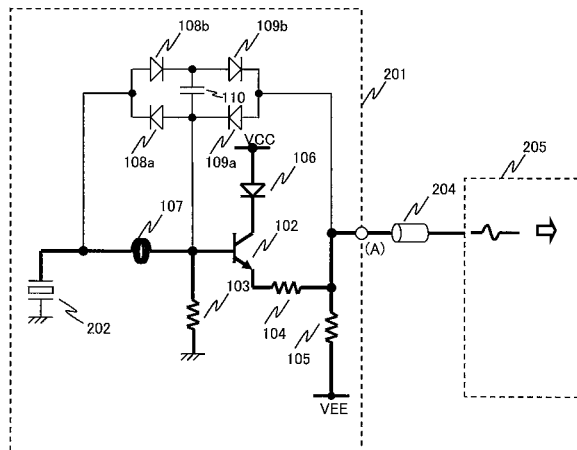
【図2】



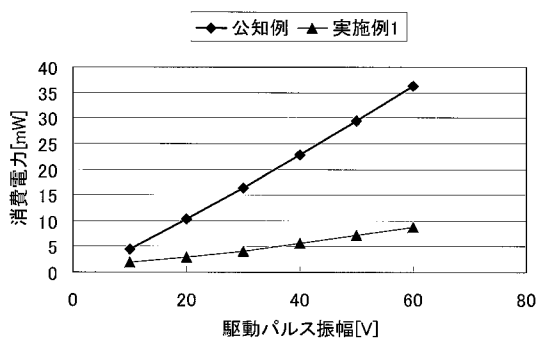
【図4】



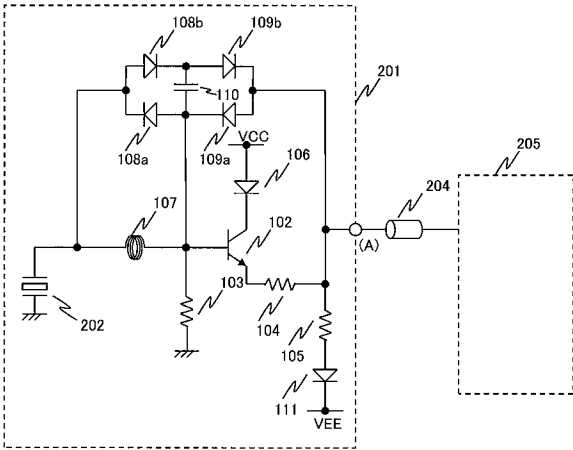
【図5】



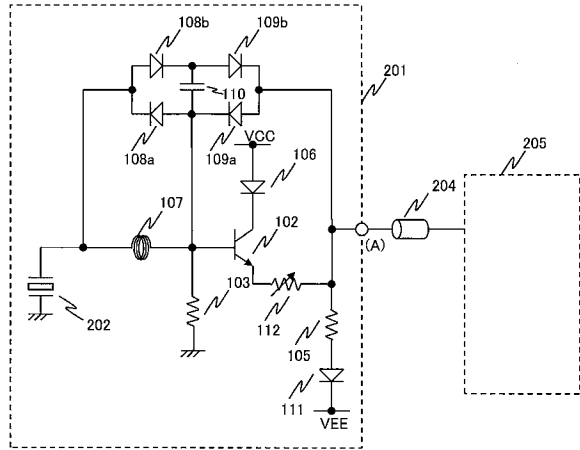
【図6】



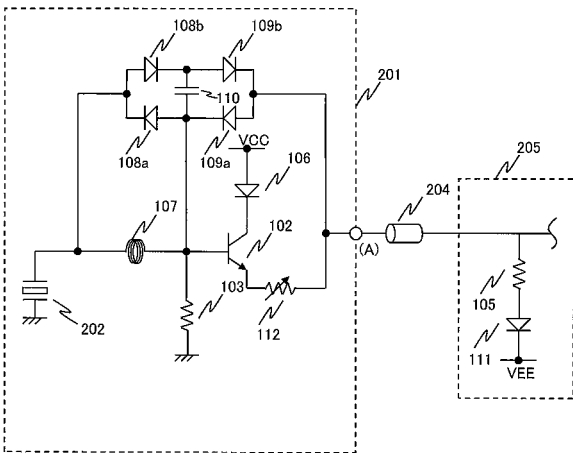
【 図 7 】



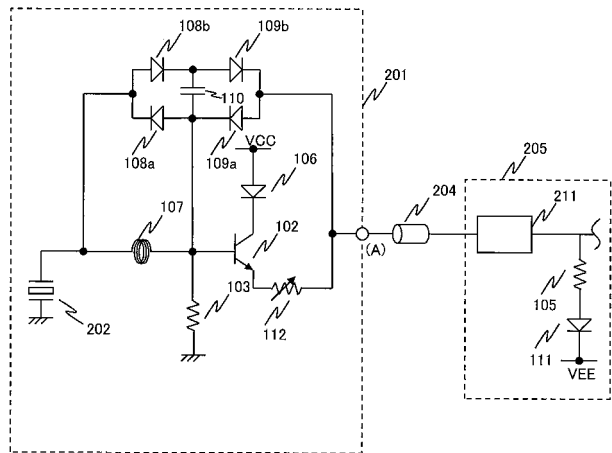
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



专利名称(译)	超声波探头，超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2012239773A	公开(公告)日	2012-12-10
申请号	JP2011115302	申请日	2011-05-24
[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	矢崎 徹 浅房 勝徳 麻殖生 健二		
发明人	矢崎 徹 浅房 勝徳 麻殖生 健二		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/EE13 4C601/EE16 4C601/GB18 4C601/GB22		
代理人(译)	井上清一		
其他公开文献	JP5718152B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波探头等，其能够抑制在能够应对双极驱动脉冲的阻抗转换电路的晶体管中产生的过电流而不会显著增大电路规模。阻抗转换电路包括高击穿电压晶体管的发射极跟随器。用于确定偏置电压的电阻器103在高击穿电压晶体管102的基极接地，高击穿电压二极管106连接在集电极和电源VCC之间，并且在发射极输出电阻器105和用于确定工作电流的输出。连接了用于调节阻抗的电阻器104。此外，在高击穿电压晶体管102的基极与超声波振荡器202之间，设置有电容器110和线圈107作为谐振电路，用于相对于驱动脉冲放大施加到超声波振荡器202的驱动脉冲。提供。 [选择图]图2

