

(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2006-136630

(P2006-136630A)

(43) 公開日 平成18年6月1日(2006. 6. 1)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-330726 (P2004-330726)

(22) 出願日 平成16年11月15日 (2004. 11. 15)

(71) 出願人 000003078

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

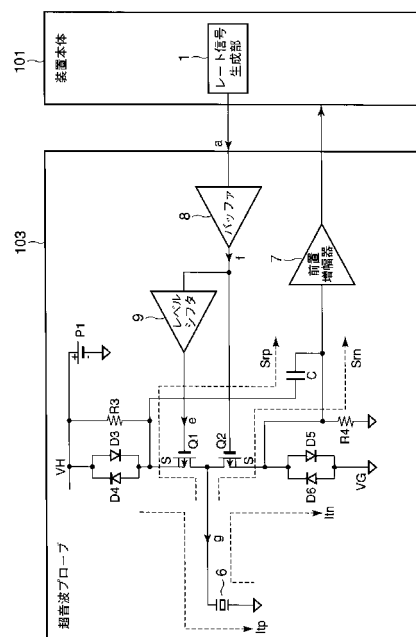
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波プローブ

(57) 【要約】

【課題】 無駄な発熱を軽減することで送信電力の制限を少なくする。

【解決手段】 トランジスタQ1、Q2のドレイン端子をそれぞれ超音波振動子6の一端に接続する。トランジスタQ1のソース端子にコンデンサCを介して前置増幅器7の入力端子を接続する。トランジスタQ2のソース端子に前置増幅器7の入力端子を接続する。トランジスタQ1のソース端子と送信電圧VHを出力する電源P1との間に、ダイオードD3、D4からなる素子群を設ける。この素子群の両端に生じる電荷を放電するように抵抗器R3を設ける。トランジスタQ2のソース端子とグランドとの間にダイオードD5、D6からなる素子群を設ける。この素子群の両端に生じる電荷を放電するように抵抗器R4を設ける。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 および第 2 の端子を備え前記第 1 の端子と前記第 2 の端子との間に送信電圧が印加された際に超音波を放出するとともに、反射超音波を受けて受信電圧を前記第 1 の端子から出力する超音波振動子と、

電流通路の第 1 端が前記第 1 の端子に接続された第 1 導電型の第 1 のトランジスタと、
電流通路の第 1 端が前記第 1 の端子に接続された第 2 導電型の第 2 のトランジスタと、
前記第 2 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に入力端子が接続された増幅器と、

一端が前記第 1 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に接続されるとともに、
他端が前記入力端子に接続されたコンデンサと、

一端が前記第 1 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に接続されるとともに、
他端が前記送信電圧の電源線に接続され、前記受信電圧の通過を阻止し、かつ前記送信電圧を通過させる特性を持った第 1 の素子群と、

前記第 1 の素子群の両端に生じる電荷を放電する手段と、

一端が前記第 2 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に接続されるとともに、
他端が接地され、前記受信電圧の通過を阻止し、かつ前記送信電圧を通過させる特性を持った第 2 の素子群と、

前記第 2 の素子群の両端に生じる電荷を放電する手段とを具備する超音波プローブと、

送信期間とこれに続く受信期間とを含む周期的なレート期間の開始タイミング毎に、第
1 の電圧から前記第 1 の電圧よりも高い第 2 の電圧への立ち上がりと前記第 2 の電圧から
前記第 1 の電圧への立ち下がりとを繰り返すとともに、前記開始タイミングにて立ち下が
った前記レート期間における前記受信期間には前記第 2 の電圧を維持し、前記開始タイミ
ングにて立ち上がった前記レート期間における前記受信期間には前記第 1 の電圧を維持す
る信号を前記第 1 のトランジスタの制御端子に供給する第 1 の供給手段と、

前記レート期間の開始タイミング毎に、第 3 の電圧から前記第 3 の電圧よりも高い第 4
の電圧への立ち上がりと前記第 4 の電圧から前記第 3 の電圧への立ち下がりとを繰り返す
とともに、前記開始タイミングにて立ち下がった前記レート期間における前記受信期間に
は前記第 4 の電圧を維持し、前記開始タイミングにて立ち上がった前記レート期間におけ
る前記受信期間には前記第 3 の電圧を維持する信号を前記第 2 のトランジスタの制御端子
に供給する第 2 の供給手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記第 1 の素子群または前記第 2 の素子群は、互いに逆極性に並列に接続された 2 つのダイオードを含む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】

前記第 1 のトランジスタは P 型の電界効果トランジスタであり、

前記第 2 のトランジスタは N 型の電界効果トランジスタであり、

さらに前記第 1 および前記第 2 のトランジスタにおける前記電流通路の第 1 端および第
2 端がそれぞれドレイン端子およびソース端子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 4】

前記第 1 の供給手段は、前記第 1 の電圧を、前記送信電圧を基準として前記第 1 のトラ
ンジスタにおける前記電流通路が低インピーダンス状態となる電圧とし、前記第 2 の電圧
を、前記送信電圧を基準として前記第 1 のトランジスタにおける前記電流通路が高インピ
ーダンス状態となる電圧とした前記信号を供給することを特徴とする請求項 3 に記載の超
音波診断装置。

【請求項 5】

前記第 2 の供給手段は、前記第 3 の電圧を、前記グランド電位を基準として前記第 2 の
トランジスタにおける前記電流通路が高インピーダンス状態となる電圧とし、前記第 4 の
電圧を、前記グランド電位を基準として前記第 2 のトランジスタにおける前記電流通路が

10

20

30

40

50

低インピーダンス状態となる電圧とした前記信号を供給することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

第 1 および第 2 の端子を備え前記第 1 の端子と前記第 2 の端子との間に送信電圧が印加された際に超音波を放出するとともに、反射超音波を受けて受信電圧を前記第 1 の端子から出力する超音波振動子と、

電流通路の第 1 端が前記第 1 の端子に接続された第 1 導電型の第 1 のトランジスタと、

電流通路の第 1 端が前記第 1 の端子に接続された第 2 導電型の第 2 のトランジスタと、

前記第 2 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に入力端子が接続された増幅器と、

一端が前記第 1 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に接続されるとともに、他端が前記入力端子に接続されたコンデンサと、

一端が前記第 1 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に接続されるとともに、他端が前記送信電圧の電源線に接続され、前記受信電圧の通過を阻止し、かつ前記送信電圧を通過させる特性を持った第 1 の素子群と、

前記第 1 の素子群の両端に生じる電荷を放電する手段と、

一端が前記第 2 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に接続されるとともに、他端が接地され、前記受信電圧の通過を阻止し、かつ前記送信電圧を通過させる特性を持った第 2 の素子群と、

前記第 2 の素子群の両端に生じる電荷を放電する手段とを具備したことを特徴とする超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、送受信部を内蔵する超音波プローブを備えた超音波診断装置およびこの超音波診断装置で利用可能な超音波プローブに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波画像のコントラスト分解能の改善およびアーチファクトの低減を目的として、パルスインバージョン法を使ったハーモニック断層表示の適用が考えられている。パルスインバージョン法とは、1 本の超音波ラスタを構築する上で、位相が 180 度異なる超音波信号でそれぞれ送信を行い、異なった送信信号で得られた受信信号を加算する。これによって、送信パルスで発生する生体内の非線形受信信号のみ得ることができる。

【0003】

図 3 はパルスインバージョン法を実現する超音波診断装置の従来例の構成を示す図である。図 4 は図 3 中の各部の信号の波形とタイミング関係とを示す図である。

【0004】

以下に、図 3 および図 4 を参照して従来の超音波診断装置について説明する。この説明の中で、FET の状態として ON および OFF という表現を便宜上使うが、ON 状態とはソース・ドレイン間インピーダンスが低い状態を示し、OFF 状態とは逆にインピーダンスが高い状態を示す。

【0005】

図 3 に示す超音波診断装置は、装置本体 101 および超音波プローブ 102 を含む。さらに装置本体 101 はさらに、レート信号生成部 1 を含む。超音波プローブ 102 はさらに、バッファ 2、3、レベルシフタ 4、5、超音波振動子 6、前置増幅器 7、トランジスタ Q1、Q2、電源 P1、P2、抵抗器 R1、R2 およびダイオード D1、D2 を含む。なお、トランジスタ Q1 としては、P 型の電界効果トランジスタ (FET) が適用される。トランジスタ Q2 としては、N 型の電界効果トランジスタが適用される。

【0006】

レート信号生成部 1 は、送信コントロール用の信号 a を出力する。信号 a は図 4 に示す

10

20

30

40

50

ように、立ち上がりと立ち下がりとをそれぞれ一定の繰り返し周期で繰り返す信号であり、超音波の送信繰り返し信号に相当している。以降においては、信号 a をレート信号と呼ぶ。レート信号 a の立ち下がりエッジが超音波の送信の時相と一致しており、表示される断層像上ではプローブ表面に相当する。レート信号 a は、バッファ 2, 3 に入力される。

【0007】

レート信号 a は、装置本体 101 から超音波プローブ 102 へ伝送される途上で波形が歪む。バッファ 2, 3 は、レート信号 a の波形を整形した上でレベルシフタ 4, 5 へ送る。レベルシフタ 4 は、トランジスタ Q1 のソース端子 S が電源 P1 の電圧値 V_H になっているため、この電圧値 V_H を基準にトランジスタ Q1 のドレイン - ソース間が十分 ON する振幅 V_D を持ち、図 4 に示すような波形の信号 b に変換する。レベルシフタ 5 は、トランジスタ Q2 のソース端子 S が電源 P2 の電圧値 V_N になっているため、この電圧値 V_N を基準にトランジスタ Q2 のドレイン - ソース間が十分 ON する振幅 V_D を持ち、図 4 に示すような波形の信号 c に変換する。

10

【0008】

まず、この超音波診断装置における送信時の動作について説明する。

初期状態として、信号 b がハイレベル状態で、信号 c がローレベル状態にある。この時、トランジスタ Q1 およびトランジスタ Q2 はともに OFF 状態である。この時のトランジスタ Q1, Q2 のドレイン端子の電位、すなわち超音波振動子 6 に供給される信号 d の電圧値は、抵抗器 R1 のグランド電位 V_G で決まり、零ボルトとなる。次に信号 b のみがローレベルになると、トランジスタ Q1 のみが ON 状態になるため、信号 d は電源 P1 の電圧値 V_H になる。信号 d が電圧値 V_H になった瞬間、超音波振動子 6 にパルス電流が流れるが、超音波振動子 6 は容量特性を有するため電荷がチャージされて超音波振動子 6 の両端の電圧値が V_H となる。次に信号 b および信号 c がともにハイレベルになると、トランジスタ Q1 が OFF 状態で、トランジスタ Q2 が ON 状態になるため、信号 d は電源 P2 の電圧値 V_N になる。同様に超音波振動子 6 は、負電荷がチャージされて電圧値が V_N となる。次に信号 b がハイレベル状態で、信号 c がローレベル状態になると、トランジスタ Q1, Q2 がともに OFF 状態になるため、超音波振動子 6 でチャージされた電荷は抵抗器 R1 を通って放電される。この繰り返し動作で超音波振動子 6 から超音波が送波される。

20

【0009】

次に受信時の動作について説明する。

超音波振動子 6 で発生する受信信号は、信号 d に対して非常に小さい。そこで、この受信信号とノイズ信号との比を装置本体 101 側で劣化させないために、前置増幅器 7 を備えている。受信信号は、抵抗器 R2 を介して前置増幅器 7 へ入力されて増幅された上で、装置本体 101 へと送信される。

30

【0010】

前置増幅器 7 は、上述のような用途であるために、受信信号の電圧値を適正入力電圧とするように構成されている。従って、前置増幅器 7 に信号 d の高電圧値 V_H , V_N が直接加わると、前置増幅器 7 の破壊を来すおそれがある。抵抗器 R2 およびダイオード D1, D2 は、前置増幅器 7 を信号 d から保護する働きをする。

40

【0011】

信号 d が電圧値 V_H または電圧値 V_N になると、抵抗器 R2 を通って電流が流れる。この電流は、ダイオード D1 またはダイオード D2 を通って流れる。すなわち、ダイオード D1, D2 は、互いに逆極性で並列接続されているため、ダイオード D1, D2 のいずれかの順電圧降下値 V_F 以上の電圧値になるとそのダイオードのインピーダンスが低くなる。これにより、順電圧降下値 V_F 以上の信号についての電流はダイオード D1 またはダイオード D2 を通って流れ、前置増幅器 7 の入力には $\pm V_F$ 以上の電圧が掛からず、前置増幅器 7 が保護される。

【0012】

順電圧降下値 V_F 以下の電圧値になるとダイオード D1, D2 の双方のインピーダンス

50

が高くなる。このため、V F 以下の受信信号電流はダイオード D 1 , D 2 を流れず、前置増幅器 7 へ入力される。

【特許文献 1】特開平 9 - 3 0 4 5 1 2

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 1 3】

しかしながら、抵抗器 R 2 から発生する熱雑音値を受信信号に対して十分に小さい値にしなければならないことから、抵抗器 R 2 の抵抗値はあまり大きくすることはできない。このため、超音波振動子 6 へ供給するべく発生された信号 d の電流のうちで、ダイオード 30 C9 D 1 , D 2 を通って流れる電流が無視できない程度の大きさになってしまう。この電流の多くは、発熱として消費される。

【0 0 1 4】

さて超音波プローブ 1 0 2 は、被験者に接触した状態で使用されることから、発熱を抑えることが重要である。しかし、上述のようにダイオード D 1 , D 2 を通って流れる電流により大きな発熱が生じることが避けられないことから、超音波プローブ 1 0 2 としての発熱量を減らすためには、信号 d の電圧値を小さくすることが必要になる。つまり、超音波の送信電力が制限されることになり、感度劣化を引き起こす要因となる。

【0 0 1 5】

本発明はこのような事情を考慮してなされたものであり、その目的とするところは、無駄な発熱を軽減することで送信電力の制限を少なくすることができる超音波診断装置および超音波プローブを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0 0 1 6】

以上の目的を達成するために第 1 の本発明は、第 1 および第 2 の端子を備え前記第 1 の端子と前記第 2 の端子との間に送信電圧が印加された際に超音波を放出するとともに、反射超音波を受けて受信電圧を前記第 1 の端子から出力する超音波振動子と、電流通路の第 1 端が前記第 1 の端子に接続された第 1 導電型の第 1 のトランジスタと、電流通路の第 1 端が前記第 1 の端子に接続された第 2 導電型の第 2 のトランジスタと、前記第 2 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に入力端子が接続された増幅器と、一端が前記第 1 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に接続されるとともに、他端が前記入力端子に接続されたコンデンサと、一端が前記第 1 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に接続されるとともに、他端が前記送信電圧の電源線に接続され、前記受信電圧の通過を阻止し、かつ前記送信電圧を通過させる特性を持った第 1 の素子群と、前記第 1 の素子群の両端に生じる電荷を放電する手段と、一端が前記第 2 のトランジスタにおける前記電流通路の第 2 端に接続されるとともに、他端が接地され、前記受信電圧の通過を阻止し、かつ前記送信電圧を通過させる特性を持った第 2 の素子群と、前記第 2 の素子群の両端に生じる電荷を放電する手段とを具備する超音波プローブと、送信期間とこれに続く受信期間とを含む周期的なレート期間の開始タイミング毎に、第 1 の電圧から前記第 1 の電圧よりも高い第 2 の電圧への立ち上がりと前記第 2 の電圧から前記第 1 の電圧への立ち下がりとを繰り返すとともに、前記開始タイミングにて立ち下がった前記レート期間における前記受信期間には前記第 2 の電圧を維持し、前記開始タイミングにて立ち上がった前記レート期間における前記受信期間には前記第 1 の電圧を維持する信号を前記第 1 のトランジスタの制御端子に供給する第 1 の供給手段と、前記レート期間の開始タイミング毎に、第 3 の電圧から前記第 3 の電圧よりも高い第 4 の電圧への立ち上がりと前記第 4 の電圧から前記第 3 の電圧への立ち下がりとを繰り返すとともに、前記開始タイミングにて立ち下がった前記レート期間における前記受信期間には前記第 4 の電圧を維持し、前記開始タイミングにて立ち上がった前記レート期間における前記受信期間には前記第 3 の電圧を維持する信号を前記第 2 のトランジスタの制御端子に供給する第 2 の供給手段とを備えて超音波診断装置を構成した。

【0 0 1 7】

また前記目的を達成するために第2の本発明は、第1および第2の端子を備え前記第1の端子と前記第2の端子との間に送信電圧が印加された際に超音波を放出するとともに、反射超音波を受けて受信電圧を前記第1の端子から出力する超音波振動子と、電流通路の第1端が前記第1の端子に接続された第1導電型の第1のトランジスタと、電流通路の第1端が前記第1の端子に接続された第2導電型の第2のトランジスタと、前記第2のトランジスタにおける前記電流通路の第2端に入力端子が接続された増幅器と、一端が前記第1のトランジスタにおける前記電流通路の第2端に接続されるとともに、他端が前記入力端子に接続されたコンデンサと、一端が前記第1のトランジスタにおける前記電流通路の第2端に接続されるとともに、他端が前記送信電圧の電源線に接続され、前記受信電圧の通過を阻止し、かつ前記送信電圧を通過させる特性を持った第1の素子群と、前記第1の素子群の両端に生じる電荷を放電する手段と、一端が前記第2のトランジスタにおける前記電流通路の第2端に接続されるとともに、他端が接地され、前記受信電圧の通過を阻止し、かつ前記送信電圧を通過させる特性を持った第2の素子群と、前記第2の素子群の両端に生じる電荷を放電する手段とを備えて超音波プローブを構成した。

10

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、無駄な発熱を軽減することで送信電力の制限を少なくすることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

20

以下、図面を参照して本発明の一実施形態について説明する。

図1は本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。図2は図1中の各部の信号の波形とタイミング関係とを示す図である。なお、図1において図3と同一の要素については同一の符号を付して示す。

【0020】

本実施形態の超音波診断装置は図1に示すように、装置本体101および超音波プローブ103を含む。装置本体101はさらに、レート信号生成部1を含む。超音波プローブ103はさらに、超音波振動子6、前置増幅器7、バッファ8、レベルシフタ9、トランジスタQ1、Q2、電源P1、抵抗器R3、R4、ダイオードD3、D4、D5、D6およびコンデンサCを含む。

30

【0021】

レート信号生成部1は、レート信号aを生成する。レート信号aは図2に示すように、立ち上がりとしち下がりとしをそれぞれ一定の繰り返し周期で繰り返す信号である。繰り返し周期は、超音波の送信繰り返し周期とする。レート信号aの立ち下がりエッジが超音波の送信の時相と一致しており、表示される断層像上ではプローブ表面に相当する。レート信号aは、装置本体101と超音波プローブ103とを接続するケーブル内の信号線を介して超音波プローブ103へと伝送される。そしてレート信号aは、バッファ8に入力される。

【0022】

バッファ8は、レート信号aに基づいてトランジスタQ2を制御する制御信号fを生成する。バッファ8が出力する制御信号fは、レベルシフタ9およびトランジスタQ2のゲート端子へ入力される。

40

【0023】

レベルシフタ9は、制御信号fのレベルをシフトすることによって、トランジスタQ1を制御する制御信号eを生成する。レベルシフタ9が出力する制御信号eは、トランジスタQ1のゲート端子へ入力される。

【0024】

トランジスタQ1、Q2は、互いに同種で、導電型が異なる。本実施形態においては、トランジスタQ1、Q2としては、電界効果トランジスタ(FET)を適用している。そしてトランジスタQ1がP型であり、トランジスタQ2がN型である。トランジスタQ1

50

、Q 2 のそれぞれのドレイン端子は、いずれも超音波振動子 6 の一端に接続されている。
なお超音波振動子 6 の他端は、接地されている。

【0025】

トランジスタ Q 1 のソース端子は、コンデンサ C を介して前置増幅器 7 の入力端子に接続されている。トランジスタ Q 1 のソース端子はまた、抵抗器 R 3、ダイオード D 3 またはダイオード D 4 を介して電源 P 1 に接続されている。ダイオード D 3、D 4 は、互いに逆極性で並列接続されている。抵抗器 R 3 は、ダイオード D 3、D 4 に対して並列接続されている。電源 P 1 は、電圧値 V H を出力する。

【0026】

トランジスタ Q 2 のソース端子は、前置増幅器 7 の入力端子に接続されている。トランジスタ Q 2 のソース端子はまた、抵抗器 R 4、ダイオード D 5 またはダイオード D 6 を介して接地されている。ダイオード D 5、D 6 は、互いに逆極性で並列接続されている。抵抗器 R 4 は、ダイオード D 5、D 6 に対して並列接続されている。

【0027】

前置増幅器 7 は、入力端子に入力される信号を増幅する。前置増幅器 7 は、超音波振動子 6 が出力する微弱な受信信号の電圧値を適正入力電圧とする。そして前置増幅器 7 は、装置本体 101 へ伝送された受信信号とノイズ信号との比が、装置本体 101 における処理のために適正となるような電圧まで上記の受信信号の電圧を増幅する。前置増幅器 7 で増幅された後の受信信号は、装置本体 101 と超音波プローブ 103 とを接続するケーブル内の信号線を介して装置本体 101 へと伝送される。

【0028】

次に以上のように構成された超音波診断装置の動作について説明する。

【0029】

なお、トランジスタ Q 1、Q 2 のドレイン端子より出力される信号 g の振幅値は、厳密にはダイオード D 3、D 4、D 5、D 6 の順電圧降下値 V F を加味する必要がある。しかし順電圧降下値 V F が通常 0.7 ~ 0.2 ボルトであるのに対して、電圧値 V H が 100 ボルト以上であることから、順電圧降下値 V F を無視して説明を行う。また以下の説明において、トランジスタ Q 1、Q 2 の状態として ON および OFF という表現を便宜上使うが、ON 状態とはソース - ドレイン間インピーダンスが低い状態を示し、OFF 状態とは逆にインピーダンスが高い状態を示す。

【0030】

レート信号生成部 1 は、図 2 に示すようなレート信号 a を生成し、送信する。レート信号 a は、超音波プローブ 103 へと伝送されて、バッファ 8 へ入力される。レート信号 a は、装置本体 101 から超音波プローブ 103 へ伝送される途上で波形が歪む。バッファ 8 は、レート信号 a の波形を整形する。さらにバッファ 8 は、整形後のレート信号 a に基づいて図 2 に示すような波形を持った制御信号 f を生成する。制御信号 f は、レート信号 a が立ち下がるタイミング毎に交互に立ち上がり立ち下がりとなるを繰り返す。ここで、レート信号 a の立ち下がりとはレート期間の開始タイミングを示す。従って制御信号 f は、レート期間の開始タイミング毎に交互に立ち上がり立ち下がりとなるを繰り返す。また制御信号 f は、開始タイミングにて立ち上がったレート期間における受信期間にはハイレベルを維持し、開始タイミングにて立ち下がったレート期間における受信期間にはローレベルを維持する。つまり、開始タイミングにて立ち下がったレート期間における受信期間 T 1 では制御信号 f は常にローレベルであり、その次のレート期間における受信期間 T 2 では制御信号 f は常にハイレベルである。開始タイミングの直後の送信期間におけるレベル変化の繰り返し回数は任意であって良い。実際には、送信期間におけるレベル変化の繰り返し回数に応じて超音波振動子が放射する超音波の周波数帯域が決まるので、必要とされる周波数帯域に応じて上記の繰り返し回数を定める。図 2 では、繰り返し回数を 1 回としている。さらに制御信号 f のハイレベルは、トランジスタ Q 2 が十分に ON できる電圧値 V D である。制御信号 f のローレベルは、グランドレベル V G である。グランドレベル V G は、零ボルトに相当する値である。制御信号 f は、低インピーダンス出力でレベルシフタ 9

10

20

30

40

50

およびトランジスタQ2のゲート端子へ入力される。

【0031】

レベルシフタ9は、制御信号fのレベルをシフトすることによって、制御信号eを生成する。制御信号eは、波形は制御信号fと同じであるが、電圧値が異なる。制御信号eのハイレベルは、トランジスタQ1のソース端子の電圧値を基準にトランジスタQ1のドレイン-ソース間が十分にONする電圧である。具体的には、トランジスタQ1のソース端子が電源P1が出力する電圧値VHになっているため、この電圧値VHを基準にトランジスタQ1のドレイン-ソース間が十分にONする電圧値VDが制御信号eのハイレベルとなる。制御信号eのローレベルは、電圧値VHと電圧値VDとの差に相当する電圧値となる。制御信号eは、トランジスタQ1のゲート端子へ入力される。

10

【0032】

さて、初期状態として制御信号eおよび制御信号fがいずれもハイレベル状態にある時、トランジスタQ1はゲート-ソース間電圧値が零ボルトであるためにOFF状態であり、トランジスタQ2はON状態である。従って、トランジスタQ1、Q2のドレイン端子の電位、すなわち超音波振動子6に供給される送信信号gの電圧値は、グラウンドレベルVGになっている。

【0033】

次に制御信号eおよび制御信号fがともにローレベルになると、トランジスタQ1がON状態、トランジスタQ2がOFF状態になる。このため送信信号gの電圧値は、電源P1の電圧値VHに変化する。この瞬間、超音波振動子6にパルス信号が印加され、ダイオードD3を通過して瞬時電流Itpが流れる。この時、超音波振動子6は容量性で有るために電荷がチャージされて、超音波振動子6の両端の電圧は電圧値VHとなる。

20

【0034】

次に再び制御信号eおよび制御信号fがともにハイレベル状態になると、トランジスタQ1がOFF状態、トランジスタQ2がON状態になる。このため、超音波振動子6にチャージされた電荷が、トランジスタQ2およびダイオードD5を通過して放電される。この繰り返しで超音波振動子6から超音波が送波される。

【0035】

受信期間においては、制御信号eおよび制御信号fは、ハイレベルまたはローレベルのいずれかに固定される。すなわち、図2ではレート期間T1ではローレベルに、レート期間T2ではハイレベルにそれぞれ固定される。

30

【0036】

レート期間T1のように制御信号eおよび制御信号fがいずれもローレベルであるときには、前述のようにトランジスタQ1がON状態、トランジスタQ2がOFF状態になる。このため、超音波振動子6で発生された受信信号は、トランジスタQ1およびコンデンサCを通過して信号Srpとして前置増幅器7に入力される。信号Srpの振幅は非常に小さく、ダイオードD3、D4の順電圧降下値以下であるため、ダイオードD3、D4のインピーダンスは高い状態である。従って、信号SrpはほとんどダイオードD3、D4を通過することはない。また抵抗器R3は、送信時にダイオードD3、D4の両端に発生する電荷を放電するためのものである。抵抗器R3の抵抗値を大きくすることができる。従って、信号Srpはほとんど抵抗器R3を通過することはない。これにより信号Srpは、ほとんどロスすることなく効率的に前置増幅器7に入力される。

40

【0037】

レート期間T2のように制御信号eおよび制御信号fがいずれもハイレベルであるときには、前述のようにトランジスタQ1がOFF状態、トランジスタQ2がON状態になる。このため、超音波振動子6で発生された受信信号は、トランジスタQ2を通過して信号Srnとして前置増幅器7に入力される。信号Srnの振幅は非常に小さく、ダイオードD5、D6の順電圧降下値以下であるため、ダイオードD5、D6のインピーダンスは高い状態である。従って、信号SrnはほとんどダイオードD5、D6を通過することはない。また抵抗器R4は、送信時にダイオードD5、D6の両端に発生する電荷を放電するた

50

めのものである。抵抗器 R 4 の抵抗値を大きくすることができる。従って、信号 S r n はほとんど抵抗器 R 4 を通過することはない。これにより信号 S r n は、ほとんどロスすることなく効率的に前置増幅器 7 に入力される。

【 0 0 3 8 】

信号 S r p と信号 S r n とは、1 レート期間毎に交互に前置増幅器 7 へ入力される。従って、超音波振動子 6 が出力する受信信号が前置増幅器 7 に入力されることになる。前置増幅器 7 は、この受信信号を増幅した上で、装置本体 1 0 1 へ送信する。

【 0 0 3 9 】

装置本体 1 0 1 では、連続する 2 つのレート期間に関する受信信号を、各レート期間の開始タイミングを基準として時相を合わせて加算する。連続する 2 つのレート期間の一方の開始タイミングでは送信信号 g が立ち下がり、他方の開始タイミングでは送信信号 g が立ち上がるから、連続する 2 つのレート期間のそれぞれで超音波振動子 6 から放射される超音波は、位相が互いに逆となる。このため、上記の加算により、線形成分を相殺し、非線形受信信号のみを得ることができる。すなわち、パルスインバージョン法が実現される。

10

【 0 0 4 0 】

ところで、以上のような動作がなされるなかで、トランジスタ Q 1 , Q 2 は必ずいずれか一方のみが ON 状態となる。このため、電圧 V H がトランジスタ Q 1 , Q 2 を介して前置増幅器 7 に流れ込むことはない。また、信号 S r p のための経路中にはコンデンサ C を配してあるため、この経路を介して電圧 V H が前置増幅器 7 に流れ込むことはない。このため、前置増幅器 7 の入力に送信用の電圧値 V H が加わることはなく、前置増幅器 7 は保護される。

20

【 0 0 4 1 】

そして、送信信号 g の電流の一部がトランジスタ D 5 , D 6 や抵抗器 R 4 を介して流れることもないので、発熱も小さく抑えられる。なお、送信用の電流がダイオード D 3 や抵抗器 R 3 を流れるが、それぞれの両端に発生する電圧値がダイオード D 3 , D 4 の順電圧降下値であるため、ダイオード D 3 や抵抗器 R 3 で消費される電力は送信電力に対して非常に小さな値となる。従って、ダイオード D 3 や抵抗器 R 3 での発熱は文段にならないほど小さい。

【 0 0 4 2 】

この実施形態は、次のような種々の変形実施が可能である。
バッファ 8 およびレベルシフタ 9 の機能を、装置本体 1 0 1 側に備えるようにしても良い。

30

抵抗器 R 3 , R 4 に代えて、ダイオード D 3 , D 4 の両端またはダイオード D 5 , D 6 の両端に発生する電荷を放電する機能を持った、コイルなどの他の素子や、あるいは回路などを備えても良い。

【 0 0 4 3 】

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。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。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 4 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【 図 2 】 図 1 中の各部の信号の波形とタイミング関係とを示す図。

【 図 3 】 パルスインバージョン法を実現する超音波診断装置の従来例の構成を示す図。

【 図 4 】 図 3 中の各部の信号の波形とタイミング関係とを示す図。

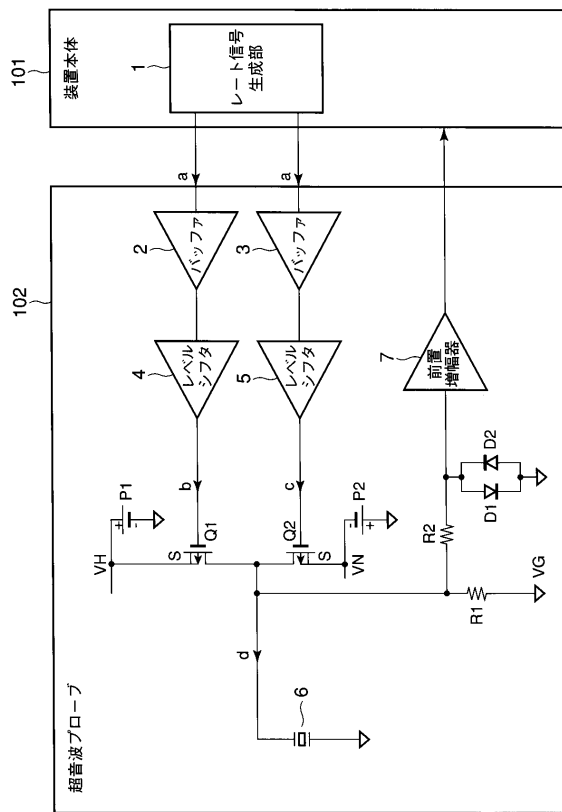
【 符号の説明 】

【 0 0 4 5 】

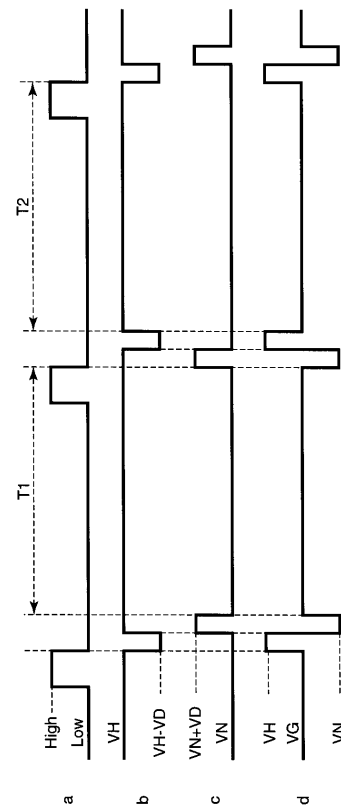
1 0 1 ... 装置本体、 1 0 3 ... 超音波プローブ、 1 ... レート信号生成部、 6 ... 超音波振動

50

【図 3】



【図 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 白坂 俊夫

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) 4C601 DE08 EE04 EE15 EE19 HH01 HH02 HH12

专利名称(译)	超声波诊断仪和超声波探头		
公开(公告)号	JP2006136630A	公开(公告)日	2006-06-01
申请号	JP2004330726	申请日	2004-11-15
[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	白坂俊夫		
发明人	白坂 俊夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE08 4C601/EE04 4C601/EE15 4C601/EE19 4C601/HH01 4C601/HH02 4C601/HH12		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是通过减少浪费的热量来限制不必要的传输功率。解决方案：晶体管Q1和Q2的漏极端子分别连接到超声换能器6的一端。前置放大器7的输入端子经由电容器C连接至晶体管Q1的源极端子。前置放大器7的输入端子连接到晶体管Q2的源极端子。在晶体管Q1的源极端子和输出传输电压VH的电源P1之间设有包括二极管D3和D4的元件组。设置电阻器R3以释放在该元件组的两端产生的电荷。在晶体管Q2的源极端子与地之间设有包括二极管D5和D6的元件组。设置电阻器R4以释放在该元件组的两端产生的电荷。[选型图]图1

