

(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2006-68090

(P2006-68090A)

(43) 公開日 平成18年3月16日(2006.3.16)

(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 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2004-252170 (P2004-252170)
 (22) 出願日 平成16年8月31日(2004.8.31)

(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 110000235
 特許業務法人 天城国際特許事務所
 (72) 発明者 白坂 俊夫
 栃木県大田原市下石上1385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 EE01 EE15 GB03 GB22 HH01
 HH08

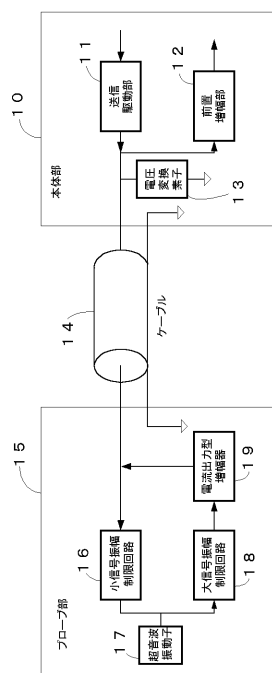
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 正負の両極性送信信号およびその受信にも適用できるプローブ内蔵送受信回路を備える超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 正負両極性に变化する送信信号により超音波振動子17を駆動する超音波プローブ部15は、前記送信信号が第1の所定振幅以上のとき超音波振動子17に前記送信信号を印加する小振幅制限手段16と、超音波振動子17により受信され、前記送信信号より極めて小さい第2の所定振幅以下の受信信号を電圧信号として出力する大信号振幅制限手段18と、この出力電圧信号を電流信号に変換し、小振幅制限手段16の入力端に高耐压特性を有して接続される電流出力型増幅手段19とを有し、本体部10は、前記送信信号を出力する送信手段11と、これの出力端に接続され、電流出力型増幅手段19の出力する前記電流信号を電圧信号に変換する電圧変換手段13とを具備してなることを特徴とする超音波診断装置。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子を駆動しこの超音波振動子からの受波信号を受信するプローブ部と、このプローブ部にケーブルを介して接続され、前記超音波振動子に印加する正負両極性に变化する送信信号を生成し、前記超音波振動子にて受信した信号を処理する本体部とを備え、前記プローブ部は、

前記送信信号が第 1 の所定振幅以上のとき前記超音波振動子に前記送信信号を印加する小振幅制限手段と、

前記超音波振動子により受信され、前記送信信号より極めて小さい第 2 の所定振幅以下の受信信号を出力電圧信号として出力する大振幅制限手段と、

この大振幅制限手段により出力された出力電圧信号を電流信号に変換し、前記小振幅制限手段の入力端に高耐圧特性を有して接続される電流出力型増幅手段とを有し、

前記本体部は、

前記送信信号を出力する送信手段と、

この送信手段の出力端に接続され、前記電流出力型増幅手段の出力する前記電流信号を電圧信号に変換する電圧変換手段と、

を具備してなることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波振動子を駆動しこの超音波振動子からの受波信号を受信するプローブ部と、このプローブ部にケーブルを介して接続され、前記超音波振動子に印加する正負両極性に变化する送信信号を生成し、前記超音波振動子にて受信した信号を処理する本体部とを備え、前記プローブ部は、

前記送信信号が第 1 の所定振幅以上のとき前記超音波振動子に前記送信信号を印加する第 1 のスイッチ手段と、

前記超音波振動子により受信され、前記送信信号より極めて小さい第 2 の所定振幅以下の受信信号を出力電圧信号として出力する第 2 のスイッチ手段と、

この第 2 のスイッチ手段により出力された出力電圧信号を電流信号に変換し、前記第 1 のスイッチ手段の入力端に高耐圧特性を有して接続される電流出力型増幅手段とを有し、

前記本体部は、

前記送信信号を出力する送信手段と、

この送信手段の出力端に接続され、前記電流出力型増幅手段の出力する前記電流信号を電圧信号に変換する電圧変換手段と、

を具備してなることを特徴とする超音波診断装置。

20

30

【請求項 3】

前記プローブ部には複数の超音波振動子を備え、超音波振動子それぞれに前記小振幅制限手段、前記大振幅制限手段、前記電流出力型増幅手段が前記プローブ部に設けられ、前記ケーブルは複数の導線を備えて、前記本体部には、この導線毎に前記電圧変換手段を具備してなることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記小振幅制限手段は、カソードとアノードを互いに違えて並列接続した第 1 のダイオードリミッタ回路により構成され、このダイオードの順方向降下電圧が前記第 1 の所定振幅であり、前記順方向降下電圧より大きい振幅の信号を通過させることを特徴とする請求項 1 または 3 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 5】

前記大振幅制限手段は、第 1 のバイアス電源に接続する第 1 のバイアス抵抗と第 2 のバイアス電源に接続する第 2 のバイアス抵抗により順方向電流が流されるダイオードブリッジ回路のカソード・アノード接続点を入力とし、他方のカソード・アノード接続点が、カソードとアノードを互いに違えて並列接続した第 2 のダイオードリミッタ回路により接地されて構成され、前記ダイオードブリッジが過大な入力信号に対しては逆バイアスされてこの入力信号の通過を阻止し、一方前記第 2 の所定振幅以下の小振幅入力信号に対しては

50

順方向バイアスでこれが通過して前記他方のカソード・アノード接続点に出力することを特徴とする請求項 1、3、4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記電流出力型増幅手段は、第 3 の電源にエミッタ抵抗を介してエミッタを接続する第 1 のトランジスタのベースを入力とし、このトランジスタのコレクタが第 4 の電源にゲートを接続する第 2 の N チャンネル電界効果トランジスタのソースに接続され、これのドレインにダイオードのカソードが接続され、そのアノードが前記ケーブルのプロープ部側の端部に接続して構成され、前記ベースに印加される電圧信号を前記ダイオードを流れる電流信号に変換して出力することを特徴とする請求項 1、3、4、5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

前記電流出力型増幅手段は、第 5 の電源にソース抵抗を介して接続する第 3 の N チャンネル電界効果トランジスタのゲートを入力とし、このトランジスタのドレインにダイオードのカソードが接続され、そのアノードが前記ケーブルのプロープ部側の端部に接続して構成され、前記ゲートに印加される電圧信号を前記ダイオードを流れる電流信号に変換して出力することを特徴とする請求項 1、3、4、5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波振動子による信号の送信と受信が同一ケーブルを共有して行なわれ、この超音波振動子を設けたプロープに送受信信号弁別手段を内蔵して備える超音波診断装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

超音波振動子を多チャンネル備え、超音波信号の送信と受信を同一ケーブルにより行う電子スキャン型超音波診断装置において、近年、細分化された超音波振動子を多数使用して画像を描出する応用が進んでいる。この細分化された超音波振動子のインピーダンスは一般的には高くなるため、超音波振動子から得られる受信信号が超音波振動子に接続されたケーブルのインピーダンスにより減衰され、十分な受信感度が得られないことがある。この問題を解決するために超音波プロープに受信増幅器を入れてケーブル等による損失を軽減する方法が考えられている(例えば、特許文献 1、あるいは特許文献 2 参照。)。これ等の技術は、正あるいは負のどちらか一方に電圧変化する片極性の送信波形の信号に対して適用されるが、両極性送信信号には適用できないものである。

30

【0003】

超音波診断装置により超音波断層像を表示する上で、送受信する超音波の信号帯域幅が広く設定されている場合には、距離分解能が良い、反面、感度が低下する特性があることは一般的に知られている。このため表示モード及び診断部位によって、送信波形の特性を目的に合わせて選択する必要がある。図 4 (a) は、超音波診断装置で使用する送信波形の代表例を示している。同図の波形 A 1 は正極性一波 4 1 の矩形波形、波形 A 2 は両極性一波 4 2 の矩形波形、波形 A 3 は正極性二波 4 3 の矩形波形を示す。

40

【0004】

図 4 (b) は同図 (a) に示す 3 種の矩形波形の周波数解析結果で、横軸が周波数、縦軸が電力のデシベル値である。また、矩形波形の幅 T_w は送信する超音波中心周波数 F_0 の周期の $1/2$ に相当する時間幅であり、図 4 (b) には、 $F_0 = 2 \text{ MHz}$ の波形に対する周波数解析結果を例として示す。同図に示すように、一般的に、前述した 3 種の送信矩形波形の有する周波数帯域幅は、正極性一波 4 1 の帯域特性 4 5 > 両極性一波 4 2 の帯域特性 4 6 > 正極性二波 4 3 の帯域特性 4 7、の関係にある。また、正極性一波 4 1 および正極性二波 4 3 では、周波数 0 MHz すなわち直流成分のスペクトルパワーが大きく、両極性一波 4 2 では全く直流成分が無い特性となる。したがって、送信波形において、信号成分のスペクトルパワーが大きい同図で波形 A 2 として示した両極性一波の矩形波形による

50

駆動が、高能率で、その帯域特性も良い駆動波形であるといえる。

【特許文献1】特開平9-33638号公報

【特許文献2】特開平11-169366号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上に述べた従来のプローブ内蔵送受信回路では、一波あるいは二波の片極性送信波形の送信器を備えた超音波診断装置には適用出来るが、両極性一波の送信波形の送信器を備えた超音波診断装置にこれらの回路を適用すると破損してしまう問題があった。

【0006】

この発明は上記の問題点を鑑みてなされたもので、正負の両極性の送信波形の信号およびその受信にも適用できるプローブ内蔵送受信回路を備える超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波振動子を駆動しこの超音波振動子からの受波信号を受信するプローブ部と、このプローブ部にケーブルを介して接続され、前記超音波振動子に印加する正負両極性に变化する送信信号を生成し、前記超音波振動子にて受信した信号を処理する本体部とを備え、前記プローブ部は、前記送信信号が第1の所定振幅以上のとき前記超音波振動子に前記送信信号を印加する小振幅制限手段と、前記超音波振動子により受信され、前記送信信号より極めて小さい第2の所定振幅以下の受信信号を出力電圧信号として出力する大振幅制限手段と、この大振幅制限手段により出力された出力電圧信号を電流信号に変換し、前記小振幅制限手段の入力端に高耐圧特性を有して接続される電流出力型増幅手段とを有し、前記本体部は、前記送信信号を出力する送信手段と、この送信手段の出力端に接続され、前記電流出力型増幅手段の出力する前記電流信号を電圧信号に変換する電圧変換手段とを具備してなることを特徴とするものである。

【0008】

また、本発明の超音波診断装置は、超音波振動子を駆動しこの超音波振動子からの受波信号を受信するプローブ部と、このプローブ部にケーブルを介して接続され、前記超音波振動子に印加する正負両極性に变化する送信信号を生成し、前記超音波振動子にて受信した信号を処理する本体部とを備え、前記プローブ部は、前記送信信号が第1の所定振幅以上のとき前記超音波振動子に前記送信信号を印加する第1のスイッチ手段と、前記超音波振動子により受信され、前記送信信号より極めて小さい第2の所定振幅以下の受信信号を出力電圧信号として出力する第2のスイッチ手段と、この第2のスイッチ手段により出力された出力電圧信号を電流信号に変換し、前記第1のスイッチ手段の入力端に高耐圧特性を有して接続される電流出力型増幅手段とを有し、前記本体部は、前記送信信号を出力する送信手段と、この送信手段の出力端に接続され、前記電流出力型増幅手段の出力する前記電流信号を電圧信号に変換する電圧変換手段とを具備してなることを特徴とするものである。

【0009】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記プローブ部には複数の超音波振動子を備え、超音波振動子それぞれに前記小振幅制限手段、前記大振幅制限手段、前記電流出力型増幅手段が前記プローブ部に設けられ、前記ケーブルは複数の導線を備えて、前記本体部には、この導線毎に前記電圧変換手段を具備してなることを特徴とするものである。

【0010】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記小振幅制限手段は、カソードとアノードを互いに違えて並列接続した第1のダイオードリミッタ回路により構成され、このダイオードの順方向降下電圧が前記第1の所定振幅であり、前記順方向降下電圧より大

10

20

30

40

50

きい振幅の信号を通過させることを特徴とするものである。

【0011】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記大振幅制限手段は、第1のバイアス電源に接続する第1のバイアス抵抗と第2のバイアス電源に接続する第2のバイアス抵抗により順方向電流が流されるダイオードブリッジ回路のカソード・アノード接続点を入力とし、他方のカソード・アノード接続点が、カソードとアノードを互いに違えて並列接続した第2のダイオードリミッタ回路により接地されて構成され、前記ダイオードブリッジが過大な入力信号に対しては逆バイアスされてこの入力信号の通過を阻止し、一方前記第2の所定振幅以下の小振幅入力信号に対しては順方向バイアスでこれが通過して前記他方のカソード・アノード接続点に出力することを特徴とするものである。

10

【0012】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記電流出力型増幅手段は、第3の電源にエミッタ抵抗を介してエミッタを接続する第1のトランジスタのベースを入力とし、このトランジスタのコレクタが第4の電源にゲートを接続する第2のNチャンネル電界効果トランジスタのソースに接続され、これのドレインにダイオードのカソードが接続され、そのアノードが前記ケーブルのプロープ部側の端部に接続して構成され、前記ベースに印加される電圧信号を前記ダイオードを流れる電流信号に変換して出力することを特徴とするものである。

【0013】

さらに、上記本発明の超音波診断装置においては、前記電流出力型増幅手段は、第5の電源にソース抵抗を介して接続する第3のNチャンネル電界効果トランジスタのゲートを入力とし、このトランジスタのドレインにダイオードのカソードが接続され、そのアノードが前記ケーブルのプロープ部側の端部に接続して構成され、前記ゲートに印加される電圧信号を前記ダイオードを流れる電流信号に変換して出力することを特徴とするものである。

20

【発明の効果】

【0014】

本発明による超音波診断装置は、プローブ内部に低消費電力で両極性の送信信号に耐える送受信の弁別手段を有し、送信および受信を同一ケーブルで実施できて、送受信に直流成分を含まない広帯域特性の画像処理が可能となる。

30

【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より詳細に説明する。

【0016】

図1は、本発明の実施形態の超音波診断装置において、本発明に関わる主要部の構成を示す機能ブロック図である。図1は、本実施形態について、超音波信号の送受信をする超音波振動子に対応する1チャンネルの構成を示し、送信駆動信号を発生する送信制御手段、および受信信号を処理して画像表示する画像信号処理・表示手段を省略して示してある。

【0017】

本実施形態は、図1に示すように、大きくは、本体部10とプローブ部15、およびこれらを電氣的に接続するケーブル14から構成されている。さらに、本体部10には送信駆動部11、前置増幅部12、電圧変換素子13が備えられており、プローブ部15には小信号振幅制限回路16、超音波振動子17、大信号振幅制限回路18、電流出力型増幅回路19が内蔵されている。これらは、電子スキャン方式などで多チャンネル型のプローブの場合には、チャンネル数分のそれぞれが設けられている。

40

【0018】

次に、本実施形態の作用、動作について、送信信号および受信信号のそれぞれの流れに沿って説明を行なう。

【0019】

送信信号は、本体部10の図示していない送信制御手段から入力される送信タイミング

50

信号により、送信駆動部 11 は両極性の送信波形の信号を出力する。この両極性送信波形は、超音波振動子 17 を駆動する通常 100 V p p 程度の大振幅であり、ケーブル 14 を介して小信号振幅制限回路 16 に入力される。

【0020】

この小信号振幅制限回路 16 の入出力間のインピーダンスは、入力される信号の正電圧あるいは負電圧のいずれの振幅に対しても、数 100 m V p p 以上では数 100 以下になり、数 100 m V p p より小さい場合では数 10 k 以上となる特性である。したがって、入力された大振幅の両極性送信波形は、低いインピーダンスとなった小信号振幅制限回路 16 をそのまま通過して、これの出力に接続される超音波振動子 17 に印加されて、これを励振する。この励振により、超音波振動子 17 から超音波信号が放射される。

10

【0021】

一方、小信号振幅制限回路 16 の入力端と共通にケーブル 14 に接続される電流出力型増幅回路 19 の出力側において、前述の送信制御手段から入力により印加された両極性送信信号は、この電流出力型増幅回路 19 が送信信号振幅値に耐え得る高耐電圧の素子により、その出力インピーダンスが高くなる構成が成されて、電流出力型増幅回路 19 に流れる電流が阻止される。

【0022】

さらに、超音波振動子 17 に印加された両極性送信波形は、小信号振幅制限回路 16 の出力に超音波振動子 17 と共にその入力に接続される大信号振幅制限回路 18 にも印加される。しかし、両極性大信号振幅制限回路 18 は、入力される信号振幅が数 100 m V p p 以上では入力部回路の数 k ~ 数 10 k のバイアス抵抗による入力インピーダンスにスイッチされ、数 100 m V p p より小さい場合では等価的な電流源となるパラレルダイオードリミッタの後段部回路へ接続するスイッチ回路が構成されており、過大な振幅の両極性送信波形が電流出力型増幅回路 19 に入力されるのを阻止し、保護する。

20

【0023】

次に、超音波振動子 17 から放射された超音波信号が、被検者の生体組織により反射信号となって再びこの超音波振動子 17 に受信され、電気信号に変換された受信信号の流れについて説明する。

【0024】

この受信信号の信号レベルは通常数 10 m V p p 以下と非常に小さいため、小信号振幅制限回路 16 の入力インピーダンスは、上述のように高インピーダンスとなり、これには受信信号電流が流れない。一方、この小振幅の受信信号に対し、両極性大信号振幅制限回路 18 は、その入力部回路が導通のオン状態となり、後段部回路がパラレルダイオードリミッタとして作動し、これに接続される電流出力型増幅回路 19 に受信信号が入力される。

30

【0025】

この入力された受信信号は、電流出力型増幅回路 19 で電流信号として増幅されて、本体部 10 に接続するケーブル 14 を流れ、この本体部 10 の電圧変換素子 13 を流れて、この電圧変換素子 13 のインピーダンスによって、その両端に電圧変化として受信信号を出力する。

40

【0026】

出力されたこの受信信号を前置増幅部 12 で増幅し、本体部 10 の図示していない画像信号処理・表示手段により超音波画像を表示する。

【0027】

本実施形態によれば、超音波診断装置において、帯域特性の良い正負の両極性に变化する両極性 1 波矩形波形による超音波振動子の駆動が、プローブに内蔵する送受信信号の処理を行なう回路手段を損なうことなく行なえると共に、この超音波振動子により受信した反射超音波信号が電流出力型変換により、ノイズの影響を受けにくい電流信号となって本体部の電圧変換素子を流れて、受信信号電圧に戻して増幅並びに画像処理手段に入力できるので、画質性能の高い超音波画像を得ることができる。

50

【0028】

図2は、上記大の実施形態をより具体化した本発明の第2の実施形態を示す回路構成図である。

【0029】

本実施形態は、図2に示すように、超音波診断装置本体部20と超音波プローブ部25、および超音波診断装置本体部20と超音波プローブ部25を電氣的に接続するためのケーブル24から構成されている。超音波診断装置送りに備えられる送信駆動信号を発生するに送信制御手段、および受信信号を処理して画像表示する画像信号処理・表示手段のそれぞれは、煩雑になるので図示を省略している。

【0030】

超音波装置本体部20には、図示していない送信制御手段から出力される送信駆動信号が入力されて、図4(a)に示す両極性一波42の矩形波形を成形、出力する送信駆動回路21、前置増幅器22、抵抗器R231による電圧変換素子23が備えられる。超音波プローブ部25には、極性を違えたパラレルダイオードD261、D262による小信号振幅制限回路26と、超音波振動子27と、バイアス電源v1、v2に接続するバイアス抵抗器R281、R282によりオン状態のダイオードブリッジDH281、DH282、DH283、DH284および極性を違えて接地されたパラレルダイオードD281、D282による大信号振幅制限回路28と、NPNトランジスタQ291のコレクタをソースに接続し、ダイオードD291のカソードをドレインに接続するソースフォロワのNチャンネルMOS電界効果トランジスタQ292による電流出力型増幅回路29が、備える

10

20

【0031】

次に、本実施形態の作用、動作について、各信号の流れに沿って説明をおこなう。

【0032】

先ず送信では、所定のタイミングで、図示していない送信制御手段から出力された送信駆動信号により、正電圧および負電圧の例えば100Vpp程度の振幅からなる両極性一波矩形波形の駆動信号が送信駆動回路21から出力される。この両極性一波矩形波形の駆動信号は、送信駆動回路21に接続しているケーブル24を介して、小信号振幅制限回路26に入力される。この入力された駆動信号の正極性信号は、極性を違えたパラレルダイオードD261、D262のダイオードD261を、負極性信号はダイオードD262を

30

【0033】

一方、超音波振動子27に印加された両極性駆動信号は、大信号振幅制限回路28の入力端子へも印加される。しかし、バイアス抵抗器R281、R282により順方向電圧降下しているダイオードブリッジDH281、DH282、DH283、DH284のダイオードDH281のアノード側の電位が、順方向電流の流れるバイアス抵抗器R281の電圧降下とダイオードDH282とダイオードD281の順方向電圧降下で決まるため、この正極性の駆動信号ではダイオードDH281が逆バイアス電圧状態になり、ダイオードDH283は順バイアス電圧状態であるため正極性の駆動信号による電流も流れて、カソード側の電位は高くなり、ダイオードDH284が逆バイアス状態となって阻止される。また、負極性の駆動信号は、ダイオードDH283のカソード側の電位がダイオードDH4とダイオードD282の順電圧降下と順方向電流の流れるバイアス抵抗器R282の電圧降下で決まるため逆バイアス電圧状態になり、ダイオードDH281は順バイアス電圧状態であるため通過するがダイオードDH28が逆バイアス状態となって同じく阻止される。すなわち、100Vpp程度の大振幅の両極性駆動信号は、このバイアスされたダイオードブリッジにより阻止されて、出力に達しない。

40

【0034】

なお、ケーブル24に接続されている電流出力型増幅回路29の出力端のダイオードD

50

291にも両極性一波矩形波形の駆動信号は印加される。この両極性の駆動信号は、ダイオードD291のアノードに加わるために、負極性の信号ではダイオードの逆方向状態になり、阻止される。また、正極性の信号ではダイオードD291を通過してソースフォロワのNチャンネルMOS電界効果トランジスタQ292のドレイン端子に加わるので、ドレイン端子は正極性信号に対しては高いインピーダンスとなっており、NチャンネルMOS電界効果トランジスタQ292のドレインとソース間耐電圧を送信電圧の最大値より高い素子が使用されて、素子破損を起こさず、同じく阻止する。

【0035】

次に、受信では、超音波振動子27から超音波が送波され、これが被検者の生体組織で反射された超音波反射信号を、再び超音波振動子27で受波する。これを超音波振動子27は受信信号として電気信号に変換し、通常は数10mVpp以下と非常に小さい信号レベルで出力する。

10

【0036】

超音波振動子27から出力された受信信号は、小信号振幅制限回路26の平行ダイオードD261、D262の順方向電圧降下値、例えば通常シリコンダイオードの順方向電圧降下値は約0.7V、と小さいので、これらダイオードには電流が流れない。

【0037】

一方、この受信信号は、大信号振幅制限回路28の電圧源v1と電源v2間で、バイアス抵抗器R281、R282を介して順方向に定常電流を流しているダイオードブリッジDH281、DH282、DH283、DH284へ入力される。この入力された受信信号は、このダイオードブリッジが低いインピーダンスのオン状態となっているので、電流出力型増幅回路29のNPNトランジスタQ291のベース端子に同じ信号レベルの信号が現れる。

20

【0038】

受信信号がベース端子に入力され、そのエミッタ端子がエミッタ抵抗R291を介して電源v3に接続しているNPNトランジスタQ291は、このエミッタ電圧と電源v3で決定される受信信号電流に必要な定常電流が流れて、これの電流増幅率が十分大きいためNPNトランジスタQ291のコレクタに流れる信号電流が近似的にはこのエミッタに発生される信号電圧とエミッタ抵抗R291の抵抗値で決まる。

【0039】

電流出力型増幅回路29のソースフォロワ接続したNチャンネルMOS電界効果トランジスタQ292のゲート端子を電源v4に接続して、NPNトランジスタQ291のコレクタに流れる信号電流はNチャンネルMOS電界効果トランジスタQ292のソース側からドレインに流れる。したがって、ドレインに接続したダイオードD291を流れて、ケーブル24により接続している本体部20の電圧変換素子23の抵抗器R231で、受信信号電流を受信信号電圧に変換する。この受信信号電圧を本体部20の前置増幅器27で増幅して、図示していない超音波診断装置本体部20の画像信号処理・表示手段により受信信号を処理して超音波画像を表示する。

30

【0040】

なお、超音波診断装置が電子スキャン方式で、プローブ内に複数の超音波振動子を備えるものでは、超音波振動子それぞれに、上述の電圧変換素子23、小信号振幅制限回路26、大信号振幅制限回路28、および電流出力型増幅回路29が設けられる。

40

【0041】

本実施形態によれば、プローブに平行ダイオードの順方向特性を使用する大振幅の駆動信号のみが通過する回路、並びに前段にバイアス電圧を加えたダイオードブリッジによる両極性の大振幅信号を制限する回路と、後段に駆動送信電圧に耐え得る電流出力型の増幅変換回路を備え、その出力に受信電流を電圧に変換するインピーダンス素子を本体部に設けて、帯域特性の良い両極性波形の送信信号および受信信号を処理することができるので、画質性能の高い超音波画像を得ることができる。また、受信電流を電圧に変換するインピーダンス素子が本体側に備えるので、プローブ内部の発熱を抑えた低消費電力にす

50

ることができる効果もある。

【0042】

図3は、より具体化した第3の実施形態を示す回路構成図である。

【0043】

本実施形態は、図3に示すように、大きくは、超音波診断装置本体部30と、超音波プローブ部31、および本体部30とプローブ部31を電氣的に接続するためのケーブル34から構成される。これらの各部を構成する詳細な回路構成において、図2で示した第2の実施形態の詳細な回路構成と全く同じ構成あるいは素子となる部分には、図2と同じ符号にて表示してある。図3に示す第3の実施形態において、第2の実施形態と異なる回路部分は、プローブ31に備えるNチャンネルMOS型電界効果トランジスタによる電流出力増幅回路32である。

10

【0044】

本実施形態の電流出力型増幅回路32は、大信号振幅制限回路28の出力にゲート端子を接続するNチャンネルMOS型電界効果トランジスタQH321と、これのドレイン端子にカソードが接続され、アノードをケーブル34のプローブ側端に接続するダイオードDH321とにより構成される。このダイオードDH321およびNチャンネルMOS型電界効果トランジスタQH321のソース・ドレイン耐圧は、ケーブル34を介して送信される送信駆動電圧に耐える耐電圧特性を有する素子であり、抵抗R321はソース抵抗である。

【0045】

図3に示す本実施形態の超音波診断装置本体部30あるいはプローブ部31において、図2と同じ符号が付された回路は、第2の実施形態において説明したと同様に作用、動作する。本実施形態の作用、動作を、前述の第2の実施形態の回路構成の異なる高耐圧電流出力型増幅回路32について、具体的に説明する。

20

【0046】

ケーブル34を介して、本体部30からプローブ部31に入力された両極性1波矩形波の超音波送信駆動信号は、小信号振幅制限回路26に入力されると共に、ダイオードDH321のアノードに印加される。

【0047】

この印加された負極性の信号は、ダイオードDH321の逆バイアス状態になるため、阻止される。また、正極性の信号は、ダイオードDH321を流れて、NチャンネルMOS型電界効果トランジスタQH321のドレイン端子に加わるが、Nチャンネル型を使用しているため、ドレイン端子は正極性信号に対しては高いインピーダンスとなっており、さらに超音波送信駆動電圧の最大値より高いドレイン・ソース間耐電圧特性の素子を使用して、同じく阻止される。

30

【0048】

一方、大信号振幅制限回路28から電流出力型増幅回路32に入力される受信信号が、そのソース端子がソース抵抗R321を介して電源V6に接続されて定常電流を流しているNチャンネルMOS型電界効果トランジスタQH321のゲート端子に印加される。この印加された受信信号がこれのソース端子に現れるため、その受信信号電圧とソース抵抗R321で決まる電流変化がドレイン端子に出力され受信信号電流となる。この受信信号電流は、ケーブル34を介して、本体部30の電圧変換素子23の抵抗器R231を流れて、この受信信号を前置増幅器27で増幅して、図示していない本体部30の画像信号処理・表示手段により受信信号を処理して超音波画像を表示する。

40

【0049】

本実施形態によれば、電流出力型増幅回路をNチャンネルMOS型電界効果トランジスタおよびダイオードにより構成することができ、付加電源もソース側の1つと簡便になるので、プローブ内部に設ける回路の部品、配線を少なくでき、コストを抑えることができる。また、部品数の削減と共に、消費電力もさらに抑えられ発熱の対策が不要となって、プローブを小さくできる利点もある。

50

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明の第1の実施形態を示すブロック構成図。

【図2】本発明の第2の実施形態を示す回路構成図。

【図3】本発明の第3の実施形態を示す回路構成図。

【図4】異なる超音波駆動波形とその周波数特性を示す図。

【符号の説明】

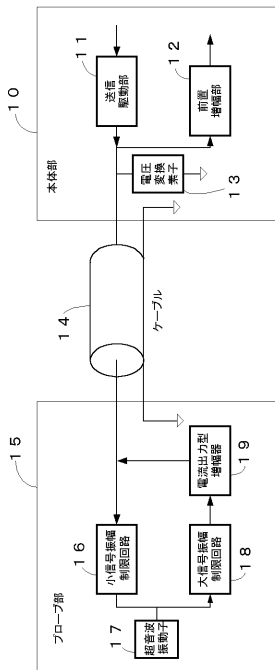
【0051】

- 10、20、30・・・本体部、
- 11、21・・・送信駆動部、
- 12、22・・・前置増幅部、
- 13、23・・・電圧変換素子、
- 14、24、34・・・ケーブル、
- 15、25、31・・・プローブ部、
- 16、26・・・小信号振幅制限回路、
- 17、27・・・超音波振動子、
- 18、28・・・大信号振幅制限回路、
- 19、29、32・・・電流出力型増幅回路、
- 41・・・正極性一波波形、
- 42・・・両極性一波波形、
- 43・・・正極性二波波形、
- 45・・・正極性一波波形の周波数特性、
- 46・・・両極性一波波形の周波数特性、
- 47・・・正極性二波波形の周波数特性。

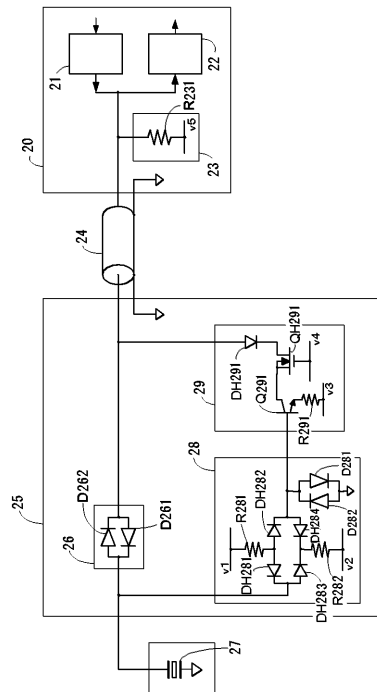
10

20

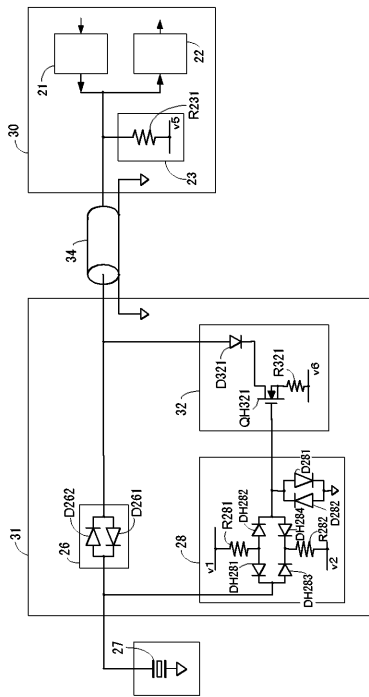
【図1】



【図2】

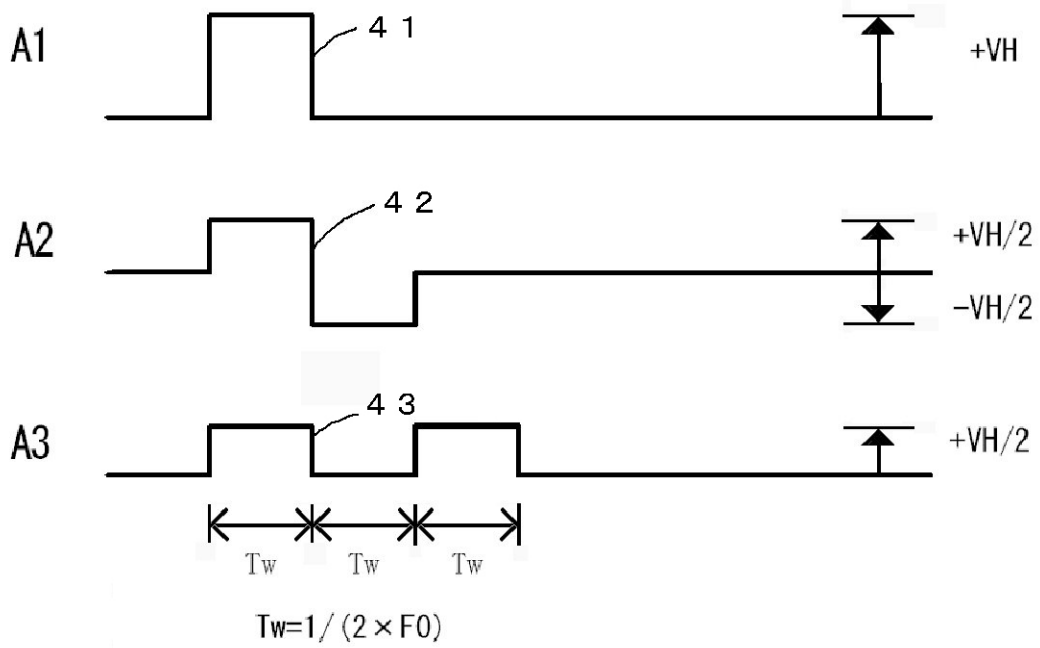


【 図 3 】

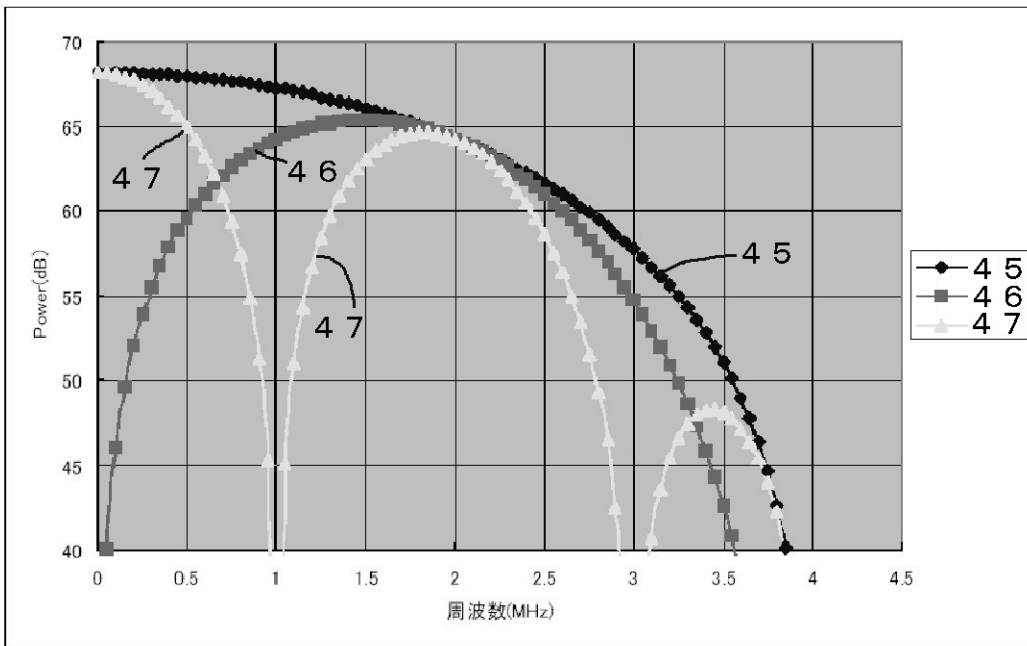


【 図 4 】

(a)



(b)



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006068090A	公开(公告)日	2006-03-16
申请号	JP2004252170	申请日	2004-08-31
[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/EE01 4C601/EE15 4C601/GB03 4C601/GB22 4C601/HH01 4C601/HH08		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置具备具有适用于正负双极发送信号及其接收的内置探头的发送接收电路。解决方案：当发射信号具有第一预定幅度或更大的第一振幅时，超声波探头单元15用正负极性变化的传输信号来驱动超声换能器17。一个小幅度限制装置16，用于施加一个大信号幅度限制装置18，该信号用于将由超声换能器17接收并具有小于发射信号的第二预定幅度或更小的第二预定幅度的接收信号作为电压信号接收，以及它的输出 电压信号被转换成电流信号，并且具有高耐压特性的电流输出型放大装置19连接到小幅度限制装置16的输入端，并且主体部分10输出发送信号。一种超声波诊断装置，其包括发送装置11和电压转换装置13，该电压转换装置13连接到发送装置11的输出端，并且将从电流输出类型放大装置19输出的电流信号转换为电压信号。 [选型图]图1

