

(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2016-163

(P2016-163A)

(43) 公開日 平成28年1月7日(2016.1.7)

(51) Int.Cl.

**A61B 8/00 (2006.01)**

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2014-121752 (P2014-121752)

(22) 出願日 平成26年6月12日 (2014. 6. 12)

(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 100089118

弁理士 酒井 宏明

(72) 發明者 内海 勲

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内

(72) 発明者 岩間 信行

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内

[最終頁に続く](#)

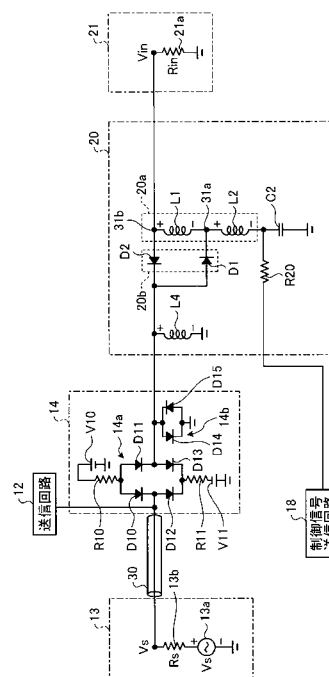
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】受信感度の悪化を抑制すること。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブと、変圧回路とを備える。超音波プローブは、超音波を被検体に対して送信するとともに、前記被検体から反射した反射波を反射波信号に変換する。変圧回路は、複数の変圧比の中から、前記超音波プローブに関する情報に基づく制御信号に応じた変圧比で前記反射波信号を変圧する単巻変圧器を含む。

【選択図】 図 2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波を被検体に対して送信するとともに、前記被検体から反射した反射波を反射波信号に変換する超音波プローブと、

複数の変圧比の中から、前記超音波プローブに関する情報に基づく制御信号に応じた変圧比で前記反射波信号を変圧する単巻変圧器を含む変圧回路と、

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記超音波プローブの信号源インピーダンスに応じた前記制御信号を前記変圧回路に送信する制御信号送信回路を更に備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

**【請求項 3】**

前記変圧回路により変圧された前記反射波信号の振幅の大きさを制限するリミッタ回路を更に備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記リミッタ回路は、前記反射波信号が流れる伝送路に、カソードが接続されるとともにアノードが接地された第 1 のダイオードと、アノードが接続されるとともにカソードが接地された第 2 のダイオードとを含み、

前記変圧回路は、更に、前記第 1 のダイオード及び前記第 2 のダイオードが前記伝送路に接続された位置よりも前記変圧回路側の前記伝送路の位置に設けられたコンデンサを含むことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 5】**

前記制御信号送信回路は、前記反射波信号に基づいた画像の画質を優先するモードが指定された場合には、前記制御信号として、前記反射波信号を変圧せずに出力するための信号を前記変圧回路に送信することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記超音波プローブは、7 MHz 以上の周波数に対応可能な高周波プローブであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 の何れか 1 つに記載の超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】**

30

**【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

従来、被検体に超音波を送信し、被検体内の組織によって反射された反射波を受信し、受信した反射波に基づく受信信号（反射波信号）を画像化して表示する超音波診断装置がある。

**【0003】**

例えば、従来の超音波診断装置では、1 次側のコイルと 2 次側のコイルとが分離された変圧器（トランス）によって、受信信号を所定の昇圧比で昇圧させることによって、受信感度を良好にすることが行われる。なお、受信感度は、NF（Noise Figure；ノイズフィギュア）で示されることもある。

40

**【0004】**

しかしながら、上述した従来の超音波診断装置では、1 次側のコイルと 2 次側のコイルとが分離された変圧器に、大きなリーケージインダクタンスが発生してしまう場合がある。変圧器に大きなリーケージインダクタンスが発生すると、高周波の周波数特性（高周波特性）が悪化する場合がある。例えば、高周波の帯域が制限されてしまう場合がある。高周波の周波数特性が悪化した場合には、受信感度が悪化してしまう場合がある。

**【先行技術文献】****【特許文献】**

50

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開昭 6 3 - 3 6 1 8 号 公 報

【 発 明 の 概 要 】

【 発 明 が 解 決 し よ う と す る 課 題 】

【 0 0 0 6 】

本発明が解決しようとする課題は、受信感度の悪化を抑制することができる超音波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 】

【 0 0 0 7 】

実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブと、変圧回路とを備える。超音波プローブは、超音波を被検体に対して送信するとともに、前記被検体から反射した反射波を反射波信号に変換する。変圧回路は、複数の変圧比の中から、前記超音波プローブに関する情報に基づく制御信号に応じた変圧比で前記反射波信号を変圧する単巻変圧器を含む。

10

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 0 8 】

【 図 1 】 図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示す図である。

【 図 2 】 図 2 は、図 1 に示す T R S W 及び変圧回路の構成の具体例について説明するための図である。

【 図 3 】 図 3 は、変圧回路に入力される制御信号の一例を示す図である。

【 図 4 】 図 4 は、第 1 の実施形態に係る第 1 の変形例について説明するための図である。

20

【 図 5 】 図 5 は、第 1 の実施形態に係る第 2 の変形例について説明するための図である。

【 図 6 】 図 6 は、第 2 の実施形態に係る変圧回路の構成の一例を示す図である。

【 図 7 】 図 7 は、第 3 の実施形態に係る変圧回路の構成の一例を示す図である。

【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

【 0 0 0 9 】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の各実施形態を詳細に説明する。

【 0 0 1 0 】

( 第 1 の 実 施 形 態 )

まず、第 1 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。図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示す図である。

30

【 0 0 1 1 】

( 超 音 波 診 断 装 置 の 構 成 例 )

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 は、送受信制御回路 1 1 と、送信回路 1 2 と、超音波プローブ 1 3 と、T R S W ( 送受信切替スイッチ ) 1 4 と、受信回路 1 5 と、信号処理回路 1 6 と、モニタ 1 7 と、制御信号送信回路 1 8 と、操作受付部 1 9 とを有する。

【 0 0 1 2 】

送受信制御回路 1 1 は、送信回路 1 2 及び受信回路 1 5 が後述する動作を行うように、送信回路 1 2 及び受信回路 1 5 を制御する。

【 0 0 1 3 】

送信回路 1 2 は、送受信制御回路 1 1 による制御を受けて、送信信号 ( 高圧パルス波 ) を超音波プローブ 1 3 に内蔵された図示しない後述の振動子に対して供給する。例えば、送信回路 1 2 は、T R S W 1 4 を介して、送信信号を後述の振動子に対して供給する。例えば、送信信号は、超音波プローブ 1 3 の後述の振動子を駆動する通常 1 0 0 V p p 程度の大振幅を有する。

40

【 0 0 1 4 】

超音波プローブ 1 3 は、被検体に対して超音波を送信するとともに、被検体内の組織によって反射された反射波を受信する複数の振動素子を含む複数の振動子を有する。なお、複数の振動子は、例えば、アレイ状に配置されている。

【 0 0 1 5 】

送信回路 1 2 からの送信信号が超音波プローブ 1 3 に入力されると、超音波プローブ 1

50

3の振動子は、送信信号に応じた超音波を被検体に対して送信する。また、振動子は、被検体内で反射された反射波を受信し、受信した反射波を電気信号に変換する。そして、振動子は、この電気信号を、受信信号としてTRSW14に送信する。なお、受信信号は、反射波信号とも称される。

【0016】

TRSW14は、送信回路12から送信された送信信号を振動子に対して送信する。また、TRSW14は、超音波プローブ13から送信された受信信号を受信回路15に送信する。

【0017】

受信回路15は、受信チャンネルごとに設けられる。受信回路15は、変圧回路20と、増幅器21と、遅延加算回路22とを有する。なお、受信回路15は受信チャンネル数と同じだけ設けられているが、説明の便宜上、図1には一つの受信回路15のみ示すこととし、以下の説明も受信回路15を一つとして行うこととする。また、受信チャンネルの数は後述する振動子の数と同じである。なお、他の例として、送信、受信チャンネルの数を振動子の数よりも少ないチャンネル数として、アナログスイッチを組み合わせ、送受信チャンネルを切替えて全ての振動子に接続できるような構成であってもよい。

10

【0018】

変圧回路20は、制御信号送信回路18から送信された後述する制御信号に対応する変圧比で、TRSW14から送信された受信信号を変圧する。そして、変圧回路20は、変圧した受信信号を増幅器21に送信する。

20

【0019】

増幅器21は、変圧回路20から送信された受信信号を所定の増幅率で増幅する。そして、増幅器21は、増幅した受信信号を遅延加算回路22に送信する。例えば、増幅器21は、受信信号を所定の増幅率で増幅するプリアンプである。

【0020】

遅延加算回路22は、受信信号が適切な指向性を実現するように受信信号に遅延を与えて加算する公知の遅延加算処理を受信信号に対して施す。例えば、遅延加算回路22は、アナログ信号である受信信号をデジタル信号に変換するA/D(Analog to Digital)変換処理を受信信号に対して施し、デジタル信号に変換された受信信号に対して遅延加算処理を施す。そして、遅延加算回路22は、遅延加算処理が施された受信信号を信号処理回路16に送信する。

30

【0021】

信号処理回路16は、遅延加算回路22から送信された受信信号に公知の各種の信号処理を施して、超音波画像を示す受信信号を生成する。そして、信号処理回路16は、超音波画像を示す生成した受信信号をモニタ17に送信する。

【0022】

モニタ17は、信号処理回路16から送信された受信信号を受信すると、受信した受信信号が示す超音波画像を表示する。

【0023】

制御信号送信回路18は、操作受付部19によって受け付けられたユーザにより指定された変圧比で受信信号を変圧するように変圧回路20を制御するための制御信号を生成する。制御信号送信回路18は、生成した制御信号を変圧回路20に送信する。

40

【0024】

操作受付部19は、変圧回路20により受信信号が変圧される際の変圧比の指定をユーザから受け付ける。ここで、ユーザは、変圧回路20において変圧することが可能な変圧比の中から何れかの変圧比を指定する。操作受付部19は、例えば、マウスやキーボードなどのユーザの操作を受け付けるデバイスを有する。

【0025】

次に、TRSW14及び変圧回路20の構成の具体例について説明する。図2は、図1に示すTRSW14及び変圧回路20の構成の具体例について説明するための図である。

50

## 【0026】

図2の例では、超音波プローブ13及び増幅器21の等価回路も示されている。図2の例に示すように、超音波プローブ13は、電圧 $V_s$ の受信信号を出力する信号源13aに、信号源インピーダンス（内部インピーダンス） $R_s$ に相当する抵抗13bを接続した回路と等価である。また、図2の例に示すように、増幅器21は、増幅器21の入力インピーダンス $R_{in}$ に相当する抵抗21aを有する回路と等価である。図2に示すように、超音波プローブ13とTRSW14とはケーブル30によって接続されている。

## 【0027】

TRSW14は、ダイオードブリッジ回路14aとクランプ回路14bとを有する。ダイオードブリッジ回路14aは、バイアス電源 $V_{10}$ 、 $V_{11}$ と、バイアス電源 $V_{10}$ に接続されるバイアス抵抗 $R_{10}$ と、バイアス電源 $V_{11}$ に接続されるバイアス抵抗 $R_{11}$ と、ダイオード $D_{10} \sim D_{13}$ とを有する。クランプ回路14bは、互いに異なる極性が接続されたダイオード $D_{14}$ 、 $D_{15}$ を有する。クランプ回路14bは、接地されている。図2の例では、ダイオード $D_{14}$ は、受信信号が流れる伝送路にアノードが接続されるとともにカソードが接地されたダイオードである。また、ダイオード $D_{15}$ は、受信信号が流れる伝送路にカソードが接続されるとともにアノードが接地されたダイオードである。

## 【0028】

送信時にはダイオードブリッジ回路14aとクランプ回路14bを組み合わせたTRSW14の振幅制限機能により変圧回路20及び増幅器21の入力は送信信号の高圧パルスから保護される。

## 【0029】

一方、受信信号のように、振幅が小さい場合（例えば、数100mVpp未満）には、受信信号はダイオードブリッジ回路14aのバイアス抵抗 $R_{10}$ 、ダイオード $D_{10} \sim D_{13}$ 、バイアス抵抗 $R_{11}$ を経由して流れるバイアス電流よりも微弱であるため、ダイオード $D_{10} \sim D_{13}$ がオフとならないので、受信信号はそのまま通過する。通過した受信信号は、変圧回路20に入力される。例えば、ダイオード $D_{14}$ 、 $D_{15}$ の順方向電圧 $V_f$ が、0.7Vである場合には、変圧回路20に入力される受信信号の電圧は、最大1.4Vpp程度までに制限される。

## 【0030】

図2に示すように、変圧回路20は、タップ付き単巻変圧器20a（以下、単巻変圧器20aと称する）と、切替スイッチ20bと、コイル $L_4$ と、コンデンサ $C_2$ と、バイアス抵抗 $R_{20}$ とを有する。

## 【0031】

単巻変圧器20aは、コイル $L_1$ とコイル $L_2$ とを有する。コイル $L_1$ とコイル $L_2$ とは、直列に接続されている。例えば、コイル $L_1$ の一端と、コイル $L_2$ の一端とが接続されている。コイル $L_1$ の他端は、受信信号が流れる伝送路に接続されている。コイル $L_2$ の他端は、コンデンサ $C_2$ 及びバイアス抵抗 $R_{20}$ に接続されている。

## 【0032】

また、単巻変圧器20aは、コイル $L_1$ の一端とコイル $L_2$ の一端との間に設けられたタップ31aを有する。また、単巻変圧器20aは、コイル $L_1$ の他端側に設けられたタップ31bを有する。

## 【0033】

ここで、単巻変圧器20aにおいて発生するリーケージインダクタンスの大きさは、1次側のコイルと2次側のコイルとが分離された変圧器において発生するリーケージインダクタンスの大きさよりも小さい。これは、図2におけるコイル $L_1$ とコイル $L_2$ で昇圧する場合にだけ、コイル $L_1$ 、 $L_2$ 間にリーケージインダクタンスが発生するが、昇圧しない場合にはコイル $L_1$ 、 $L_2$ は増幅器21と並列に接続されるだけで、そのリーケージインダクタンスは等価回路上、受信信号を伝達する系に存在しないと考えられる。この結果、通常の1次側、2次側のコイルが分離された変圧器と比べてリーケージインダクタンス

10

20

30

40

50

の影響を軽減できる。そのため、単巻変圧器 20 a は、高周波の周波数特性の悪化を抑制する。したがって、本実施形態によれば、受信感度の悪化を抑制することができる。

【0034】

また、単巻変圧器 20 a は、1 次側のコイルと 2 次側のコイルとが分離された変圧器よりもサイズが小さい。また、単巻変圧器 20 a は、1 次側のコイルと 2 次側のコイルとが分離された変圧器よりも価格が低い。したがって、本実施形態によれば、受信回路 15 の小型化及び低価格化を図ることができる。

【0035】

切替スイッチ 20 b は、ダイオードスイッチ D 1 , D 2 を有する。ダイオードスイッチ D 1 は、アノードがコイル L 4 に接続されるとともに、カソードがタップ 31 a に接続されている。また、ダイオードスイッチ D 2 は、アノードがタップ 31 b に接続されるとともに、カソードがコイル L 4 に接続されている。切替スイッチ 20 b は、後述のバイアス電流の極性に応じて、ダイオードスイッチ D 1 またはダイオードスイッチ D 2 がオン (ON) となる。

10

【0036】

なお、本実施形態では、単巻変圧器 20 a の入力側に、切替スイッチ 20 b を設けている。これは、単巻変圧器 20 a の出力側に、切替スイッチ 20 b を設けると、寄生容量が増加して高周波の周波数特性が悪化してしまうからである。単巻変圧器 20 a の出力側に寄生容量が存在すると、増幅器 21 の入力インピーダンス  $R_{in}$  は、「1 / 昇圧比」倍となり低下する。そして、寄生容量によるインピーダンスの影響も同様に「1 / 昇圧比」倍となる。高周波で寄生容量によるインピーダンスが小さくなるので、単巻変圧器 20 a による昇圧効果が期待できる高周波プローブで性能が悪化することを抑制するために、本実施形態では、単巻変圧器 20 a の入力側に、切替スイッチ 20 b を設けている。

20

【0037】

また、切替スイッチ 20 b に用いられる上述のダイオードスイッチ D 1 , D 2 は、寄生容量が低いため、高周波特性の悪化を抑制することができる。なお、ダイオードスイッチ D 1 , D 2 に代えて、FET (Field Effect Transistor) やトランジスタを用いることもできる。

【0038】

コイル L 4 は、ダイオードスイッチ D 1 , D 2 をオンさせるためのバイアス電流を流すためのコイルである。コイル L 4 の一端が接地されるとともに、他端がダイオードスイッチ D 1 のアノード及びダイオードスイッチ D 2 のカソードに接続されている。コイル L 4 として、例えば、受信信号に対して減衰要素とならないような大きな値のインダクタンス値を有するコイルが用いられる。

30

【0039】

コンデンサ C 2 の一端はコイル L 2 の他端に接続されるとともに、コンデンサ C 2 の他端は接地されている。

【0040】

バイアス抵抗 R 20 の一端はコイル L 2 の他端に接続されるとともに、バイアス抵抗 R 20 の他端は制御信号送信回路 18 に接続されている。なお、バイアス抵抗 R 20 と制御信号送信回路 18 との間には、制御信号が入力される入力端子が設けられている。

40

【0041】

次に、変圧回路 20 の動作について説明する。図 3 は、変圧回路 20 に入力される制御信号の一例を示す図である。図 3 に示すように、制御信号は、ダイオードスイッチ D 1 をオンさせる場合には、電圧がマイナスの信号となり、ダイオードスイッチ D 2 をオンさせる場合には、電圧がプラスの信号となる。以下の説明では、「電圧がマイナスの信号」のことを「マイナスの信号」と表記し、同様に、「電圧がプラスの信号」のことを「プラスの信号」と表記する。

【0042】

例えば、制御信号送信回路 18 は、受信信号を昇圧させない場合 (ユーザにより指定さ

50

れた昇圧比が「１」の場合）には、プラスの信号を制御信号として変圧回路２０に送信する。プラスの信号が変圧回路２０に入力されると、すなわち、プラスの電圧が入力端子に印加されると、バイアス抵抗Ｒ２０、コイルＬ２、コイルＬ１、ダイオードスイッチＤ２及びコイルＬ４にバイアス電流が流れる。このようなバイアス電流によって、ダイオードスイッチＤ２がオンになる。ダイオードスイッチＤ２がオンになると、受信信号は、コイルＬ１及びコイルＬ２を印加して、昇圧比「（コイルＬ１の巻数＋コイルＬ２の巻数）／（コイルＬ１の巻数＋コイルＬ２の巻数）」＝「１」で昇圧される。そして、昇圧比「１」で昇圧された受信信号は、増幅器２１に送信される。すなわち、プラスの信号が変圧回路２０に入力されると、受信信号は、そのまま増幅器２１に送信される。なお、受信信号を昇圧させないことと、受信信号を昇圧比「１」で昇圧することとは、同義である。また、昇圧比は、変圧比の一例である。

10

#### 【００４３】

一方、制御信号送信回路１８は、１より大きい昇圧比で受信信号を昇圧させる場合（例えば、ユーザにより指定された昇圧比が「（コイルＬ１の巻数＋コイルＬ２の巻数）／（コイルＬ２の巻数）」の場合）には、マイナスの信号を制御信号として変圧回路２０に送信する。マイナスの信号が変圧回路２０に入力されると、すなわち、マイナスの電圧が入力端子に印加されると、コイルＬ４から、ダイオードスイッチＤ１及びコイルＬ２を経由して、バイアス抵抗Ｒ２０までバイアス電流が流れる。このようなバイアス電流によって、ダイオードスイッチＤ１がオンになる。ダイオードスイッチＤ１がオンになると、受信信号は、コイルＬ２を印加して昇圧比「（コイルＬ１の巻数＋コイルＬ２の巻数）／（コイルＬ２の巻数）」で昇圧される。そして、昇圧比「（コイルＬ１の巻数＋コイルＬ２の巻数）／（コイルＬ２の巻数）」で昇圧された受信信号は、増幅器２１に送信される。すなわち、マイナスの信号が変圧回路２０に入力されると、受信信号は、１より大きい昇圧比で昇圧されて増幅器２１に送信される。

20

#### 【００４４】

ここで、受信信号を増幅器２１に入力する前に昇圧させる理由の一例について説明する。例えば、昇圧比「１」で受信信号が昇圧される場合（すなわち、受信信号がそのまま増幅器２１に入力される場合）に、信号源１３ａにおける熱雑音を $V_n$ とし、増幅器２１における入力換算電圧ノイズを $E_n$ とすると、増幅器２１に入力されるトータルのノイズである入力換算ノイズ $E_{n\text{in}}$ は、次の式（１）で表される。ここで、以下の式では、説明の簡略化のために、増幅器の $I_n$ （入力換算電流ノイズ）を省略している。

30

#### 【００４５】

$$E_{n\text{in}} = (V_n^2 + E_n^2)^{1/2} \cdots (1)$$

#### 【００４６】

また、昇圧比「１」で受信信号が昇圧される場合の $NF$ （単位： $dB$ ）は、次の式（２）で表される。

#### 【００４７】

$$NF = 20 \times \log [(V_n^2 + E_n^2)^{1/2} / V_n] \cdots (2)$$

#### 【００４８】

次に、昇圧比「 $K$ 」で受信信号が昇圧される場合に、増幅器２１に入力されるトータルのノイズである入力換算ノイズ $E_{n\text{in}}$ は、次の式（３）で表される。

40

#### 【００４９】

$$E_{n\text{in}} = ((K \times V_n)^2 + E_n^2)^{1/2} \cdots (3)$$

#### 【００５０】

そして、昇圧比「 $K$ 」で受信信号が昇圧される場合の $NF$ は、次の式（４）で表される。

#### 【００５１】

$$NF = 20 \times \log [((K \times V_n)^2 + E_n^2)^{1/2} / (K \times V_n)] \cdots (4)$$

#### 【００５２】

50

N F の値が 0 に近づくほど、受信感度が良好となる。式 ( 2 ) が示すように、 $V_n$  の値が  $E_n$  の値に比べて小さくなるほど、N F の値が大きくなる。N F の値が大きくなるほど、受信感度が悪化することとなる。一方、式 ( 4 ) に示すように、昇圧比「K」が 1 よりも大きく、昇圧比「K」で受信信号を昇圧させた場合には、昇圧比「1」の場合よりも、N F の値が 0 に近づき、受信感度が改善されて良好となる。そこで、本実施形態に係る変圧回路 20 は、N F の値を 0 に近づけて受信感度を良好にさせるために、受信信号を昇圧する。実際には入力換算電流ノイズ  $I_n$  の影響で、変圧器による昇圧比には、受信感度改善の限界がある。

#### 【0053】

なお、超音波プローブ 13 が、例えば 7 MHz 未満の周波数に対して対応可能なプローブ、いわゆる低周波プローブである場合には、高周波プローブの場合と比較して、信号源インピーダンス  $R_s$  がさほど大きくない。また、 $V_n$  の値は、信号源インピーダンス  $R_s$  の大きさに比例して大きくなる。そのため、超音波プローブ 13 が、低周波プローブである場合には、 $V_n$  の値が  $E_n$  の値に比べてさほど大きくない可能性が高い。この場合には受信感度改善はそれほど大きくない。

10

#### 【0054】

一方、超音波プローブ 13 が、例えば、7 MHz 以上の周波数に対して対応可能なプローブ、いわゆる高周波プローブである場合には、低周波プローブの場合と比較して、信号源インピーダンス  $R_s$  が大きくなる。そのため、超音波プローブ 13 が、高周波プローブである場合には、 $V_n$  の値が  $E_n$  の値に比べて大きくなる可能性が高くなる。したがって、超音波プローブ 13 が高周波プローブである場合には、高い昇圧比で受信信号を昇圧し、低周波プローブである場合には、高周波プローブの場合よりも低い昇圧比で受信信号を昇圧するか、または、変圧回路 20 に入力された受信信号をそのまま増幅器 21 に送信すればよい。

20

#### 【0055】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 について説明した。上述したように、超音波診断装置 1 は、リーケージインダクタンスの大きさが小さい単巻変圧器 20a を用いて、複数の昇圧比の中から、超音波プローブ 13 に関する情報に基づく制御信号に応じた昇圧比で受信信号を変圧する。そのため、超音波診断装置 1 は、高周波の周波数特性の悪化を抑制する。したがって、超音波診断装置 1 によれば、受信感度の悪化を抑制することが

30

#### 【0056】

また、上述したように、本実施形態によれば、サイズが小さく価格が低い単巻変圧器 20a を用いて受信信号を変圧するので、受信回路 15 の小型化及び低価格化を図ることができる。

#### 【0057】

また、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 によれば、高周波の周波数特性の悪化が抑制されるので、超音波プローブ 13 が高周波プローブであっても、画質の悪化が抑制された超音波画像を得ることができる。

40

#### 【0058】

なお、増幅器 21 の入力インピーダンス  $R_{in}$  は、昇圧比の 2 乗に比例して変化する。したがって、昇圧比に合わせて入力インピーダンス  $R_{in}$  を切り替えることが好ましい。そのため、例えば、増幅器 21 として、入力インピーダンスを切り替えることが可能な公知の増幅器を用いることが好ましい。

#### 【0059】

また、単巻変圧器 20a が受信信号を制御信号に応じた昇圧比で昇圧する場合について例示したが、単巻変圧器 20a が行う動作は、これに限られない。例えば、単巻変圧器 20a は、同様の原理で、受信信号を制御信号に応じた降圧比で降圧することもできる。例えば、単巻変圧器 20a は、入力換算ノイズ  $E_{n_{in}}$  が支配的な場合、受信信号を降圧することにより、信号源 13a における熱雑音  $V_n$  を大きくして、受信感度を改善すること

50

ができる。なお、降圧比は、変圧比の一例である。

【0060】

(第1の実施形態に係る第1の変形例)

なお、上述した第1の実施形態では、制御信号送信回路18が、ユーザにより指定された昇圧比に対応する制御信号を変圧回路20に送信する場合について例示した。しかしながら、制御信号送信回路18は、超音波診断装置1に用いられている超音波プローブ13の信号源インピーダンスに応じた制御信号を変圧回路20に送信することもできる。そこで、このような実施形態を第1の実施形態に係る第1の変形例として、図4を用いて説明する。

【0061】

図4は、第1の実施形態に係る第1の変形例について説明するための図である。第1の変形例では、制御信号送信回路18は、図4に示すテーブル40を保持している。テーブル40は、「プローブID」及び「制御信号のレベル」の各項目を有する。

【0062】

「プローブID」の項目には、超音波プローブ13として用いられることが可能な超音波プローブのID (Identification) であるプローブIDが登録される。「制御信号のレベル」の項目には、同一レコードの「プローブID」の項目に登録されたプローブIDが示す超音波プローブの信号源インピーダンスが、所定の閾値よりも大きい場合には、変圧回路20に送信する制御信号がマイナスの信号であることを示す「マイナス」が登録される。なお、変圧回路20に送信する制御信号がマイナスの信号である場合には、受信信号が昇圧される。また、「制御信号のレベル」の項目には、同一レコードの「プローブID」の項目に登録されたプローブIDが示す超音波プローブの信号源インピーダンスが、所定の閾値以下である場合には、変圧回路20に送信する制御信号がプラスの信号であることを示す「プラス」が登録される。なお、変圧回路20に送信する制御信号がプラスの信号である場合には、変圧回路20に入力された受信信号は、そのまま増幅器21に送信される。

【0063】

第1の変形例では、制御信号送信回路18は、超音波診断装置1に用いられている超音波プローブ13 (TRSW14に接続されている超音波プローブ13) のプローブIDを特定する。プローブIDの特定方法の一例について説明すると、例えば、制御信号送信回路18は、ケーブル30を介して超音波プローブ13に接続されており、超音波プローブ13からプローブIDを取得することにより、プローブIDを特定する。そして、制御信号送信回路18は、特定したプローブIDに対応する制御信号のレベルをテーブル40から取得する。そして、制御信号送信回路18は、「マイナス」を取得した場合には、マイナスの信号を制御信号として変圧回路20に送信する。また、制御信号送信回路18は、「プラス」を取得した場合には、プラスの信号を制御信号として変圧回路20に送信する。

【0064】

以上、第1の実施形態の第1の変形例に係る超音波診断装置1について説明した。上述したように、第1の変形例に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ13の信号源インピーダンスに適した昇圧比に対応する制御信号を変圧回路20に送信する。例えば、超音波診断装置1は、1よりも大きい昇圧比で受信信号を昇圧することが好ましい場合には、1よりも大きい昇圧比に対応する制御信号を変圧回路20に送信する。また、超音波診断装置1は、そのまま受信信号を変圧回路20に送信することが好ましい場合には、昇圧比「1」に対応する制御信号を変圧回路20に送信する。したがって、第1の変形例に係る超音波診断装置1によれば、ユーザが昇圧比を指定することなく、受信感度の悪化を抑制することができる。

【0065】

(第1の実施形態に係る第2の変形例)

また、制御信号送信回路18は、受信感度を優先するモード及び超音波画像の画質を優

10

20

30

40

50

先するモードのうち、ユーザによって指定されたモードに応じた制御信号を変圧回路 20 に送信することもできる。そこで、このような実施形態を第 1 の実施形態に係る第 2 の変形例として、図 5 を用いて説明する。

【0066】

図 5 は、第 1 の実施形態に係る第 2 の変形例について説明するための図である。第 2 の変形例では、操作受付部 19 は、モニタ 17 に接続されている。そして、操作受付部 19 は、図 5 の例に示すように、受信感度を優先するモード及び超音波画像の画質を優先するモードのうち何れかのモードを指定させることをユーザに促すためのメッセージ「モードを指定して下さい。」とともに、ユーザによって押下可能なボタン 50a, 50b をモニタ 17 に表示させる。ボタン 50a は、画質を優先するモードをユーザに指定させるためのボタンである。ボタン 50b は、受信感度を優先するモードをユーザに指定させるためのボタンである。そして、ボタン 50a が押下された場合には、操作受付部 19 は、画質を優先するモードが指定された旨を制御信号送信回路 18 に通知する。一方、ボタン 50b が押下された場合には、操作受付部 19 は、受信感度を優先するモードが指定された旨を制御信号送信回路 18 に通知する。

【0067】

受信感度を優先するモードが指定された旨が通知された場合には、受信感度を優先するモードが解除されるまで、制御信号送信回路 18 は、上述の第 1 の実施形態と同様の処理を行う。すなわち、制御信号送信回路 18 は、受信信号を昇圧させない場合（ユーザにより指定された昇圧比が「1」の場合）には、プラスの信号を制御信号として変圧回路 20 に送信する。また、制御信号送信回路 18 は、1 より大きい昇圧比で受信信号を昇圧させる場合（例えば、ユーザにより指定された昇圧比が「 $(\text{コイル } L_1 \text{ の巻数} + \text{コイル } L_2 \text{ の巻数}) / (\text{コイル } L_2 \text{ の巻数})$ 」の場合）には、マイナスの信号を制御信号として変圧回路 20 に送信する。

【0068】

一方、画質を優先するモードが指定された旨が通知された場合には、画質を優先するモードが解除されるまで、制御信号送信回路 18 は、昇圧比「1」に対応する制御信号を変圧回路 20 に送信する。これにより、変圧回路 20 に入力された受信信号がそのまま増幅器 21 に送信されるので、増幅器 21 での飽和の発生が抑制される。このため、超音波画像の画質が良好となる。

【0069】

以上、第 1 の実施形態の第 2 の変形例に係る超音波診断装置 1 について説明した。上述したように、第 2 の変形例に係る超音波診断装置 1 は、受信信号に基づいた超音波画像の画質を優先するモードが指定された場合には、制御信号として、昇圧比「1」で受信信号を昇圧するための信号を変圧回路 20 に送信する。すなわち、第 2 の変形例に係る超音波診断装置 1 は、制御信号として、受信信号を昇圧せずに出力するための信号を変圧回路 20 に送信する。したがって、第 2 の変形例に係る超音波診断装置 1 によれば、受信信号に基づいた超音波画像の画質を優先するモードが指定された場合には、超音波画像の画質を良好にすることができる。

【0070】

（第 2 の実施形態）

次に、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。なお、第 1 の実施形態と同様の構成については同一の符号を付して説明を省略する場合がある。第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と比して、変圧回路 20 とは異なる変圧回路 60 を有する点異なる。

【0071】

図 6 は、第 2 の実施形態に係る変圧回路の構成の一例を示す図である。図 6 に示すように、第 2 の実施形態に係る変圧回路 60 は、変圧回路 20 の構成に加えて、コンデンサ C1 及びリミッタ回路 61 を有する。

【0072】

リミッタ回路 6 1 は、互いに異なる極性が接続されたダイオード D 3、D 4 を有する。リミッタ回路 6 1 は、接地されている。図 6 の例では、ダイオード D 3 は、受信信号が流れる伝送路にカソードが接続されるとともにアノードが接地されたダイオードである。また、ダイオード D 4 は、受信信号が流れる伝送路にアノードが接続されるとともにカソードが接地されたダイオードである。リミッタ回路 6 1 は、振幅制限機能を有し、ダイオード D 3、D 4 の順方向電圧  $V_f$  の値に応じて、増幅器 2 1 に入力される受信信号の振幅を制限する。例えば、ダイオード D 3、D 4 の順方向電圧  $V_f$  が、0.7 V である場合には、増幅器 2 1 に入力される受信信号の電圧は、最大 1.4 V<sub>pp</sub> 程度までに制限される。これにより、単巻変圧器 2 0 a によって昇圧された受信信号がそのまま増幅器 2 1 に入力されて、増幅器 2 1 において飽和が発生することを抑制することができる。また、増幅器 2 1 において、飽和からの回復時間の増加を抑制することができる。

10

#### 【0073】

ここで、リミッタ回路 6 1 を単巻変圧器 2 0 a の後段に設けただけでは、ダイオード D 3、D 4 の順方向電圧  $V_f$  により、増幅器 2 1 に入力される受信信号の正負（プラスとマイナス）の対称性が崩れてしまう。例えば、受信信号は、マイナス側にシフトしてしまう。これは、バイアス電流がコイル L 4 を流れると、コイル L 4 が有する小さな直列抵抗による電圧降下によって電圧が生じ、リミッタ回路 6 1 に DC 電圧が発生することに起因する。そこで、受信信号の正負の対称性を良好にするために、第 2 の実施形態では、リミッタ回路 6 1 の前段に、コンデンサ C 1 が設けられている。コンデンサ C 1 は、AC 結合（交流結合）により、単巻変圧器 2 0 a とリミッタ回路 6 1 とに接続されている。すなわち、コンデンサ C 1 は、リミッタ回路 6 1 が、受信信号が流れる伝送路に接続された位置よりも変圧回路 2 0 側の受信信号が流れる伝送路の位置に設けられている。コンデンサ C 1 は、リミッタ回路 6 1 に DC 電圧が発生することを抑制する機能を有するので、リミッタ回路 6 1 を通過する受信信号の正負の対称性を良好にすることができる。

20

#### 【0074】

以上、第 2 の実施形態について説明した。第 2 の実施形態によれば、リミッタ回路 6 1 が振幅制限機能を有するので、増幅器 2 1 において飽和が発生することを抑制することができる。また、増幅器 2 1 において、飽和からの回復時間の増加を抑制することができる。

#### 【0075】

また、第 2 の実施形態によれば、リミッタ回路 6 1 の前段にコンデンサ C 1 が設けられているので、リミッタ回路 6 1 を通過する受信信号の正負の対称性が良好になり、増幅器 2 1 に入力される受信信号の正負の対称性を良好にすることができる。

30

#### 【0076】

また、第 2 の実施形態によれば、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と同様の効果を得ることができる。

#### 【0077】

（第 3 の実施形態）

第 1 の実施形態では、受信信号を変圧する際の変圧比が 2 つである場合について説明したが、受信信号を変圧する際の変圧比を 3 つ以上とすることもできる。そこで、受信信号を変圧する際の変圧比が 3 つである実施形態を第 3 の実施形態として、図 7 を用いて説明する。なお、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態と同様の構成については同一の符号を付して説明を省略する場合がある。第 3 の実施形態に係る超音波診装置は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 と比して、変圧回路 2 0 とは異なる変圧回路 7 0 を有する点異なる。

40

#### 【0078】

図 7 は、第 3 の実施形態に係る変圧回路の構成の一例を示す図である。図 7 に示すように、第 3 の実施形態に係る変圧回路 7 0 は、タップ付き単巻変圧器 7 0 a（以下、単巻変圧器 7 0 a と称する）と、切替スイッチ 7 0 b と、コイル L 8 ~ L 10 と、コンデンサ C 3 ~ C 5 と、バイアス抵抗 R 2 ~ R 4 と、リミッタ回路 6 1 と、コンデンサ C 1 とを有す

50

る。

【0079】

単巻変圧器70aは、コイルL5～L7を有する。コイルL5とコイルL6とコイルL7とは、直列に接続されている。例えば、コイルL5の一端と、コイルL6の一端とが接続されている。また、コイルL6の他端と、コイルL7の一端とが接続されている。コイルL5の他端は、受信信号が流れる伝送路に接続されている。コイルL7の他端は、接地されている。

【0080】

また、単巻変圧器70aは、コイルL5の一端とコイルL6の一端との間に設けられたタップ71bと、コイルL6の他端とコイルL7の一端との間に設けられたタップ71cとを有する。また、単巻変圧器70aは、コイルL5の他端側に設けられたタップ71aを有する。

10

【0081】

ここで、単巻変圧器70aにおいて発生するリーケージインダクタンスの大きさは、1次側のコイルと2次側のコイルとが分離された変圧器において発生するリーケージインダクタンスの大きさよりも小さい。これは、図7におけるコイルL5とコイルL6コイルL7で昇圧する場合にだけ、コイルL5、L6間やコイルL6、L7間にリーケージインダクタンスが発生するが、昇圧しない場合にはコイルL5、L6、L7は増幅器21と並列に接続されるだけで、そのリーケージインダクタンスは等価回路上、受信信号を伝達する系に存在しないと考えられる。この結果、通常の1次側、2次側のコイルが分離された変圧器と比べてリーケージインダクタンスの影響を軽減できる。そのため、単巻変圧器70aは、高周波の周波数特性の悪化を抑制する。したがって、本実施形態によれば、受信感度の悪化を抑制することができる。

20

【0082】

また、単巻変圧器70aは、1次側のコイルと2次側のコイルとが分離された変圧器よりもサイズが小さい。また、単巻変圧器70aは、1次側のコイルと2次側のコイルとが分離された変圧器よりも価格が低い。したがって、本実施形態によれば、小型化及び低価格化を図ることができる。

【0083】

切替スイッチ70bは、ダイオードスイッチD5～D7を有する。ダイオードスイッチD5は、アノードがコンデンサC3及びバイアス抵抗R2に接続されるとともに、カソードがタップ71aに接続されている。また、ダイオードスイッチD6は、アノードがコンデンサC4及びバイアス抵抗R3に接続されるとともに、カソードがタップ71bに接続されている。また、ダイオードスイッチD7は、アノードがコンデンサC5及びバイアス抵抗R4に接続されるとともに、カソードがタップ71cに接続されている。切替スイッチ70bは、バイアス電流の極性に応じて、ダイオードスイッチD5、ダイオードスイッチD6またはダイオードスイッチD7をオンさせる。

30

【0084】

バイアス抵抗R2の一端は、ダイオードスイッチD5のアノードに接続されるとともに、バイアス抵抗R2の他端は、コイルL8に接続されている。また、バイアス抵抗R3の一端は、ダイオードスイッチD6のアノードに接続されるとともに、バイアス抵抗R3の他端は、コイルL9に接続されている。また、バイアス抵抗R4の一端は、ダイオードスイッチD7のアノードに接続されるとともに、バイアス抵抗R4の他端は、コイルL10に接続されている。

40

【0085】

コンデンサC3の一端は、TRSW14に接続されるとともに、コンデンサC3の他端は、ダイオードスイッチD5のアノードに接続されている。また、コンデンサC4の一端は、TRSW14に接続されるとともに、コンデンサC4の他端は、ダイオードスイッチD6のアノードに接続されている。また、コンデンサC5の一端は、TRSW14に接続されるとともに、コンデンサC5の他端は、ダイオードスイッチD7のアノードに接続さ

50

れている。

【 0 0 8 6 】

コイル L 8 ~ L 1 0 は、ダイオードスイッチ D 5 ~ D 7 をオンさせるためのバイアス電流を流すためのコイルである。コイル L 8 の一端は、バイアス抵抗 R 2 の他端に接続されるとともに、コイル L 8 の他端は、制御信号送信回路 1 8 に接続されている。また、コイル L 9 の一端は、バイアス抵抗 R 3 の他端に接続されるとともに、コイル L 9 の他端は、制御信号送信回路 1 8 に接続されている。また、コイル L 1 0 の一端は、バイアス抵抗 R 4 の他端に接続されるとともに、コイル L 1 0 の他端は、制御信号送信回路 1 8 に接続されている。なお、コイル L 8 と制御信号送信回路 1 8 との間には、制御信号が入力される入力端子（第 1 の入力端子）が設けられている。また、コイル L 9 と制御信号送信回路 1 8 との間には、制御信号が入力される入力端子（第 2 の入力端子）が設けられている。また、コイル L 1 0 と制御信号送信回路 1 8 との間には、制御信号が入力される入力端子（第 3 の入力端子）が設けられている。

10

【 0 0 8 7 】

次に、変圧回路 7 0 の動作について説明する。例えば、ユーザにより昇圧比「1」（第 1 の昇圧比）が指定された場合には、制御信号送信回路 1 8 は、プラスの信号を制御信号として第 1 の入力端子に入力するとともに、マイナスの信号を制御信号として第 2 の入力端子及び第 3 の入力端子に入力する。プラスの信号が第 1 の入力端子に入力され、マイナスの信号が第 2 の入力端子及び第 3 の入力端子に入力されると（すなわちプラスの電圧が第 1 の入力端子に印加され、マイナスの電圧が第 2 の入力端子及び第 3 の入力端子に印加されると）、コイル L 8、バイアス抵抗 R 2、ダイオードスイッチ D 5 及びコイル L 5 ~ L 7 に、バイアス電流が流れる。このようなバイアス電流によって、ダイオードスイッチ D 5 がオンになる。ダイオードスイッチ D 5 がオンになると、受信信号は、コイル L 5 ~ L 7 を印加して昇圧比「 $(\text{コイル L 5 の巻数} + \text{コイル L 6 の巻数} + \text{コイル L 7 の巻数}) / (\text{コイル L 5 の巻数} + \text{コイル L 6 の巻数} + \text{コイル L 7 の巻数}) = 1$ 」で昇圧される。そして、第 1 の昇圧比で昇圧された受信信号は、増幅器 2 1 に送信される。すなわち、受信信号は、そのまま増幅器 2 1 に送信される。

20

【 0 0 8 8 】

また、ユーザにより昇圧比「 $(\text{コイル L 5 の巻数} + \text{コイル L 6 の巻数} + \text{コイル L 7 の巻数}) / (\text{コイル L 6 の巻数} + \text{コイル L 7 の巻数})$ 」（第 2 の昇圧比）が指定された場合には、制御信号送信回路 1 8 は、プラスの信号を制御信号として第 2 の入力端子に入力するとともに、マイナスの信号を制御信号として第 1 の入力端子及び第 3 の入力端子に入力する。プラスの信号が第 2 の入力端子に入力され、マイナスの信号が第 1 の入力端子及び第 3 の入力端子に入力されると（すなわちプラスの電圧が第 2 の入力端子に印加され、マイナスの電圧が第 1 の入力端子及び第 3 の入力端子に印加されると）、コイル L 9、バイアス抵抗 R 3、ダイオードスイッチ D 6 及びコイル L 6、L 7 に、バイアス電流が流れる。このようなバイアス電流によって、ダイオードスイッチ D 6 がオンになる。ダイオードスイッチ D 6 がオンになると、受信信号は、コイル L 6、L 7 を印加して第 2 の昇圧比で昇圧される。そして、昇圧された受信信号は、増幅器 2 1 に送信される。

30

【 0 0 8 9 】

また、ユーザにより昇圧比「 $(\text{コイル L 5 の巻数} + \text{コイル L 6 の巻数} + \text{コイル L 7 の巻数}) / \text{コイル L 7 の巻数}$ 」（第 3 の昇圧比）が指定された場合には、制御信号送信回路 1 8 は、プラスの信号を制御信号として第 3 の入力端子に入力するとともに、マイナスの信号を制御信号として第 1 の入力端子及び第 2 の入力端子に入力する。プラスの信号が第 3 の入力端子に入力され、マイナスの信号が第 1 の入力端子及び第 2 の入力端子に入力されると（すなわちプラスの電圧が第 3 の入力端子に印加され、マイナスの電圧が第 1 の入力端子及び第 2 の入力端子に印加されると）、コイル L 1 0、バイアス抵抗 R 4、ダイオードスイッチ D 7 及びコイル L 7 に、バイアス電流が流れる。このようなバイアス電流によって、ダイオードスイッチ D 7 がオンになる。ダイオードスイッチ D 7 がオンになると、受信信号は、コイル L 7 を印加して第 3 の昇圧比で昇圧される。そして、昇圧された受信

40

50

信号は、増幅器 2 1 に送信される。

【 0 0 9 0 】

以上、第 3 の実施形態について説明した。上述したように、第 3 の実施形態は、リーケージインダクタンスの大きさが小さい単巻変圧器 7 0 a を用いて、複数の変圧比の中から、超音波プローブに関する情報に基づく制御信号に応じた変圧比で受信信号を変圧する。そのため、第 3 の実施形態は、高周波の周波数特性の悪化を抑制する。したがって、第 3 の実施形態によれば、受信感度の悪化を抑制することができる。

【 0 0 9 1 】

また、上述したように、第 3 の実施形態によれば、サイズが小さく価格が低い単巻変圧器 2 0 a を用いて受信信号を変圧するので、小型化及び低価格化を図ることができる。

10

【 0 0 9 2 】

また、第 3 の実施形態によれば、第 1 の実施形態及び第 2 の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 9 3 】

なお、第 3 の実施形態では、受信信号を変圧する際の変圧比が 3 つである場合について説明したが、同様の方法で、超音波診断装置は、4 つ以上の変圧比の中から制御信号に応じた何れかの変圧比で受信信号を変圧することもできる。

【 0 0 9 4 】

以上述べた少なくとも 1 つの実施形態の超音波診断装置によれば、受信感度の悪化を抑制することができる。

20

【 0 0 9 5 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

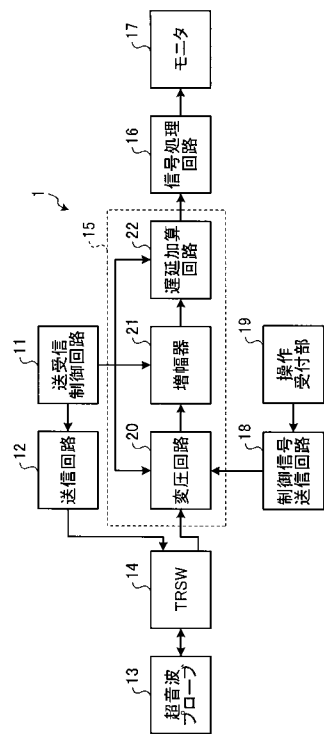
【 符号の説明 】

【 0 0 9 6 】

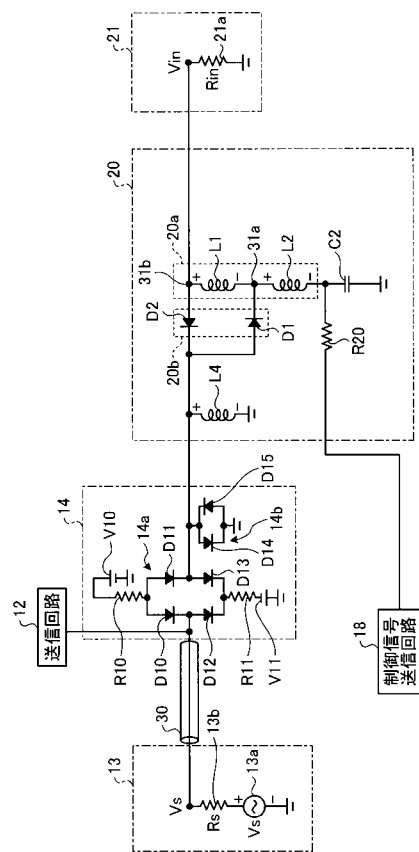
- 1            超音波診断装置
- 1 3        超音波プローブ
- 2 0 a      単巻変圧器

30

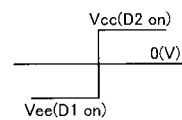
【 図 1 】



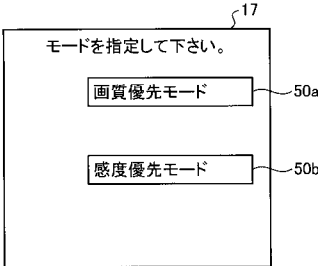
【 図 2 】



【 図 3 】



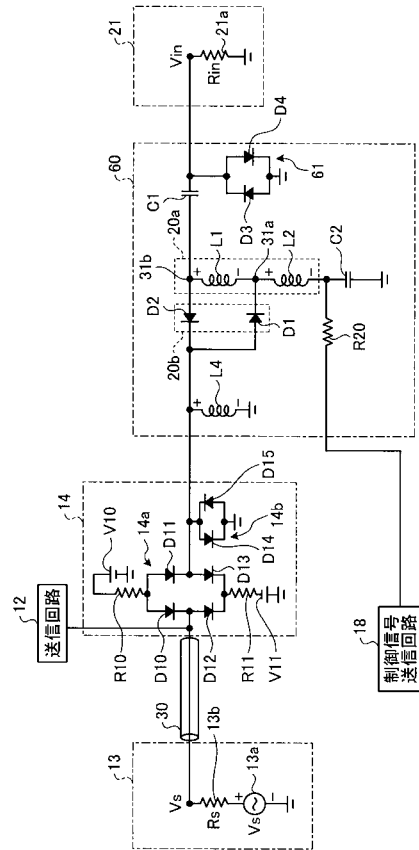
【 図 5 】



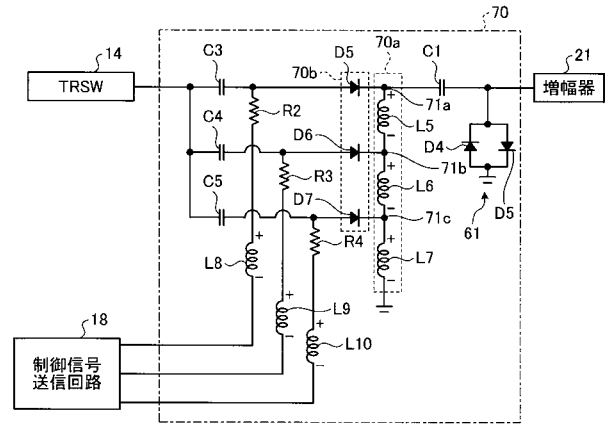
【 図 4 】

| 40     |          |
|--------|----------|
| プローブID | 制御信号のレベル |
| AA     | マイナス     |
| AB     | プラス      |
| ⋮      | ⋮        |

【図 6】



【図 7】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 宮島 泰夫  
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内
- (72)発明者 本郷 宏信  
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内
- (72)発明者 奥村 貴敏  
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内
- (72)発明者 森川 浩一  
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内
- F ターム(参考) 4C601 EE03 GA33 HH01 JB11

|                |                                                   |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声诊断设备                                            |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2016000163A</a>                     | 公开(公告)日 | 2016-01-07 |
| 申请号            | JP2014121752                                      | 申请日     | 2014-06-12 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社                              |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司                                |         |            |
| [标]发明人         | 内海勲<br>岩間信行<br>宮島泰夫<br>本郷宏信<br>奥村貴敏<br>森川浩一       |         |            |
| 发明人            | 内海 勲<br>岩間 信行<br>宮島 泰夫<br>本郷 宏信<br>奥村 貴敏<br>森川 浩一 |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00                                          |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/14 A61B8/4444 A61B8/5207 A61B8/54           |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 A61B8/14                                 |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/EE03 4C601/GA33 4C601/HH01 4C601/JB11       |         |            |
| 代理人(译)         | 酒井宏明                                              |         |            |
| 其他公开文献         | JP6342227B2                                       |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                         |         |            |

|                                                                                                                                                              |                       |                                                          |                                                                                                                                                                                                                                                                        |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------|----------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 摘要(译)                                                                                                                                                        | (21) 出願番号<br>(22) 出願日 | 特願2014-121752 (P2014-121752)<br>平成26年6月12日 (2014. 6. 12) | (71) 出願人 000003078<br>株式会社東芝<br>東京都港区芝浦一丁目1番1号<br>(71) 出願人 594164542<br>東芝メディカルシステムズ株式会社<br>栃木県大田原市下石上1385番地<br>(74) 代理人 100089118<br>弁理士 酒井 宏明<br>(72) 発明者 内海 勲<br>栃木県大田原市下石上1385番地 東芝<br>メディカルシステムズ株式会社内<br>(72) 発明者 岩間 信行<br>栃木県大田原市下石上1385番地 東芝<br>メディカルシステムズ株式会社内 |
| 要解决的问题：抑制接收灵敏度的下降。 根据实施例的超声诊断设备包括超声探头和变压器电路。 超声波探头将超声波发送到被检体，并将从被检体反射的反射波转换为反射波信号。 变压器电路包括自动变压器，该自动变压器基于与超声波探头有关的信息，以与控制信号相对应的变压器比来变换来自多个变压器比的反射波信号。 [选择图]图2 |                       |                                                          |                                                                                                                                                                                                                                                                        |
| 最終頁に続く                                                                                                                                                       |                       |                                                          |                                                                                                                                                                                                                                                                        |