

(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2016-119934

(P2016-119934A)

(43) 公開日 平成28年7月7日(2016.7.7)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

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2014-260011 (P2014-260011)
 (22) 出願日 平成26年12月24日 (2014.12.24)

(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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (72) 発明者 亀石 渉
 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 芝沼 浩幸
 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

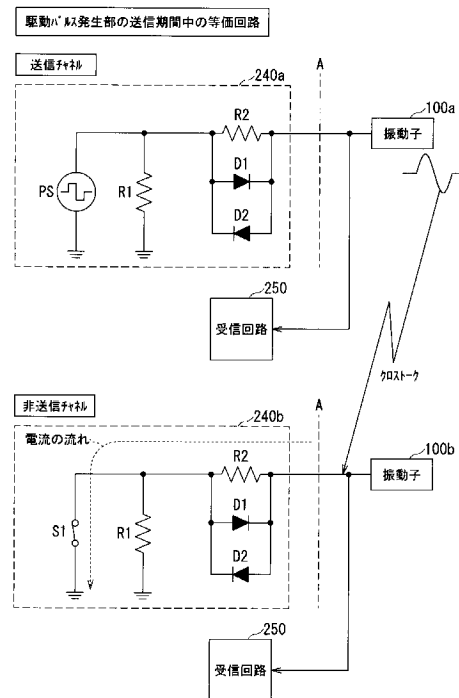
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 送信しないチャンネルでクロストークによる送信パルスを発生させないようにすることにより、より正確な送信音圧コントロールが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置は、独立した複数のチャンネルに対応する複数の振動子100aから被検体内に超音波を送信し、被検体内部で生じる反射波を振動子100aで受信する超音波診断装置であって、複数のチャンネルのうち、送信するチャンネルと送信しないチャンネルとを制御する送信制御部と、振動子から超音波を送信するための駆動パルスを発生し、発生した駆動パルスを振動子に印加する駆動パルス発生部240aと、を備え、駆動パルス発生部240aは、振動子から見たときの駆動パルス発生部240aの出力インピーダンスを、振動子100aから被検体内に超音波を送信する送信期間中は、被検体内部で生じる反射波を振動子で受信する受信期間中よりも低インピーダンスに設定する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

独立した複数のチャンネルに対応する複数の振動子から被検体内に超音波を送信し、前記被検体内部で生じる反射波を前記振動子で受信する超音波診断装置であって、

前記複数のチャンネルのうち、送信するチャンネルと送信しないチャンネルとを制御する送信制御部と、

前記振動子から前記超音波を送信するための駆動パルスを発生し、発生した駆動パルスを前記振動子に印加する駆動パルス発生部と、

を備え、

前記駆動パルス発生部は、前記振動子から見たときの前記駆動パルス発生部の出力インピーダンスを、前記振動子から前記被検体内に前記超音波を送信する送信期間中は、前記被検体内部で生じる前記反射波を前記振動子で受信する受信期間中よりも低インピーダンスに設定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記駆動パルス発生部の前記出力インピーダンスは、前記受信期間中のすべてのチャンネルにおいて受信回路よりも高インピーダンスに設定される、

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 3】

前記送信制御部は、前記駆動パルスを形成するための制御信号と、前記送信期間と前記受信期間とを区別する制御信号とを生成する、

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。

20

【請求項 4】

前記駆動パルス発生部は、スイッチング素子および抵抗を備え、

前記抵抗は前記スイッチング素子および前記振動子と直列に接続しており、

前記スイッチング素子を介して接地しており、前記駆動パルス発生部の前記出力インピーダンスは、前記スイッチング素子をオンにし接地させることで低インピーダンスに設定され、前記駆動パルス発生部の前記出力インピーダンスは前記スイッチング素子をオフすることにより前記抵抗の抵抗値により高インピーダンスに設定される、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記抵抗は、逆並列ダイオードに並列に接続され、前記低インピーダンスと前記高インピーダンスとの切り替えによるスイッチングノイズが前記振動子および前記受信回路に伝達されるのを抑制する、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記抵抗は、低電圧期間に前記逆並列ダイオードにより発生する送信パルス波形のひずみを抑制する、

ことを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の一態様としての実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療の分野において、超音波診断装置は患者の内部構造や血流状態などを非侵襲に調べられることから、様々な診断や治療に利用されている。超音波診断装置は、先端に振動子（圧電振動子）を備えた超音波プローブを被検体の体表面に接触させ体内に超音波を送信し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合によって生じる反射波を超音波プローブの振動子で受信する。このようにして得られた受信信号に基づいて超音波画像を生成する。

50

【0003】

近年、音波が伝搬する際に微量に検出される非線形成分を利用したハーモニックイメージングと呼ばれる手法が開発されている。物質中を伝搬する超音波の速度は、音圧が高い部分は早く、低い部分では遅くなるという性質がある。そのため、送信された超音波が基準波成分からなる正弦波であっても伝搬過程で徐々に歪みが生じ、非線形成分をもつ高調波が含まれるようになる。このような高調波（ハーモニック）成分を利用したハーモニックイメージングには映像化する信号の種類により大きく、ティッシュハーモニックイメージング（THI；Tissue Harmonic Imaging）と、コントラストハーモニックイメージング（CHI；contrast harmonic imaging）とがある。THIは超音波が組織を伝搬するときに組織から発生する高調波成分を画像化するものである。CHIは被検体に超音波用の微小気泡（パブル）を含む造影剤を投与し、パブルが共振、崩壊するときに発生する高調波成分を画像化するものである。

10

【0004】

ハーモニックイメージングでは、基準波成分と高調波成分とをフィルタや波形演算により分離し高調波成分を取り出している。たとえば、振幅変調法と呼ばれる方法では、送信される超音波の相対的な音圧を $1/2$ 、 1 、 $1/2$ となるように3回送信し、送信音圧が 1 となる受信信号から、送信音圧が $1/2$ となる2つの受信信号の合計を差し引くことで、基準波成分を取り除き、高調波成分を取り出すことができる。振幅変調法以外にも位相反転法や、振幅変調法と位相反転法を組み合わせた手法など、様々な手法が開発されている。

20

【0005】

上述のようにハーモニックイメージングでは高調波成分を取り出すために、異なる音圧で複数回の送受信を行う場合がある。送信音圧を 1 と $1/2$ との異なる値に設定するために、振動子に対する印加電圧を異なる値に設定する方法もある。しかしながら、印加電圧を異なる値に高精度で設定することは難しい。そこで、送信音圧が 1 の場合はすべての振動子を動作させ、送信音圧が $1/2$ の場合はその半分の振動子を動作させることで音圧を調整している。送信音圧を $1/2$ にする場合、送信音圧が 1 の場合と送信開口を合わせるため、奇数または偶数（すなわち、1つおきのチャンネル）の振動子を動作させるように制御する。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2012-200460号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、送信しないチャンネル、すなわち、振動子が駆動しないチャンネルでも、クロストーク（振動子が駆動するチャンネルからの送信信号の漏れ込み）により、送信パルスが発生するという問題があった。このように、送信しないチャンネルからの送信により、実際に被検体に送信される相対的な音圧が $1/2$ より大きくなってしまう場合がある。したがって、上述の振幅変調法や位相反転法で基準波成分をキャンセルできず、組織やパブルが消え残り、S/N比の低下や画質劣化の原因となっていた。

40

【0008】

そこで、送信しないチャンネルから低い電圧で送信を行うことによりクロストークを回避する超音波診断装置が提供されている（たとえば、特許文献1等）。特許文献1の技術は送信しないチャンネルから、予め設定した送信パルスが送信されるため、それらを後で差し引くことにより基準波形をキャンセルするものである。

【0009】

上述のような技術に替えて、送信しないチャンネルでクロストークによる送信パルスを発生させないようにすることにより、より正確な送信音圧コントロールが可能な超音波診断

50

装置が要望されている。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本実施形態に係る超音波診断装置は、独立した複数のチャンネルに対応する複数の振動子から被検体内に超音波を送信し、前記被検体内部で生じる反射波を前記振動子で受信する超音波診断装置であって、前記複数のチャンネルのうち、送信するチャンネルと送信しないチャンネルとを制御する送信制御部と、前記振動子から前記超音波を送信するための駆動パルスが発生し、発生した駆動パルスを前記振動子に印加する駆動パルス発生部と、を備え、前記駆動パルス発生部は、前記振動子から見たときの前記駆動パルス発生部の出力インピーダンスを、前記振動子から前記被検体内に前記超音波を送信する送信期間中は、前記被検体内部で生じる前記反射波を前記振動子で受信する受信期間中よりも低インピーダンスに設定する、を備えたことを特徴とする。

10

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】実施形態に係る超音波診断装置の一例を示す概念的な構成図。

【図2】送信チャンネルと非送信チャンネルを説明する図。

【図3】実施形態に係る超音波診断装置の駆動パルス発生部の送信期間中の等価回路を説明する図。

【図4】実施形態に係る超音波診断装置の駆動パルス発生部の受信期間中の等価回路を説明する図。

20

【図5】実施形態に係る超音波診断装置の駆動パルス発生部の回路例を説明する図。

【図6】実施形態に係る超音波診断装置の送信チャンネルの動作を説明する図。

【図7】実施形態に係る超音波診断装置のスイッチングによる影響が少ないことを説明する図。

【図8】実施形態に係る超音波診断装置の非送信チャンネルの動作を説明する図。

【図9】実施形態に係る超音波診断装置の送信波形のひずみを説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、超音波診断装置の実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【0013】

30

(1)構成

図1は、実施形態に係る超音波診断装置1の一例を示す概念的な構成図である。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ10、装置本体20、入力部30、表示部40を備えて構成される。

【0014】

超音波プローブ10にはセクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、診断部位に応じて任意に選択される。超音波プローブ10は、装置本体20とケーブル等で接続されており、超音波プローブ10の先端にはN個の振動子100(100a、100b...100n)が1次元に配列されている。超音波プローブ10の各振動子100は、装置本体20から印加された電気パルスを超音波パルスに変換して被検体に送信する一方、被検体内で発生した超音波エコーを受信して電気信号である受信信号として装置本体20に出力する機能を有する。超音波プローブ10は、各振動子100から送信される超音波パルスによって超音波送信ビームを形成する。

40

【0015】

なお振動子100は1次元配列に限定されず、振動子100を2次元アレイ状に配置することで、3次元立体画像をリアルタイムで取得することができる。3次元立体画像を得る場合は、超音波プローブ10として3D走査用のプローブが設けられる。3D走査用のプローブとしては、2Dアレイプローブやメカニカル4Dプローブが挙げられる。

【0016】

装置本体20は、超音波プローブ10、入力部30および表示部40と接続して構成さ

50

れる。入力部 30 には、キーボード、トラックボール（或いはマウス）等の入力装置が設けられる。また、装置本体 20 はネットワークを介して他の画像診断装置（モダリティ）並びに DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)サーバ等の画像サーバや、画像処理装置と接続されてもよい。表示部 40 は、生成された超音波画像などを制御部 200 の制御にしたがってディスプレイに表示する。

【0017】

また、装置本体 20 は、制御部 200、基準パルス発生部 210、遅延制御部 220、送信制御部 230、駆動パルス発生部 240、受信回路 250、画像処理部 260 を備えて構成される。図 1 に示すように、駆動パルス発生部 240 は振動子 100 に対応して N 個（240a、240b・・・240n）存在する。

10

【0018】

なお、基準パルス発生部 210、遅延制御部 220、送信制御部 230、駆動パルス発生部 240、受信回路 250 を構成するデジタル回路は、装置本体 20 ではなく超音波プローブ 10 に配置されてもよい。また、基準パルス発生部 210、遅延制御部 220、送信制御部 230、駆動パルス発生部 240、受信回路 250 は、所定のメモリに保存されたプログラムをプロセッサに実行させるソフトウェアによって実現することもできる。

【0019】

制御部 200 は、CPU (Central Processing Unit)、および記憶装置を備え、超音波診断装置 1 の各部を統括的に制御する。

【0020】

基準パルス発生部 210 は、制御部 200 からの制御信号にしたがって基準パルスを発生する。

20

【0021】

遅延制御部 220 は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と、所定の方向に送信超音波を放射するための遅延時間とに基づいて、基準パルスを遅延させて駆動パルス発生部 240 に与える。

【0022】

送信制御部 230 は、駆動パルスを形成するための制御信号と送信期間と受信期間とを区別する制御信号により、駆動パルス発生部 240 を制御する。駆動パルス発生部 240 は制御信号の組み合わせに基づき各振動子 100 から送信パルスを形成するための駆動パルスを生成する。また、これらの制御信号の組み合わせで駆動パルス発生部 240 は複数の振動子 100 のうち、送信パルスを送信する振動子 100 と送信しない振動子 100 とを選択する。送信パルスを送信する振動子 100 と送信しない振動子 100 の選択は、送信音圧を制御するために行われる。たとえば、送信時にある所定の振動子数で送信する場合を 1 とし、相対的に音圧が $1/2$ となるような送信音圧を送信する場合、奇数または偶数の振動子 100 を送信する振動子、あるいは送信しない振動子 100 として割り当てる。なお、受信時は送信する振動子 100 と送信しない振動子 100 との両方で受信を行う。

30

【0023】

駆動パルス発生部 240 は、超音波を送信するための駆動パルスを発生し、発生した駆動パルスを振動子 100 に印加する。駆動パルス発生部 240 は振動子 100 ごとに設けられており、遅延させた基準パルスに基づいて駆動パルスを発生させる。以下、送信パルスを送信する振動子 100 とその振動子 100 に対応する駆動パルス発生部 240 とを合わせて「チャンネル」と呼ぶこととする。また、送信を行うチャンネルを「送信チャンネル」、送信しないチャンネルを「非送信チャンネル」と呼ぶこととする。

40

【0024】

駆動パルスは振動子 100 に印加される電気パルスであり、振動子 100 から送信される波形に対応するパイポラのパルス信号である。駆動パルスの電圧によって送信される超音波の音圧が決まる。また、駆動パルスのバースト周波数とバースト数によって、超音波の周波数や超音波のバースト数が決まる。

50

【 0 0 2 5 】

送信制御部 2 3 0 の制御により送信チャンネルに割り当てられた各チャンネルの駆動パルス発生部 2 4 0 では、基準パルス発生部 2 1 0 から供給されるパルスにしたがって、振動子 1 0 0 を駆動させる電圧や極性が異なる波形の駆動パルスを発生させる。一方、非送信チャンネルに割り当てられたチャンネルでは駆動パルスは発生しない。また、送信制御部 2 3 0 からの制御信号に基づいて、非送信チャンネルの駆動パルス発生部 2 4 0 を振動子 1 0 0 側から見たときのインピーダンス（以下、出力インピーダンスと呼ぶこととする）を、送信チャンネルの送信期間中において、低インピーダンスに設定する。すなわち、振動子 1 0 0 から見たときの駆動パルス発生部 2 4 0 の出力インピーダンスを、振動子 1 0 0 から被検体内に超音波を送信する送信期間中は、被検体内部で生じる反射波を振動子 1 0 0 で受信する受信期間中よりも低インピーダンスに設定する。一方、受信期間中は、送信チャンネル、非送信チャンネルにかかわらず、すべてのチャンネルの駆動パルス発生部 2 4 0 の出力インピーダンスを高インピーダンスに設定する。駆動パルス発生部 2 4 0 での出力インピーダンスの制御については後述する。

10

【 0 0 2 6 】

受信回路 2 5 0 は、振動子 1 0 0 で受信される受信信号を A / D 変換し、変換したデジタルデータから受信ビームを形成する。超音波画像は受信ビームに基づいて生成される。

【 0 0 2 7 】

画像生成部 2 6 0 は、B モード処理部 2 6 1 およびカラーモード処理部 2 6 3 を備えており、得られた受信ビームに基づいて、B モードデータ、カラードブラデータ、およびドプラスペクトラムなどの超音波画像を生成する。画像生成部 2 6 0 は、B モードデータおよびカラードブラデータを走査方向に対応させて保存することで、超音波画像としての B モード画像およびカラードブラ画像を生成すると共に、所定走査方向に対して得られたドプラスペクトラムおよび B モードデータを時系列的に保存することで、超音波画像としてのドプラスペクトラム画像および M モード画像を生成する。

20

【 0 0 2 8 】

図 2 は、送信チャンネルと非送信チャンネルを説明する図である。ハーモニックイメージングでは、送信音圧を、送信するチャンネルの数を制御することで変更している。たとえば、図 2 (a) は送信音圧が「 1 」の場合、図 2 (b) は送信音圧が「 1 / 2 」の場合を示している。図 2 では、説明の便宜上 6 つのチャンネルが例示されているが、実際にはもっと多いチャンネル数、たとえば、1 2 8 チャンネル等から構成される。

30

【 0 0 2 9 】

図 2 (a) が示すように、送信音圧が 1 の場合は、すべてのチャンネルが送信チャンネルに割り当てられ、すべてのチャンネルから送信パルスが送信される。

【 0 0 3 0 】

一方、図 2 (b) が示すように、送信音圧が 1 / 2 の場合は、たとえば、奇数のチャンネルが送信チャンネルに割り当てられ、偶数のチャンネルが非送信チャンネルに割り当てられている。送信ごとに奇数のチャンネルと偶数のチャンネルとで送信 / 非送信チャンネルの割り当ては入れ替わる。送信チャンネルからは送信パルスが送信される。

40

【 0 0 3 1 】

図 2 (b) の非送信チャンネルは、矢印 a で示すように、送信チャンネルからのクロストーク（送信信号の漏れ込み）の影響をうける。非送信チャンネルとして割り当てられると駆動パルスが発生せず送信パルスが形成されない。それにもかかわらず、送信するチャンネルからのクロストークにより振動子 1 0 0 に電圧がかかり、矢印 b で示すように送信パルスが発生してしまう。このような送信チャンネルからの非送信チャンネルに対するクロストークの影響により、実際に出力された送信音圧が 1 / 2 より大きくなってしまう場合がある。

【 0 0 3 2 】

なお、図 2 では、説明を単純にするためにプローブに存在するすべてのチャンネルが奇数と偶数とで交互に送信をしている例を示した。しかしながら、実際のプローブでは開口幅に応じて使用される振動子数が決定する場合もあり、開口幅に応じて利用されない振動子

50

100も非送信チャネルとして存在する。したがって、開口を形成するために選択されていない振動子100でもクロストークが発生する。また、開口幅に応じて使用される振動子数が決定するが、使用される振動子100の位置を送信ごとに変えることで、使用される振動子100が偏らないようにしている。たとえば、パルスごとに所定の振動子数分シフトさせながら振動子100を使用し、初めは開口範囲に選ばれていない振動子100が順に使用されるように制御されている。

【0033】

本実施形態に係る超音波診断装置1では、上述のように、非送信の駆動パルス発生部240の出力インピーダンスを制御することで、非送信チャネルでクロストークにより発生する電圧を低減する。

【0034】

(2)動作

以下、図3および図4に示した等価回路に基づいて、駆動パルス発生部240の出力インピーダンスを制御する動作について説明する。

【0035】

まず、送信期間中の送信チャネルと非送信チャネルの動作について説明する。

【0036】

図3は、実施形態に係る超音波診断装置1の駆動パルス発生部240の送信期間中の等価回路を説明する図である。図3は、送信期間中の隣接する送信チャネルと非送信チャネルを例示しており、図3の上段は送信チャネル、下段は非送信チャネルをそれぞれ示している。

【0037】

図3上段に示すように、送信チャネルは、振動子100aと駆動パルス発生部240aと受信回路250が接続している。駆動パルス発生部240は抵抗R1、抵抗R2、並列接続された逆並列ダイオードD1およびD2（以下、この2つのダイオードを、逆並列ダイオードD1、D2と呼ぶ）、パルス発生源PSを備える。抵抗R2の一端は振動子100aと接続し、他端は抵抗R1の一端および駆動パルス発生源PSの一端と接続している。また抵抗R2には逆並列ダイオードD1、D2が並列に接続している。抵抗R1と駆動パルス発生源PSのそれぞれの他端は接地している。

【0038】

一方、図3下段に示した非送信チャネルの駆動パルス発生部240bの送信期間中の等価回路は、送信チャネルと異なり、駆動パルス発生源PSの代わりにスイッチング素子S1を備えている。スイッチング素子S1の一端は抵抗R2と接続し、他端は接地している。非送信チャネルでは、送信期間中はスイッチング素子S1が閉じた状態（オンの状態）になっている。スイッチング素子S1がオンの状態にあることで、駆動パルス発生部240bの出力インピーダンスを低インピーダンスに設定できる。

【0039】

なお、駆動パルス発生部240aの出力インピーダンスは、振動子100a側から見たときの駆動パルス発生部240aのインピーダンスのことであり、図3に破線Aで示した位置から駆動パルス発生部240を見たときのインピーダンスのことである。駆動パルス発生部240の出力インピーダンスは、逆並列ダイオードD1およびD2の電圧が順方向電圧以内の時（すなわち、オフの状態の時）は、駆動パルス発生部240を構成する抵抗R1およびR2、およびスイッチング素子の開閉状態によって決定する。一方、逆並列ダイオードD1およびD2の電圧が順方向電圧を超えるとダイオードD1およびD2に電流が流れ（すなわち、オンの状態）、逆並列ダイオードD1およびD2の極めて小さい抵抗と、駆動パルス発生部240を構成する抵抗R1およびR2、およびスイッチング素子の開閉状態によって決定する。なお、抵抗R1は駆動パルス発生部240の必須の構成ではなく、抵抗R1を備えない場合、駆動パルス発生部240の出力インピーダンスはスイッチング素子の開閉状態によって決定する。

【0040】

10

20

30

40

50

本実施形態に係る超音波診断装置 1 では、非送信チャンネルの駆動パルス発生部 240 の出力インピーダンスを、送信期間中は低インピーダンスに設定することで、送信からのクロストークによる影響を回避している。送信期間中の送信チャンネルでは、逆並列ダイオード D1 および D2 がオンの状態では、抵抗 R1 が数百程度であるのに対して、逆並列ダイオード D1 および D2 は 10 程度であるため、逆並列ダイオード D1 および D2 の小さい出力インピーダンスで送信される。一方、逆並列ダイオード D1 および D2 がオフの状態では、逆並列ダイオード D1 および D2 と抵抗 R2 の合成抵抗を出力インピーダンスとして送信される。振動子 100a は駆動パルスにより送信パルスを形成し、送信する。送信チャンネルからの送信に伴い、非送信チャンネルへのクロストークが発生する。そこで、送信期間中の非送信チャンネルでは、スイッチング素子 S1 を閉じた状態（オンの状態）にしている。この結果、駆動パルス発生部 240b の出力インピーダンスは、逆並列ダイオード D1 および D2 がオフの場合、実質的に抵抗 R2 の抵抗値のみとなる。たとえば、抵抗 R2 の抵抗値を数百オーム程度、あるいはそれ以下に設定することにより、送信期間中の非送信チャンネルの出力インピーダンスを低インピーダンスに設定することができる。このように、駆動パルス発生部 240b の出力インピーダンスを低インピーダンスに設定することで、クロストークにより発生する電圧を小さくすることができる。

10

20

30

40

50

【0041】

このように上述した駆動パルス発生部 240 の回路は、クロストークで発生する電圧を抑えることができる。クロストークは、一般的に隣接する回路の間に静電結合あるいは電磁結合がある場合に発生する。送信チャンネルと非送信チャンネルとの間で静電結合が発生する際、送信チャンネルと非送信チャンネルとの間の寄生容量の存在によって送信信号の漏れ込が発生する。信号送信時は、送信信号の周波数帯域における寄生容量のリアクタンスと非送信チャンネルのインピーダンスとで減弱された電圧が非送信チャンネルに発生する。本実施形態では、このように発生した電圧を非送信チャンネルの逆並列ダイオード D1 および D2 がオフの場合でも、スイッチング素子 S1 をオンとすることで、非送信チャンネルのインピーダンスを下げることにより、非送信チャンネルに発生する電圧を抑制することができる。

【0042】

このように、送信期間中の非送信チャンネルにおいて、駆動パルス発生部 240 の出力インピーダンスを低インピーダンスに設定し、クロストークにより発生した電圧を抑制し、振動子 100 から送信パルスが発生することを回避できる。

【0043】

次に、受信期間中の送信チャンネルと非送信チャンネルの動作について説明する。なお、受信期間中は送信チャンネルも非送信チャンネルも信号の受信を行う。したがって、両チャンネルにおける動作は同じである。

【0044】

図 4 は、実施形態に係る超音波診断装置 1 の駆動パルス発生部 240 の受信期間中の等価回路を説明する図である。図 4 は、受信期間中の隣接する送信チャンネルと非送信チャンネルを例示しており、図 4 の上段は送信チャンネル、下段は非送信チャンネルをそれぞれ示している。上述の通り、受信期間中は送信チャンネルも非送信チャンネルも信号の受信を行うため、図 4 の下段の非送信チャンネルにおける動作は省略する。

【0045】

図 4 の上段に示した送信チャンネルは、図 3 の上段に示した送信チャンネルと異なり、駆動パルス発生源 SP の代わりにスイッチング素子 S1 を備える。受信期間中はスイッチング素子 S1 が開いた状態（オフの状態）になっている。スイッチング素子 S1 がオフの状態にあることで、駆動パルス発生部 240a の出力インピーダンスは、抵抗 R1 と抵抗 R2 が直列に接続したときの合成抵抗により決まる。ここで、抵抗 R2 は前述したように、たとえば、数百オーム程度、あるいはそれ以下の値であるが、抵抗 R1 の抵抗値は抵抗 R2 よりも高い値に設定される。この結果、受信期間中の出力インピーダンスは、実質的に $R1 + R2$ となり、高インピーダンスを示す。この合成抵抗の抵抗値 ($R1 + R2$) を、駆動パルス発生部 240 の出力インピーダンスが受信回路 250 よりも高インピーダンスに

なるように設定することで、振動子 100 a が受信した受信信号を効率よく受信回路 250 に伝達できる。

【0046】

このように、非送信チャンネルの駆動パルス発生部 240 の出力インピーダンスを、送信期間中に低インピーダンスに設定することで、クロストークを回避できる。また、送信チャンネルおよび非送信チャンネルの両方で、受信期間中に駆動パルス発生部 240 の出力インピーダンスを高インピーダンスに設定することで、受信信号を効率よく受信回路 250 に伝達することができる。

【0047】

ここまでは、駆動パルス発生部 240 の等価回路を用いて動作を説明してきたが、次に、駆動パルス発生部 240 の具体的な回路例を示した図 5 に基づいて、図 6 および図 8 でより詳細な動作を説明する。

10

【0048】

図 5 は、実施形態に係る超音波診断装置 1 の駆動パルス発生部 240 の回路例を説明する図である。図 5 に示すように、駆動パルス発生部 240 は、電源 V、スイッチング素子として機能する電界効果トランジスタ (FET: Field effect transistor) P1、P2、N1、N2、トランスを構成するコイル L1、L2、AND 回路 A1、A2、抵抗 R1、R2、逆並列ダイオード D1、D2 を備えている。

【0049】

スイッチング素子 P1 の一端 (ソース) は電源 V と接続し、他端 (ドレイン) はコイル L1 の一端と接続している。同様に、スイッチング素子 P2 の一端 (ソース) は電源 V と接続し、他端 (ドレイン) はコイル L2 の一端と接続している。コイル L1 および L2 はそれぞれ図 5 において左端が正、右端が負である。スイッチング素子 N1 と N2 の一端 (ドレイン) はコイル L1 の両端とそれぞれ接続している。スイッチング素子 N1 と N2 の他端 (ソース) はそれぞれ接地されている。また、スイッチング素子 N1 および N2 の各ゲートは AND 回路 A1 および A2 とそれぞれ接続している。コイル L2 とコイル L1 はトランスを形成し電磁的に結合している。コイル L2 は抵抗 R1 と並列に接続されている。抵抗 R1 の一端は抵抗 R2 の一端と接続し、抵抗 R1 の他端は接地されている。抵抗 R2 は逆並列ダイオード D1、D2 と並列に接続され、抵抗 R2 の他端は振動子 100 と受信回路 250 と接続している。

20

30

【0050】

AND 回路 A1 には制御信号として「TXEN」および「NP0」が入力される。同様に、AND 回路 A2 には制御信号として「TXEN」および「NM0」が入力される。また、スイッチング素子 P1 のゲートには制御信号として「PP0」が、スイッチング素子 P2 のゲートには制御信号として「PM0」が入力される。スイッチング素子 N1 および N2 が N チャンネル型 FET であるのに対し、スイッチング素子 P1 および P2 は P チャンネル型 FET である。したがって、スイッチング素子 P1 および P2 のゲートに入力する電圧をレベルシフタ (LSF: Level ShiFter) により制御し、論理レベルを変換している。すなわち、LSF はインバータとして機能し、入力された制御信号に対してスイッチング素子 N1 および N2 とスイッチング素子 P1 および P2 とは同じ挙動を示す。

40

上述のようなスイッチング回路に入力される制御信号には、High と Low のステータスがあり、各スイッチング素子は「High」の場合にオンの状態になり、「Low」の場合にオフの状態になる。AND 回路は、入力された 2 つの信号がすべて「High」の場合のみ「High」の信号を出力する。

【0051】

なお、「TXEN」は送信期間と受信期間とを区別する制御信号である。「NP0」、「NM0」、「PP0」、「PM0」は駆動パルスを形成するための制御信号である。

【0052】

以下、図 6 および図 7 に示したタイミングチャートに基づいて、図 5 の回路例における動作を説明する。

50

【 0 0 5 3 】

図 6 は、実施形態に係る超音波診断装置 1 の送信チャンネルの動作を説明する図である。図 6 は、送信チャンネルのタイミングチャートを示している。図 6 は、駆動パルス発生部 240 に入力される制御信号と、各スイッチング素子の動作、形成される送信パルス、および出力インピーダンスについてのタイミングチャートを示している。なお、図 6 上部に示した「1」から「8」の数字はタイミングチャート中の期間を示している。

【 0 0 5 4 】

期間「1」ではすべての制御信号が「Low」の状態である。

【 0 0 5 5 】

期間「2」では、「NP0」、「NM0」、「TXEN」の3つの制御信号が「High」の状態になる。 10

【 0 0 5 6 】

期間「3」では、「NP0」が「Low」になり、「PP0」が「High」の状態になる。

【 0 0 5 7 】

期間「4」では、「PP0」が「Low」となり、「NP0」が「High」の状態になる。

【 0 0 5 8 】

期間「5」では、「PM0」が「High」となり、「NM0」が「Low」の状態になる。 20

【 0 0 5 9 】

期間「6」では、「PM0」が「Low」となり、「NM0」が「High」の状態になる。

【 0 0 6 0 】

期間「7」では、「TXEN」が「Low」の状態になる。

【 0 0 6 1 】

期間「3」は、「PP0」、「NM0」、「TXEN」が「High」の状態である。スイッチング素子 P1 は「PP0」が「High」の状態で入力されると、スイッチング素子 P1 はインバータを介して制御信号を受け取るため、オンとなる。また、「NM0」、「TXEN」が「High」の状態 AND 回路 A2 に入力され、スイッチング素子 N2 に「High」が入力されることでオンとなる。一方、スイッチング素子 P2 と N1 はオフの状態である。図 6 では、各スイッチング素子がオンの状態を白抜きで、オフの状態を網掛けで示している。図 5 に示すように、コイル L1 の左端は正、右端は負である。駆動パルス発生部 240 において、スイッチング素子 P1 と N2 のみがオンになることで、コイル L1 の左から右に電流が流れ（図 5 に実線矢印の向き）、正の送信パルスが形成される。 30

【 0 0 6 2 】

期間「5」では、「PM0」、「NP0」、「TXEN」が「High」の状態である。したがって、スイッチング素子 P2 には「PM0」が「High」の状態を入力されオンとなる。また、「NP0」、「TXEN」が「High」の状態 AND 回路 A1 に入力され、スイッチング素子 N1 に「High」が入力されることでオンとなる。一方、スイッチング素子 P1 と N2 はオフの状態である。駆動パルス発生部 240 において、スイッチング素子 P2 と N1 のみがオンになることで、コイル L1 の右から左に電流が流れ（図 5 に破線矢印の向き）、負の送信パルスが形成される。 40

【 0 0 6 3 】

図 6 最下段に示すように、駆動パルス発生部 240 の出力インピーダンスは、期間「2」から「6」の間、低インピーダンスとなる。一方、期間「1」、「7」および「8」の間は高インピーダンスになる。すなわち、コイル L1 の両端が低インピーダンスでグラウンド、または、電源 V に接続しているとき、駆動パルス発生部 240 の出力インピーダンスは低インピーダンスとなる。具体的には、スイッチング素子 N1 および N2 が同時にオン 50

の状態となっているとき、スイッチング素子 P 1 およびスイッチング素子 N 2 が同時にオンの状態となっているとき、スイッチング素子 P 2 およびスイッチング素子 N 1 が同時にオンの状態となっているとき、駆動パルス発生部 240 の出力インピーダンスは低インピーダンスとなる。

【0064】

図6では、期間「3」および「5」において駆動パルス発生部240は送信パルスを形成し、図3の上段に示した送信チャンネルの等価回路と同じ状態を示している。また、期間「2」、「4」、「6」はスイッチング素子N1およびN2が同時にオンの状態となっており、図3の下段に示した非送信チャンネルの等価回路と同じ状態を示している。抵抗R1と抵抗R2の接続点はトランスのコイルL1とL2を介して、等価的に接地されることとなる。このため、駆動パルス発生部240の出力インピーダンスは抵抗R2の抵抗値により決定し、低インピーダンスを示す。

10

【0065】

一方、スイッチング素子N1、N2がオフの状態である期間「1」、「7」および「8」の間は、図4に示した等価回路と同様の状態を示している。すなわち、抵抗R1と抵抗R2の2つの抵抗の合成抵抗により駆動パルス発生部240の出力インピーダンスが高インピーダンスに設定される。

【0066】

なお、従来は、送信パルスを送信した直後に出力インピーダンスを高インピーダンスに切り替えることによって、送信期間から受信期間に切り替えていた。送信パルスを送信した直後に出力インピーダンスが高インピーダンスになるため、時定数の大きな等価回路が形成され、スイッチング素子の過渡応答で発生するスイッチングノイズが比較的長い期間減衰せず、近距離アーチファクトの原因になっていた。これに対して、本実施形態の駆動パルス発生部240では、送信パルスを送信した直後に期間「6」を設け、この期間「6」の間も低インピーダンスを維持する構成としている。この結果、スイッチングノイズ（たとえば、スイッチング素子N2がオンからオフに切り替わったときに生じるスイッチングノイズ）を短時間で減衰させることができ、近距離アーチファクトを抑制することができる。

20

【0067】

なお、期間「7」に移行するため「TXEN」を「Low」に切り替える際、スイッチングノイズが発生する可能性がある。しかしながら、実際に被検体に放射された送信信号を受信するまでには一定の時間があることから、そのようなノイズによる影響を回避できる。また、スイッチング素子でスイッチングノイズが発生しても、抵抗R2があることで、受信回路250や振動子100に直接スイッチングノイズが伝わらず、影響を軽減できる。なぜなら、抵抗R2と受信回路250の入力インピーダンス、抵抗R2と振動子100のインピーダンスによりスイッチングノイズは減弱されて出力され、抵抗R2と受信回路250、駆動パルス発生部240の静電容量でフィルタ効果が生じるためである。

30

【0068】

図7は、実施形態に係る超音波診断装置1のスイッチングによる影響が少ないことを説明する図である。図7(a)は超音波プローブ10の先端の模式図を示している。超音波プローブ10は複数の振動子100と音響レンズとから構成される。被検体の体表から振動子100までは一定の距離があり、被検体に送信された超音波がその距離の間で反射する信号を受信したもの（近距離の受信信号）は、超音波診断画像を生成する際にはデータとして使用されない。たとえば、被検体の体表から振動子100までの距離をd、近距離の受信信号を受信する時間をt、音速をvとすると、近距離の受信信号を受信する時間（t）は、 $t = 2d / v$ の式で表される。すなわち、tの時間以前の受信信号は近距離の受信信号であり超音波画像の生成に不要な信号である。一方で超音波画像は、tより後の時間に受信した受信信号（すなわち、実際にデータとして利用可能な受信信号）に基づいて生成することが望ましい。この時間tは1μ秒程度の時間であるといわれており、スイッチングノイズは通常これよりも短い時間で減衰し消滅する。したがって、1μ秒程度の時

40

50

間を開けて受信を開始すれば、スイッチングノイズによる影響を回避することができる。

【0069】

図7(b)は、送信チャネルの期間「5」から「8」を示している。「TXEN」の切り替えによりスイッチングノイズが発生するタイミングは期間「6」から「7」に移行するときである。このスイッチングノイズは近距離の受信信号を受信する時間(t)よりも短い時間で減衰し消滅する。したがって、実際にデータとして利用可能な受信信号にこのようなスイッチングノイズは混入することはない。

【0070】

また、送信直後に一旦スイッチング素子N1およびN2をオンの状態にすることで(期間「4」、「6」)、駆動パルス発生部240の電圧を低減することができ、送信後の過渡応答により送信パルスが減衰せず受信信号と重畳してしまうことを回避することができる。

10

【0071】

また、次の期間「7」に移行する際に、チャネルごとに異なるタイミングで「TXEN」を制御してもよいが、共通のTXENを利用することで配線スペースを最小化することができる。そのため、すべての送信チャネルで送信が完了するのを待ってから「TXEN」を「Low」に切り替え、高インピーダンスに設定されることが望ましい。

【0072】

次に、非送信チャネルにおける動作について説明する。非送信チャネルの動作は、送信するチャネルにおいて送信パルス形成する過程である期間「3」から「6」の状態がない。すなわち、期間「2」の低インピーダンスの状態に移行した後は、期間「7」で高インピーダンスな状態に移行する。

20

【0073】

図8は、実施形態に係る超音波診断装置1の非送信チャネルの動作を説明する図である。図8は非送信チャネルのタイミングチャートを示しており、図6と同様に、駆動パルス発生部240に入力される制御信号と、各スイッチング素子の動作、形成される送信パルス、および出力インピーダンスについてのタイミングチャートを示している。図8上部に示した「1」から「8」の数字は、図6と同様にタイミングチャート中の期間を示している。

30

【0074】

図8で示すように非送信チャネルでは、図6の送信チャネルと異なり、期間「2」から「6」では「NP0」、「NM0」、「TXEN」が「High」の状態である。「NP0」、「NM0」、「TXEN」が「High」となる場合、スイッチング素子N1とN2がオンの状態となる。図6でも説明したが、この状態は図3の下段に示した非送信チャネルの等価回路に等しい。すなわち、駆動パルス発生部240の出力インピーダンスは、抵抗R2の抵抗値により定まり、振動子100より低インピーダンスに設定される。

【0075】

一方、期間「7」や「8」では、図6と同様にスイッチング素子N1とN2がオフの状態となり、抵抗R1とR2の合成抵抗の抵抗値により出力インピーダンスは、高インピーダンスに設定される。

40

【0076】

このような制御により送信期間中に非送信チャネルの駆動パルス発生部240を低インピーダンスに設定し、クロストークによる電流を接地点に流すことで振動子100に電圧が発生するのを防ぐことができる。また、受信回路250で受信期間中に、駆動パルス発生部240のインピーダンスを高インピーダンスにすることによって、駆動パルス発生部240が受信回路250の負荷にならず、受信信号を劣化させない。

【0077】

また、駆動パルス発生部240の出力インピーダンスの制御は非常に簡単な構成により実現可能であり、超音波プローブ10内に実装する際も回路規模を大きく変えることがない。受信した信号に対して何らかの後処理が必要になることもなく、既存の画像処理で超

50

音波画像を生成することができる。さらに、送信パルスを正確にコントロールすることができることから、適切な音圧で送信超音波を放射でき、受信感度を維持しつつS/N比のよい良好な超音波画像を取得することができる。

【0078】

また、逆並列ダイオードD1、D2に並列接続された抵抗R2は、上述のスイッチング素子の切り替えにより発生するスイッチングノイズ等が振動子100や受信回路250に流れることを抑制する効果を有している。

【0079】

さらに、抵抗R2は逆並列ダイオードD1、D2による送信パルス波形のひずみを緩和する働きも有する。

【0080】

図9は、実施形態に係る超音波診断装置1の送信波形のひずみを説明する図である。図9(a)は抵抗R2が駆動パルス発生部240にない場合の送信パルスの波形を例示しており、図9(b)は、抵抗R2が駆動パルス発生部240にある場合の送信パルスの波形を例示している。それぞれ破線で示した波形は出力したい理想の波形である。

【0081】

図9(a)に実線で示すグラフでは、送信パルスの立ち上がりおよび立下りが理想の波形よりも傾きが急になっている。これは、ある一定の電圧(VFおよび-VF)以上の電圧になって初めてダイオードD1、D2に電流が流れるというダイオードの性質によるものである。そのため、ある一定以下の電圧では電流が流れず、波形の立ち上がりや立下りが急激になり波形にひずみが生じる。

【0082】

一方、図9(a)に実線で示すグラフでは、波形の立ち上がりと立下りの区間でも電流が流れ、ひずみが緩和されている。抵抗R2を駆動パルス発生部240の逆並列ダイオードに並列に接続することで、ダイオードに電流が流れない期間であっても抵抗R2を介して電流が流れるため、図9(a)で示した送信パルス波形のひずみを緩和することができる。

【0083】

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】

【0084】

- 1 超音波診断装置
- 10 超音波プローブ
- 20 装置本体
- 30 入力部
- 40 表示部
- 100 振動子
- 200 制御部
- 210 基準パルス発生部
- 220 遅延制御部
- 230 送信制御部
- 240 駆動パルス発生部
- 250 受信回路
- 260 画像生成部

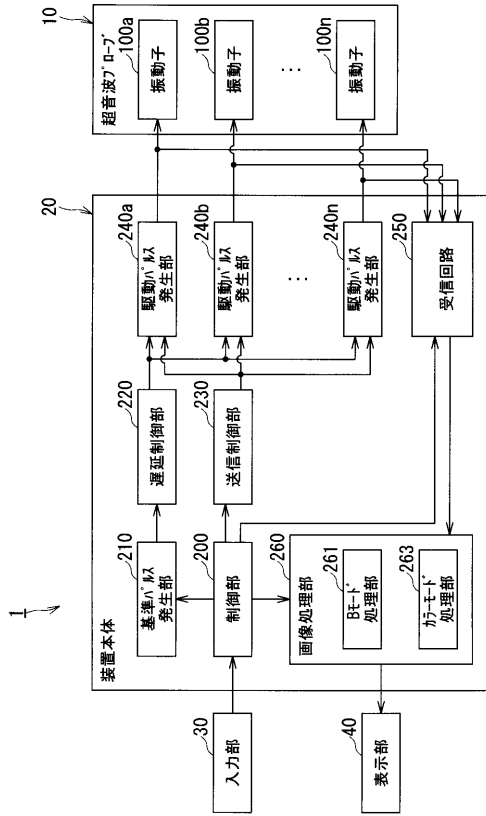
10

20

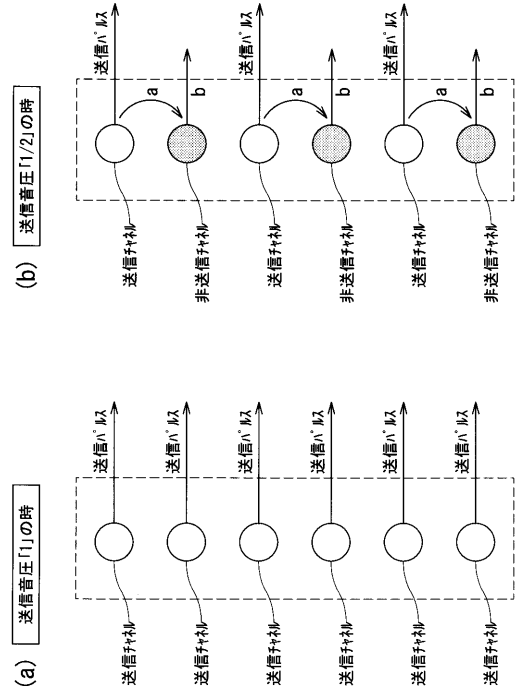
30

40

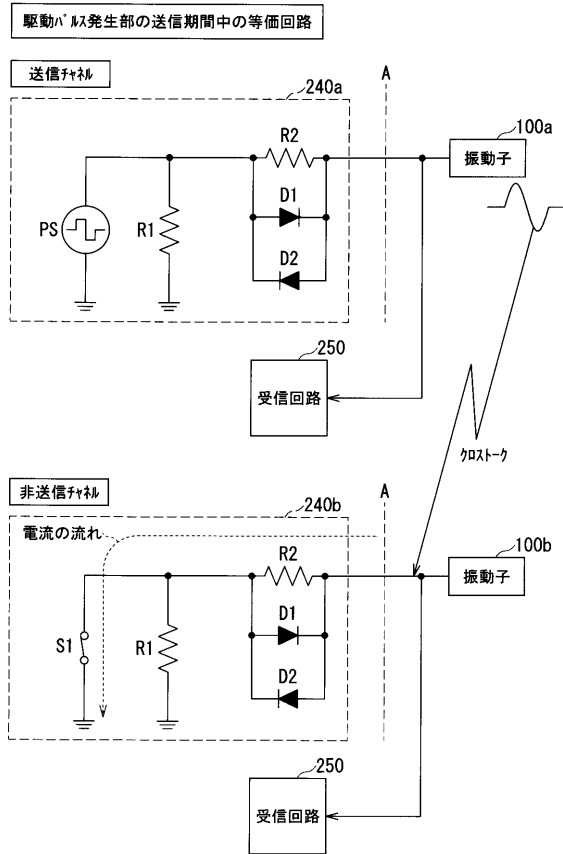
【図 1】



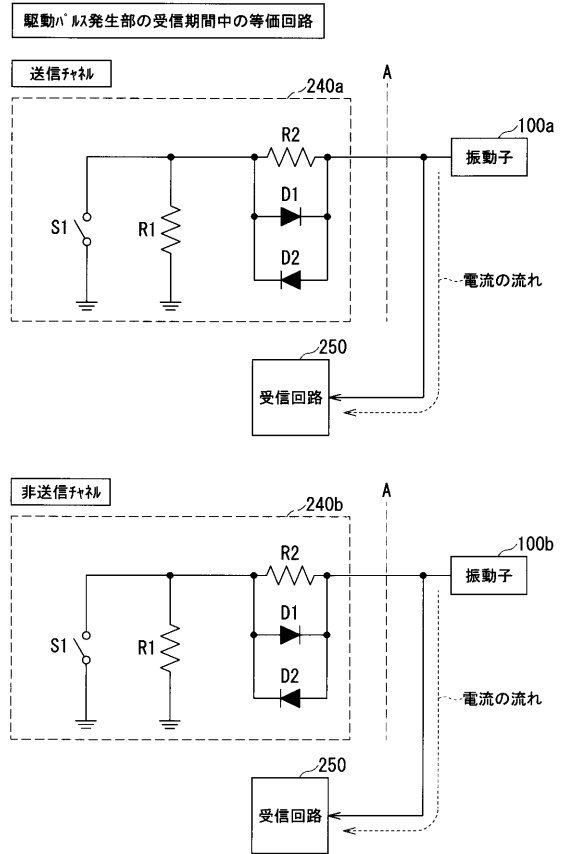
【図 2】



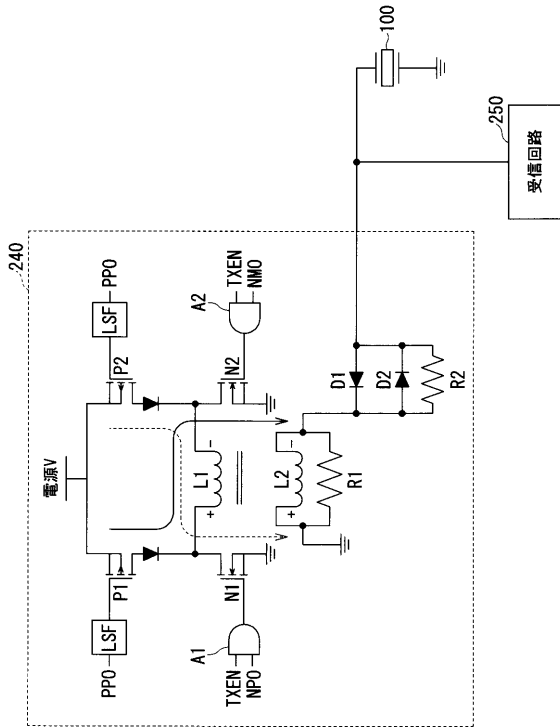
【図 3】



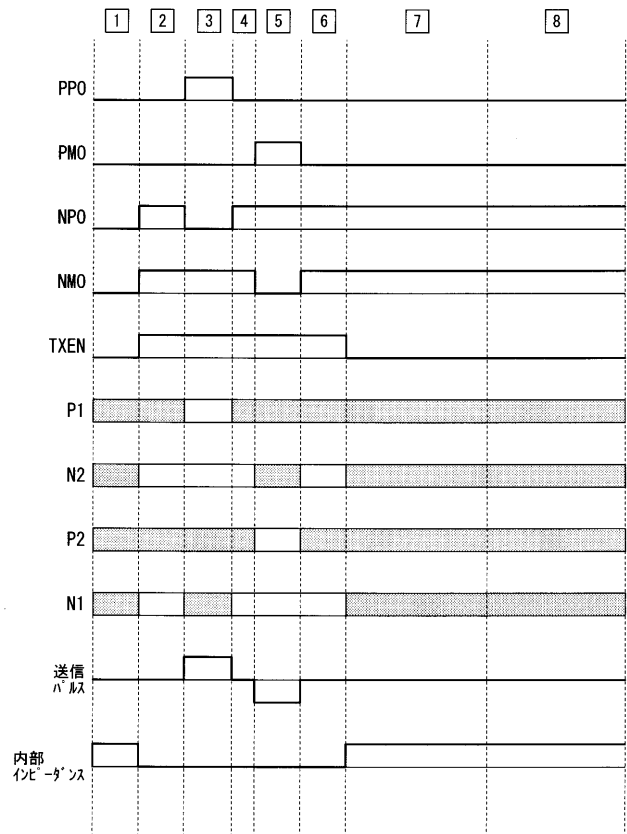
【図 4】



【図5】

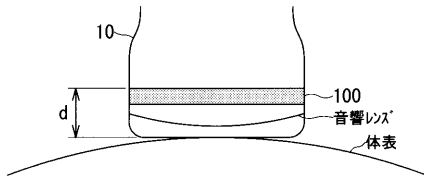


【図6】

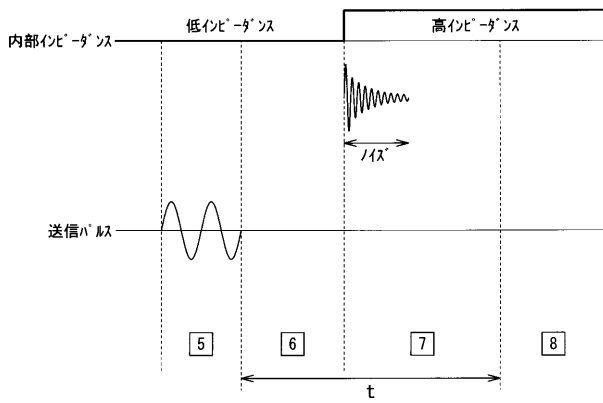


【図7】

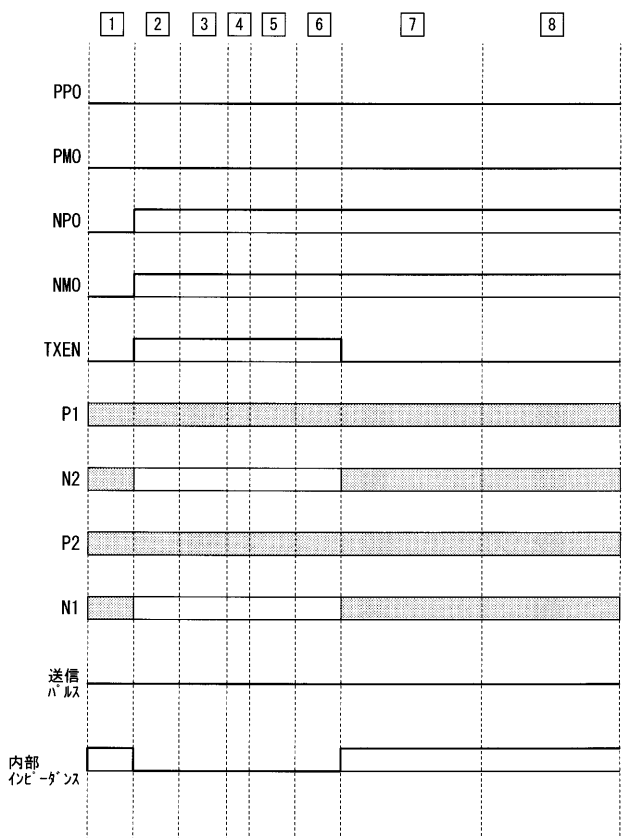
(a)



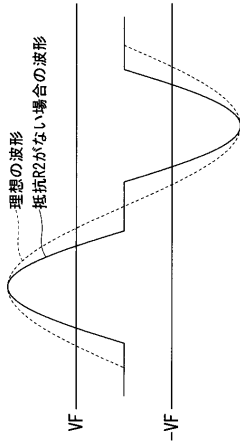
(b)



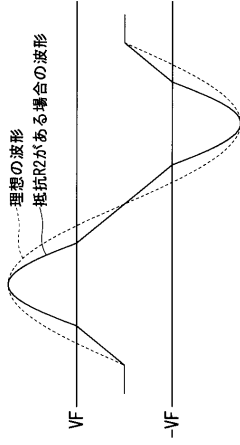
【図8】



(a) 抵抗 R_2 なし



(b) 抵抗 R_2 あり



フロントページの続き

- (72)発明者 神山 聡
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 石塚 正明
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 藤田 大広
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 萩原 輝樹
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 藤原 周太
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 BB06 DE08 EE04 GB03 GB21 HH01

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2016119934A	公开(公告)日	2016-07-07
申请号	JP2014260011	申请日	2014-12-24
[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	亀石 涉 芝沼 浩幸 神山 聡 石塚 正明 藤田 大広 萩原 輝樹 藤原 周太		
发明人	亀石 涉 芝沼 浩幸 神山 聡 石塚 正明 藤田 大広 萩原 輝樹 藤原 周太		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/54 B06B1/0215 B06B2201/76 G01S7/5202 G01S7/52042 G01S7/52077 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE08 4C601/EE04 4C601/GB03 4C601/GB21 4C601/HH01		
其他公开文献	JP6425994B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置通过防止在不进行传输的信道中产生由于串扰引起的传输脉冲，从而能够进行更高精度的传输声压控制。超声波诊断装置从对应于多个独立通道的多个换能器100a向被检体内发送超声波，并接收由换能器100a在被检体内产生的反射波。产生多个通道中的诊断装置，控制传输通道和非传输通道的传输控制单元，以及用于从换能器传输超声波的驱动脉冲，并使所生成的驱动脉冲振动。并且，当从换能器观看时，用于向儿童施加的驱动脉冲产生单元240a，驱动脉冲产生单元240a，驱动脉冲产生单元240a的输出阻抗，超声波从换能器100a发射到被检体内。在发送期间，阻抗被设定为比换能器接收被检体内产生的反射波的接收期间低。[选择图]图3

