

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5570785号
(P5570785)

(45) 発行日 平成26年8月13日 (2014. 8. 13)

(24) 登録日 平成26年7月4日 (2014. 7. 4)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2009-254169 (P2009-254169)
 (22) 出願日 平成21年11月5日 (2009. 11. 5)
 (65) 公開番号 特開2011-98043 (P2011-98043A)
 (43) 公開日 平成23年5月19日 (2011. 5. 19)
 審査請求日 平成24年10月30日 (2012. 10. 30)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、前記超音波プローブで送受信される超音波に基づいて被検体内に関する画像を生成するメインユニットとを具備した超音波診断装置において、

前記メインユニットは、

前記超音波プローブに超音波を送信させるために前記複数の超音波振動子のうちの一部に供給する送信信号を生成する生成手段と、

前記複数の超音波振動子のうちの一部を選択し、この選択した超音波振動子に前記生成手段により生成された送信信号を供給する選択手段と、

前記生成手段から前記選択手段までの前記送信信号の伝達経路に一端が接続され、前記伝達経路におけるインピーダンスの1/2～2倍の抵抗値を有する抵抗器と、

前記抵抗器に一端が接続されるとともに他端が接地されることで前記抵抗器とともにダンピング負荷を形成し、さらに前記ダンピング負荷の周波数特性を、前記選択手段が選択した超音波振動子側に供給される前記送信信号の高調波成分を抑制するものとする静電容量を持ったコンデンサとを具備し、

前記超音波プローブは、前記選択手段を介して前記超音波振動子に供給される前記送信信号が通過するように配置された複数の共振コイルを有する超音波診断装置。

【請求項 2】

複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、前記超音波プローブで送受信される超

10

20

音波に基づいて被検体内に関する画像を生成するメインユニットとを具備した超音波診断装置において、

前記メインユニットは、

前記超音波プローブに超音波を送信させるために前記複数の超音波振動子のうちの一部に供給する送信信号を生成する生成手段と、

前記複数の超音波振動子のうちの一部を選択し、この選択した超音波振動子に前記生成手段により生成された送信信号を供給する選択手段と、

前記選択手段から前記超音波振動子へと供給される前記送信信号が通過するように配置された複数の共振コイルと、

前記生成手段から前記超音波振動子選択手段までの前記送信信号の伝達経路に一端が接続され、前記伝達経路におけるインピーダンスの $1/2 \sim 2$ 倍の抵抗値を有する抵抗器と、

前記抵抗器に一端が選択的に接続されるとともに他端が接地されることで前記抵抗器とともにダンピング負荷を形成し、さらに前記ダンピング負荷の周波数特性を、前記選択手段が選択した超音波振動子側に供給される前記送信信号の高調波成分を抑制するものとする静電容量を持った複数のコンデンサとを具備し、

前記超音波プローブは、前記選択手段を介して前記超音波振動子に供給される前記送信信号が通過するように配置された複数の共振コイルを有する超音波診断装置。

【請求項 3】

前記抵抗器は、前記伝達経路におけるインピーダンスと略同じ抵抗値を有する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記コンデンサは、前記選択した超音波振動子側に供給される前記送信信号の基本波成分の振幅低下を抑制する周波数特性を有する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記コンデンサの静電容量は、前記ダンピング負荷の周波数特性を、前記選択した超音波振動子側に供給される前記送信信号の基本波成分の振幅低下を抑制するものとする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記複数のコンデンサは、それぞれ異なる静電容量を有する請求項 5 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、超音波の被検体内での反射の様子に基づいて被検体内に関する画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、送受信の感度を向上させるために、超音波振動子に共振コイルを直列接続することが行われている。しかしながら、送信信号が共振コイルの共振周波数から大きく外れる高調波成分を持つ矩形波である場合、高調波成分に対してミスマッチングが大きいために大振幅のリング成分が発生する。

【0003】

ところで超音波診断装置では、回路規模を制限するために送信回路を超音波振動子よりも少数とし、超音波振動子を高圧スイッチによって選択的に送信回路に接続することも行われている。

【0004】

上記の両構成を兼ね備える超音波診断装置では、高圧スイッチは上記の大振幅のリング成分に耐える必要がある。しかしながら、高圧スイッチは、そのサイズや価格などの制約から、耐圧には限りがある。そして限られた耐圧の高圧スイッチの破損を防ぐために

10

20

30

40

50

従来は、送信電圧を高圧スイッチの耐圧に対して十分に小さく設定していた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2004-358105号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

以上のように従来は、送信電圧が大幅に制限されていた。

【0007】

例えば、共振コイルおよび高圧スイッチを備えた既存の超音波診断装置における送信回路の出力波形と高圧スイッチの出力波形とをシミュレーションにより調査したところ、送信回路の出力波形の振幅が約20Vppであるのに対して高圧スイッチの出力波形の振幅が約40Vppにも及ぶことがあった。この場合には、高圧スイッチの耐圧に対して1/2以下の送信振幅でしか送信できないことになる。

【0008】

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、高圧スイッチの限られた耐圧の中でより大きな送信振幅の送信信号を用いた超音波送信を行うことを可能とすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の第1の態様による超音波診断装置は、複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、前記超音波プローブで送受信される超音波に基づいて被検体内に関する画像を生成するメインユニットとを具備した超音波診断装置であって、前記メインユニットは、前記超音波プローブに超音波を送信させるために前記複数の超音波振動子のうちの一部に供給する送信信号を生成する生成手段と、前記複数の超音波振動子のうちの一部を選択し、この選択した超音波振動子に前記生成手段により生成された送信信号を供給する選択手段と、前記生成手段から前記選択手段までの前記送信信号の伝達経路に一端が接続され、前記伝達経路におけるインピーダンスの1/2～2倍の抵抗値を有する抵抗器と、前記抵抗器に一端が接続されるとともに他端が接地されることで前記抵抗器とともにダンピング負荷を形成し、さらに前記ダンピング負荷の周波数特性を、前記選択手段が選択した超音波振動子側に供給される前記送信信号の高調波成分を抑制するものとする静電容量を持ったコンデンサとを具備し、前記超音波プローブは、前記選択手段を介して前記超音波振動子に供給される前記送信信号が通過するように配置された複数の共振コイルを備える。

【0010】

本発明の第2の態様による超音波診断装置は、複数の超音波振動子を有する超音波プローブと、前記超音波プローブで送受信される超音波に基づいて被検体内に関する画像を生成するメインユニットとを具備した超音波診断装置であって、前記メインユニットは、前記超音波プローブに超音波を送信させるために前記複数の超音波振動子のうちの一部に供給する送信信号を生成する生成手段と、前記複数の超音波振動子のうちの一部を選択し、この選択した超音波振動子に前記生成手段により生成された送信信号を供給する選択手段と、前記生成手段から前記選択手段までの前記送信信号の伝達経路に一端が接続され、前記伝達経路におけるインピーダンスの1/2～2倍の抵抗値を有する抵抗器と、前記抵抗器に一端が選択的に接続されるとともに他端が接地されることで前記抵抗器とともにダンピング負荷を形成し、さらに前記ダンピング負荷の周波数特性を、前記選択手段が選択した超音波振動子側に供給される前記送信信号の高調波成分を抑制するものとする静電容量を持った複数のコンデンサとを具備し、前記超音波プローブは、前記選択手段を介して前記超音波振動子に供給される前記送信信号が通過するように配置された複数の共振コイルを備える。

【発明の効果】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、高圧スイッチの限られた耐圧の中でより大きな送信振幅の送信信号を用いた超音波送信を行うことが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 2 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【 図 2 】 超音波診断装置の第 1 の実施形態における特徴的な構成を示す図。

【 図 3 】 図 3 中の送信信号生成回路が出力する送信信号の波形の一例を示す図。

【 図 4 】 図 3 中のマッチング抵抗が存在しない場合における高圧スイッチからの出力信号の波形の一例を示す図。

10

【 図 5 】 第 1 の実施形態における図 3 中の高圧スイッチからの出力信号の波形の一例を示す図。

【 図 6 】 超音波診断装置の第 2 の実施形態における特徴的な構成を示す図。

【 図 7 】 超音波診断装置の第 3 の実施形態における特徴的な構成を示す図。

【 図 8 】 図 7 中のマッチング抵抗が存在しない場合における超音波振動子への入力信号の基本波成分の波形の一例を示す図。

【 図 9 】 第 1 の実施形態における超音波振動子への入力信号の基本波成分の波形の一例を示す図。

【 図 1 0 】 超音波診断装置の第 4 の実施形態における特徴的な構成を示す図。

【 図 1 1 】 図 8 に示した波形と第 4 の実施形態における図 1 0 中の超音波振動子への入力信号の基本波成分の波形とを重ねて表した図。

20

【 図 1 2 】 超音波診断装置の第 5 の実施形態における特徴的な構成を示す図。

【 図 1 3 】 超音波診断装置の第 6 の実施形態における特徴的な構成を示す図。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 3 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

【 0 0 1 4 】

図 1 は本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 のブロック図である。

【 0 0 1 5 】

超音波診断装置 1 0 0 は、メインユニット 1 1 に、超音波プローブ 1 2、入力装置 1 3 およびモニタ 1 4 を接続して構成される。メインユニット 1 1 はさらに、送受信ユニット 2 1、B モード処理ユニット 2 2、ドプラ処理ユニット 2 3、画像生成回路 2 4、画像メモリ 2 5、制御プロセッサ (C P U) 2 6、内部記憶装置 2 7、ソフトウェア格納部 2 8、画像解析部 2 9 およびインタフェース部 3 0 を含む。

30

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 1 2 は、圧電セラミック等の音響 / 電気可逆的変換素子としての超音波振動子を複数有する。複数の超音波振動子は並列され、超音波プローブ 1 2 の先端に装備される。超音波プローブ 1 2 は、送受信ユニット 2 1 からの供給される送信信号に基づき超音波を発生する。超音波プローブ 1 2 はまた、上記の発生した超音波が被検体 2 0 0 で反射して生じた反射波を電気信号 (エコー信号) に変換する。超音波プローブ 1 2 は、メインユニット 1 1 および超音波プローブ 1 2 の双方に固定的に接続されたケーブルを介してメインユニット 1 1 に接続されていても良いし、メインユニット 1 1 および超音波プローブ 1 2 のいずれか一方に対して着脱可能なケーブルを介してメインユニット 1 1 に接続されても良い。あるいは超音波プローブ 1 2 は、無線通信チャネルを介してメインユニット 1 1 に接続されても良い。超音波プローブ 1 2 は、複数種類のものが任意にメインユニット 1 1 に接続され得る。

40

【 0 0 1 7 】

入力装置 1 3 は、オペレータからの各種条件や関心領域 (R O I) などの指定を入力する。入力装置 1 3 は、例えば各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード、あるいはタッチコマンドスクリーン等の周知の入力デバイスを適宜に含み得る。

50

【 0 0 1 8 】

モニタ 1 4 は、画像生成回路 2 4 からの画像信号が表示画像を表示する。モニタ 1 4 としては、例えば液晶表示器や C R T (cathode-ray tube) などの周知の表示装置を利用できる。

【 0 0 1 9 】

送受信ユニット 2 1 は、制御プロセッサ 2 6 の制御の下に送信信号を生成し、超音波プローブ 1 2 へ供給する。送受信ユニット 1 2 は、超音波プローブ 1 2 から出力された複数チャンネルの受信信号を合成する。送受信ユニットは、この合成により得られたエコー信号を B モード処理ユニット 2 2 およびドプラ処理ユニット 2 3 に送る。

【 0 0 2 0 】

B モード処理ユニット 2 2 は、対数変換器、包絡線検波回路およびアナログディジタル (A / D) コンバータ等を内蔵している。対数変換器は、エコー信号を対数変換する。包絡線検波回路は、対数変換器からの出力信号の包絡線を検波する。アナログディジタルコンバータは、包絡線検波回路による検波信号をディジタル化し、検波データとして出力する。

【 0 0 2 1 】

ドプラ処理ユニット 2 3 は、エコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求め、この血流情報を出力する。

【 0 0 2 2 】

画像生成回路 2 4 は、B モード処理ユニット 2 2 から出力された検波データに基づいて、フレーム相関や座標変換などの空間的分布情報を演算し、この空間的分布情報を表す超音波診断画像を生成する。また画像生成回路 2 4 は、ドプラ処理ユニット 2 3 から出力された血流情報に基づいて、平均速度画像、分散画像、パワー画像、あるいはこれらの組み合わせ画像を超音波診断画像として生成する。画像生成回路 2 4 は、これらの超音波診断画像を画像メモリ 2 5 に表示画像として展開する。そして画像生成回路 2 4 は、画像メモリ 2 5 に展開された表示画像を表す画像信号をモニタ 1 4 へ出力する。

【 0 0 2 3 】

画像メモリ 2 5 は、モニタ 1 4 に表示するための表示画像のデータを展開した状態で記憶する。

【 0 0 2 4 】

制御プロセッサ 2 6 には、バスを介して送受信ユニット 2 1、画像メモリ 2 5、内部記憶装置 2 7、ソフトウェア格納部 2 8、画像解析部 2 9 およびインタフェース部 3 0 が接続されている。制御プロセッサ 2 6 は、内部記憶装置 2 7 に記憶された装置制御プログラムに従って動作することにより、既存の超音波診断装置が備える各種の機能を実現するように超音波診断装置 1 0 0 の各部を制御する。

【 0 0 2 5 】

内部記憶装置 2 7 は、装置制御プログラムおよびデータ群を記憶する。内部記憶装置 2 7 が記憶するデータ群には、診断プロトコルや送受信条件を表すデータが含まれる。またデータ群には、後述する標準補正值を表すデータが含まれる。

【 0 0 2 6 】

ソフトウェア格納部 2 8 は、制御プロセッサ 2 6 が上記の制御を実行するための手順を記述したソフトウェアを格納する。

【 0 0 2 7 】

画像解析部 2 9 は、画像メモリ 2 5 に記憶された表示画像データに基づいて検査対象物についての表面の輪郭を抽出する。画像解析部 2 9 は、抽出した輪郭に関する特徴値を測定する。そして画像解析部 2 9 は、測定した特徴値を制御プロセッサ 2 6 により設定された補正率に従って変化させるように輪郭を補正する。

【 0 0 2 8 】

インタフェース部 3 0 は、入力装置 1 3、ネットワーク、あるいは外部記憶装置 (図示

10

20

30

40

50

せず)等と制御プロセッサ26との情報の授受を仲介する。

【0029】

以上が超音波診断装置100の基本構成である。以下においては、基本構成は同様であるものの、一部の構成がそれぞれ異なるいくつかの実施形態について説明する。

【0030】

(第1の実施形態)

図2は超音波診断装置100の第1の実施形態における特徴的な構成を示す図である。なお、図1と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【0031】

図2に示すように第1の実施形態において、超音波プローブ12は複数の振動子ユニット41を備え、送受信ユニット21は複数の送受信回路42、制御信号生成部43および合成部44を備える。

10

【0032】

複数の振動子ユニット41はそれぞれ、超音波振動子41aおよび直列共振コイル41bを備える。超音波振動子41aは、一端が接地されるとともに、他端が回路基板に形成されたパターン41cを介して直列共振コイル41bの一端に接続されている。直列共振コイル41bの他端は送受信ユニットに接続される。なお、複数の振動子ユニット41はそれぞれ、複数のチャンネルにそれぞれ対応した複数のグループのいずれかに属するようにグループ分けされている。

【0033】

20

複数の送受信回路42はそれぞれ、高圧スイッチ(HVSW)42a、送信信号生成回路42b、受信アンプ42c、送受信スイッチ(TRSW)42dおよびマッチング抵抗42eを備える。

【0034】

各送受信回路42は、上記の複数のチャンネルにそれぞれ対応付けられる。そして各送受信回路42の高圧スイッチ42aには、同じチャンネルに対応したグループに属する振動子ユニット41がそれぞれ接続される。高圧スイッチ42aは、接続されている複数の振動子ユニット41のうちの一部を選択する。なお、以下においては、高圧スイッチ42aは複数の振動子ユニット41のうちの一つのみを選択することとして説明する。

【0035】

30

送信信号生成回路42bは、超音波振動子41aへと供給すべき送信信号を生成する。

【0036】

受信アンプ42cは、超音波振動子41aから出力される受信信号を増幅する。

【0037】

送受信スイッチ42dは、送信時には送信信号生成回路42bを、また受信時には受信アンプ42cをそれぞれ選択する。

【0038】

高圧スイッチ42aが選択している振動子ユニット41と送受信スイッチ42dが選択している送信信号生成回路42bまたは受信アンプ42cとは、回路基板に形成されたパターン42fを含んだ伝達経路を介して互いに接続される。

40

【0039】

マッチング抵抗42eは、高圧スイッチ42aと送受信スイッチ42dとの間の伝達経路に一端が接続され、他端は接地されている。ただし、マッチング抵抗42eの一端は、送信信号生成回路42bから出力された送信信号を超音波振動子41aまで伝達する経路の任意の箇所に接続されていれば良い。すなわちマッチング抵抗42eは例えば、送信信号生成回路42bと送受信スイッチ42dとを接続する信号線に接続されても良い。また、複数のマッチング抵抗42eを、高圧スイッチ42aと各振動子ユニット41とを接続する信号線のそれぞれに送受信ユニット21の内部にて接続しても良い。なおマッチング抵抗42eの抵抗値は、伝送線路であるケーブルやプリント板のパターンの特性インピー

50

ダンスに合わせることが望ましい。一般的には、ケーブルやパターンのインピーダンスは50Ω程度である。この場合には、マッチング抵抗42eの抵抗値を50Ω程度とすることが望ましい。しかしながら、マッチング抵抗42eをケーブルやパターンのインピーダンスの1/2～2倍程度の抵抗値であっても良い。

【0040】

制御信号生成部43は、制御プロセッサ26から与えられる制御コマンドに応じて、高圧スイッチ42a、送信信号生成回路42bおよび送受信スイッチ42dのそれぞれを制御する制御信号を生成する。

【0041】

合成部44は、複数の送受信回路42のそれぞれに設けられた受信アンプ42cがそれぞれ出力する受信信号を合成する。

10

【0042】

次に超音波診断装置100の第1の実施形態における動作について説明する。なおここでは、第1の実施形態における特徴的な動作のみについて説明し、周知の動作については説明を省略する。

【0043】

送信信号生成回路42bは、制御プロセッサ26から指示された周波数、位相および振幅を持った矩形波を送信信号として生成し、出力する。この送信信号は、送信期間において送受信スイッチ42dによって選択されて、高圧スイッチ42aに入力される。高圧スイッチ42aは、接続されている複数の振動子ユニット41のいずれかを制御プロセッサ26からの制御の下に選択しており、この選択している振動子ユニット41へと上記の入力された送信信号を出力する。高圧スイッチ42aにより選択されている振動子ユニット41では、高圧スイッチ42aから出力された送信信号が直列共振コイル41bを通して超音波振動子41aへと供給される。これにより、超音波振動子41aが駆動され、送信信号に応じた超音波が発生される。

20

【0044】

このように発生された超音波が被検体200で反射することにより生じた反射波が各超音波振動子41aに到達すると、各超音波振動子41aはこの反射波に応じた受信信号を出力する。高圧スイッチ42aにより選択されている振動子ユニット41の超音波振動子41aが出力した受信信号は、直列共振コイル41bおよび高圧スイッチ42aを介して送受信スイッチ42dに入力される。この受信信号は、受信期間において送受信スイッチ42dにより選択される受信アンプ42cに入力される。そして受信信号は、受信アンプ42cで増幅された後に、合成部44に入力される。合成部44には、複数の送受信回路42のそれぞれから受信信号が入力される。合成部44は、これらの複数の受信信号を合成する。この合成は具体的には例えば、各チャネルの受信信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延を個別に与え、その後に加算することにより行われる。

30

【0045】

さて、上記のような動作の中で、送信信号に含まれる高調波成分の周波数が直列共振コイル41bの共振周波数から大きく外れることがある。この場合、マッチング抵抗42eがダンピング負荷として機能し、直列共振コイル41bと高調波成分とのミスマッチングが緩和される。この結果、高圧スイッチ42aからの出力信号に生じるリングング波形の振幅が良くされることになる。

40

【0046】

図3は送信信号生成回路42bが出力する送信信号の波形の一例を示す図である。図4はマッチング抵抗42eが存在しない場合における高圧スイッチ42aからの出力信号の波形の一例を示す図である。図5は第1の実施形態における高圧スイッチ42aからの出力信号の波形の一例を示す図である。なお、マッチング抵抗42eの抵抗値は50Ωに設定している。

【0047】

送信信号が図3に示すような20Vppの矩形波であるとき、マッチング抵抗42eが存

50

在しない場合には、高圧スイッチ 4 2 a からの出力信号には図 4 に示すような大きなリングングが発生する。そしてこの場合の高圧スイッチ 4 2 a からの出力信号の振幅は 4 1 V pp に増大している。しかしながら、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 0 0 では、マッチング抵抗 4 2 e の働きにより、高圧スイッチ 4 2 a からの出力信号に生じるリングングは、図 5 に示すように図 4 よりも小さく抑えられる。そしてこの場合の高圧スイッチ 4 2 a からの出力信号の振幅は 2 6 V pp であった。つまり、リングングによる送信振幅の増大率は、従来は 2 0 5 % であったのに対して、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 0 0 では 1 3 0 % に抑えられる。

【 0 0 4 8 】

さて、高圧スイッチ 4 2 a として半導体スイッチを使用する場合、現状における耐圧は例えば 2 0 0 V pp 程度である。リングングを生じた状態での送信信号の振幅を 2 0 0 V pp 以下に抑えるための送信信号生成回路 4 2 b からの出力段階での送信信号の振幅は、従来は約 9 7 V pp 以下に制限する必要があったが、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 0 0 では約 1 5 3 V pp まで許容される。つまり、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 0 0 では、送信信号生成回路 4 2 b が生成する送信信号の最大振幅（以下、最大送信振幅と称する）を従来に比べて約 5 割も向上できる。

【 0 0 4 9 】

（第 2 の実施形態）

ところで、前述の第 1 の実施形態における送受信ユニット 2 1 の構造であると、マッチング抵抗 4 2 e が受信時における負荷として機能し、受信信号の振幅が低下してしまう。第 2 の実施形態における超音波診断装置 1 0 0 は、上記の不具合への対策を講じたものである。

【 0 0 5 0 】

図 6 は超音波診断装置 1 0 0 の第 2 の実施形態における特徴的な構成を示す図である。なお、図 1 および図 2 と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【 0 0 5 1 】

図 6 に示すように第 2 の実施形態において、送受信ユニット 2 1 は合成部 4 4、複数の送受信回路 4 5 および制御信号生成部 4 6 を備える。すなわち第 2 の実施形態における送受信ユニット 2 1 は、第 1 の実施形態における送受信回路 4 2 および制御信号生成部 4 3 に代えて送受信回路 4 5 および制御信号生成部 4 6 を備える。

【 0 0 5 2 】

送受信回路 4 5 は、高圧スイッチ 4 2 a、送信信号生成回路 4 2 b、受信アンプ 4 2 c、送受信スイッチ（T R S W）4 2 d、マッチング抵抗 4 2 e および送信スイッチ（T X S W）4 5 a を備える。すなわち送受信回路 4 5 は、送受信回路 4 2 に送信スイッチ 4 5 a を付加して構成される。

【 0 0 5 3 】

送信スイッチ 4 5 a は、マッチング抵抗 4 2 e に直列接続されている。送信スイッチ 4 5 a は、制御信号生成部 4 6 から与えられる制御信号によってオン / オフされる。送信スイッチ 4 5 a としては、例えば半導体の高圧スイッチを利用できる。

【 0 0 5 4 】

制御信号生成部 4 6 は、制御プロセッサ 2 6 から与えられる制御コマンドに応じて、高圧スイッチ 4 2 a、送信信号生成回路 4 2 b、送受信スイッチ 4 2 d および送信スイッチ 4 5 a のそれぞれを制御する制御信号を生成する。

【 0 0 5 5 】

さらに第 2 の実施形態における超音波診断装置 1 0 0 では、送信期間にはオンとなり、かつ受信期間にはオフとなるように送信スイッチ 4 5 a を制御する機能を制御プロセッサ 2 6 が備える。

【 0 0 5 6 】

以上のような第 2 の実施形態における超音波診断装置 1 0 0 では、基本的には第 1 の実施形態における超音波診断装置 1 0 0 と同様に動作する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

しかしながら制御プロセッサ 2 6 は、送信期間の開始タイミングにおいて送信スイッチ 4 5 a をオンとする制御コマンドを制御信号生成部 4 6 に与える。そうすると制御信号生成部 4 6 は、送信スイッチ 4 5 a に与える制御信号をオンを示す状態とする。これに応じて送信スイッチ 4 5 a はオンとなる。送信スイッチ 4 5 a がオンであれば、マッチング抵抗 4 2 e は送信スイッチ 4 5 a を介して接地され、電氣的に有効となる。従って、第 1 の実施形態で説明したようにマッチング抵抗 4 2 e が機能する。

【 0 0 5 8 】

一方で制御プロセッサ 2 6 は、受信期間の開始タイミングにおいて送信スイッチ 4 5 a をオフとする制御コマンドを制御信号生成部 4 6 に与える。そうすると制御信号生成部 4 6 は、送信スイッチ 4 5 a に与える制御信号をオフを示す状態とする。これに応じて送信スイッチ 4 5 a はオフとなる。送信スイッチ 4 5 a がオフであると、マッチング抵抗 4 2 e は送信スイッチ 4 5 a を介して接地されず、電氣的に無効となる。従って、マッチング抵抗 4 2 e の作用により受信信号の振幅が低下することはない。

【 0 0 5 9 】

(第 3 の実施形態)

図 7 は超音波診断装置 1 0 0 の第 3 の実施形態における特徴的な構成を示す図である。なお、図 1 および図 2 と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【 0 0 6 0 】

図 7 に示すように第 3 の実施形態において、送受信ユニット 2 1 は制御信号生成部 4 3 、合成部 4 4 および複数の送受信回路 4 7 を備える。すなわち第 3 の実施形態における送受信ユニット 2 1 は、第 1 の実施形態における送受信回路 4 2 に代えて送受信回路 4 7 を備える。

【 0 0 6 1 】

送受信回路 4 7 は、高圧スイッチ 4 2 a 、送信信号生成回路 4 2 b 、受信アンプ 4 2 c 、送受信スイッチ (T R S W) 4 2 d 、マッチング抵抗 4 2 e およびダイオードスイッチ 4 7 a を備える。すなわち送受信回路 4 7 は、送受信回路 4 2 にダイオードスイッチ 4 7 a を付加して構成される。

【 0 0 6 2 】

ダイオードスイッチ 4 7 a は、マッチング抵抗 4 2 e に直列接続されている。ダイオードスイッチ 4 7 a は、送受信スイッチ 4 2 d から高圧スイッチ 4 2 a へと送られる送信信号の信号振幅によりオンするが、高圧スイッチ 4 2 a から送受信スイッチ 4 2 d へと送られる受信信号の信号振幅ではオンしないようにその特性が設定される。なお、高圧スイッチ 4 2 a と送受信スイッチ 4 2 d との間を伝達される際には、送信信号の信号振幅が受信信号の信号振幅に比べて大幅に大きい。

【 0 0 6 3 】

かくして、送信期間にはダイオードスイッチ 4 7 a がオンとなってマッチング抵抗 4 2 e が電氣的に有効とされる。しかし受信期間にはダイオードスイッチ 4 7 a がオフとなってマッチング抵抗 4 2 e が電氣的に無効とされる。従ってこの第 3 の実施形態においても、第 2 の実施形態と同様な効果が達成される。この上、マッチング抵抗 4 2 e の有効 / 無効を制御プロセッサ 2 6 によって制御する手間が省かれる。

【 0 0 6 4 】

(第 4 の実施形態)

ところで、前述の第 1 の実施形態における送受信ユニット 2 1 の構造であると、マッチング抵抗 4 2 e が送信信号中の基本波成分に対しても負荷として働き、基本波成分の振幅が低下してしまう。

【 0 0 6 5 】

図 8 はマッチング抵抗 4 2 e が存在しない場合における超音波振動子 4 1 a への入力信号の基本波成分の波形の一例を示す図である。図 9 は第 1 の実施形態における超音波振動子 4 1 a への入力信号の基本波成分の波形の一例を示す図である。なお、マッチング抵抗

10

20

30

40

50

4 2 e の抵抗値は 5 0 Ω に設定している。

【 0 0 6 6 】

図 8 および図 9 から明らかなように、7 8 . 6 V_{pp}となるはずである振幅がマッチング抵抗 4 2 e の存在により 6 8 . 7 V_{pp}へと約 1 3 % 低下している。なお、この基本波成分の振幅の低下率よりもリングングの抑制による最大送信振幅の向上率のほうが大幅に上回っているから、第 1 の実施形態でも全体としては超音波送信強度を向上できる。しかしながら、上記のような基本波成分の振幅の低下を抑えることにより、超音波送信強度をさらに向上することが可能となる。

【 0 0 6 7 】

第 4 の実施形態における超音波診断装置 1 0 0 は、上記の事情を考慮するものである。

10

【 0 0 6 8 】

図 1 0 は超音波診断装置 1 0 0 の第 4 の実施形態における特徴的な構成を示す図である。なお、図 1 および図 2 と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【 0 0 6 9 】

図 1 0 に示すように第 4 の実施形態において、送受信ユニット 2 1 は制御信号生成部 4 3、合成部 4 4 および複数の送受信回路 4 8 を備える。すなわち第 4 の実施形態における送受信ユニット 2 1 は、第 1 の実施形態における送受信回路 4 2 に代えて送受信回路 4 8 を備える。

【 0 0 7 0 】

送受信回路 4 8 は、高圧スイッチ 4 2 a、送信信号生成回路 4 2 b、受信アンプ 4 2 c、送受信スイッチ (T R S W) 4 2 d、マッチング抵抗 4 2 e およびコンデンサ 4 8 a を備える。すなわち送受信回路 4 8 は、送受信回路 4 2 にコンデンサ 4 8 a を付加して構成される。

20

【 0 0 7 1 】

コンデンサ 4 8 a は、マッチング抵抗 4 2 e に直列接続されている。これにより第 4 の実施形態においては、マッチング抵抗 4 2 e とコンデンサ 4 8 a との直列回路によるダンピング負荷が送受信ユニット 2 1 に設けられている。コンデンサ 4 8 a の静電容量は、送信信号の基本波成分に対する影響が小さく、かつ高調波成分を抑制できるような周波数特性をダンピング負荷が持つように設定される。

【 0 0 7 2 】

30

図 1 1 は図 8 に示した波形と第 4 の実施形態における超音波振動子 4 1 a への入力信号の基本波成分の波形とを重ねて表した図である。

【 0 0 7 3 】

図 1 1 からダンピング負荷が付加されていることによる基本波成分の振幅低下がほとんど生じていないことが明らかである。

【 0 0 7 4 】

かくして第 4 の実施形態における超音波診断装置 1 0 0 によれば、第 1 の実施形態と同様の効果が達成できる上に、送信信号の基本波成分の振幅低下も抑えることが可能である。この結果、第 1 の実施形態よりもさらに、超音波送信強度の向上を図ることが可能となる。

40

【 0 0 7 5 】

(第 5 の実施形態)

図 1 2 は超音波診断装置 1 0 0 の第 5 の実施形態における特徴的な構成を示す図である。なお、図 1 および図 2 と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【 0 0 7 6 】

図 1 2 に示すように第 5 の実施形態において、送受信ユニット 2 1 は合成部 4 4、複数の送受信回路 4 9 および制御信号生成部 5 0 を備える。すなわち第 5 の実施形態における送受信ユニット 2 1 は、第 1 の実施形態における送受信回路 4 2 および制御信号生成部 4 3 に代えて送受信回路 4 9 および制御信号生成部 5 0 を備える。

【 0 0 7 7 】

50

送受信回路 4 9 は、高圧スイッチ 4 2 a、送信信号生成回路 4 2 b、受信アンプ 4 2 c、送受信スイッチ (T R S W) 4 2 d、マッチング抵抗 4 2 e、コンデンサ 4 9 a, 4 9 b, 4 9 c, 4 9 d および選択スイッチ 4 9 e を備える。すなわち送受信回路 4 9 は、送受信回路 4 2 にコンデンサ 4 9 a, 4 9 b, 4 9 c, 4 9 d および選択スイッチ 4 9 e を付加して構成される。

【 0 0 7 8 】

コンデンサ 4 9 a, 4 9 b, 4 9 c, 4 9 d はそれぞれ、一端がマッチング抵抗 4 2 e の一端に接続されている。コンデンサ 4 9 a, 4 9 b, 4 9 c, 4 9 d のそれぞれの他端は、選択スイッチ 4 9 e に接続されている。コンデンサ 4 9 a, 4 9 b, 4 9 c, 4 9 d は、それぞれ静電容量が異なる。

10

【 0 0 7 9 】

選択スイッチ 4 9 e は、制御信号生成部 4 6 から与えられる制御信号に応じてコンデンサ 4 9 a, 4 9 b, 4 9 c, 4 9 d のいずれか 1 つを選択し、その選択したコンデンサのみの端部を接地する。

【 0 0 8 0 】

制御信号生成部 5 0 は、制御プロセッサ 2 6 から与えられる制御コマンドに応じて、高圧スイッチ 4 2 a、送信信号生成回路 4 2 b、送受信スイッチ 4 2 d および選択スイッチ 4 9 e のそれぞれを制御する制御信号を生成する。

【 0 0 8 1 】

さらに第 5 の実施形態における超音波診断装置 1 0 0 では、メインユニット 1 1 に接続されている超音波プローブ 1 2 の種類に応じた選択状態を形成するように選択スイッチ 4 9 e を制御する機能を制御プロセッサ 2 6 が備える。

20

【 0 0 8 2 】

かくして第 5 の実施形態における超音波診断装置 1 0 0 では、マッチング抵抗 4 2 e と選択スイッチ 4 9 e により選択されたコンデンサとの直列回路としてダンピング負荷が形成される。コンデンサ 4 9 a, 4 9 b, 4 9 c, 4 9 d はそれぞれ静電容量が異なるから、選択スイッチ 4 9 e での選択状況によってダンピング負荷が持つ周波数特性が変更される。

【 0 0 8 3 】

さて、超音波プローブ 1 2 としては複数種類のものが任意に接続され得るが、超音波プローブ 1 2 はその種類によって直列共振コイル 4 1 b の共振周波数が異なる場合がある。そこで制御プロセッサ 2 6 は、接続されている超音波プローブ 1 2 の種類に応じた適正な周波数特性を持ったダンピング負荷が形成されるように選択スイッチ 4 9 e を制御する。

30

【 0 0 8 4 】

かくして第 5 の実施形態における超音波診断装置 1 0 0 によれば、第 1 の実施形態と同様な効果が達成できる上に、直列共振コイル 4 1 b の共振周波数がそれぞれ異なる複数種類の超音波プローブ 1 2 のいずれが接続される場合であっても、ダンピング負荷の影響による基本波成分の振幅低下を小さく抑えることが可能である。

【 0 0 8 5 】

なお、ここでは 4 つのコンデンサ 4 9 a, 4 9 b, 4 9 c, 4 9 d を備えているが、このコンデンサの数はメインユニット 1 1 に接続され得る超音波プローブの種類数に応じて変化するのであり、2 つまたは 3 つ、さらには 5 つ以上のコンデンサが設けられても良い。

40

【 0 0 8 6 】

(第 6 の実施形態)

図 1 3 は超音波診断装置 1 0 0 の第 6 の実施形態における特徴的な構成を示す図である。なお、図 1 および図 2 と同一部分には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【 0 0 8 7 】

図 1 3 に示すように第 6 の実施形態において、超音波プローブ 1 2 は複数の振動子ユニット 5 1 を備え、送受信ユニット 2 1 は制御信号生成部 4 3、合成部 4 4 および複数の送

50

受信回路 5 2 を備える。すなわち第 6 の実施形態における超音波プローブ 1 2 は第 1 の実施形態における振動子ユニット 4 1 に代えて振動子ユニット 5 1 を備え、第 6 の実施形態における送受信ユニット 2 1 は第 1 の実施形態における送受信回路 4 2 に代えて送受信回路 5 2 を備える。

【 0 0 8 8 】

振動子ユニット 5 1 は、超音波振動子 4 1 a、直列共振コイル 4 1 b、マッチング抵抗 5 1 a およびコンデンサ 5 1 b を備える。すなわち振動子ユニット 5 1 は、振動子ユニット 4 1 にマッチング抵抗 5 1 a およびコンデンサ 5 1 b を付加して構成される。

【 0 0 8 9 】

マッチング抵抗 5 1 a は、その一端が直列共振コイル 4 1 b の一端に接続され、他端がコンデンサ 5 1 b の一端に接続されている。ただし、マッチング抵抗 5 1 a の一端は、送受信ユニット 2 1 から出力された送信信号を超音波振動子 4 1 a まで伝達する経路の任意の箇所に接続されていれば良い。すなわちマッチング抵抗 5 1 a は例えば、超音波振動子 4 1 a と直列共振コイル 4 1 b との間の信号線に接続されても良い。

【 0 0 9 0 】

コンデンサ 5 1 b は、マッチング抵抗 5 1 a が接続されているのと反対側の一端が接地されている。かくしてコンデンサ 4 8 a は、マッチング抵抗 5 1 a に直列接続されている。これにより第 6 の実施形態においては、マッチング抵抗 5 1 a とコンデンサ 5 1 b との直列回路によるダンピング負荷が超音波プローブ 1 2 に設けられている。コンデンサ 5 1 b の静電容量は、送信信号の基本波成分に対する影響が小さく、かつ高調波成分を抑制できるような周波数特性をダンピング負荷が持つように設定される。

【 0 0 9 1 】

送受信回路 5 2 は、高圧スイッチ 4 2 a、送信信号生成回路 4 2 b、受信アンプ 4 2 c および送受信スイッチ 4 2 d を備える。すなわち送受信回路 5 2 は、第 1 の実施形態における送受信回路 4 2 からマッチング抵抗 4 2 e を省略して構成される。

【 0 0 9 2 】

以上のように第 6 の実施形態における超音波診断装置 1 0 0 は、マッチング抵抗およびコンデンサからなるダンピング負荷を第 4 実施形態のように送受信ユニット 2 1 に設けるのではなく、超音波プローブ 1 2 に設けている。

【 0 0 9 3 】

かくして第 6 の実施形態における超音波診断装置 1 0 0 においても第 4 の実施形態と同様な効果が達成できる上に、コンデンサ 5 1 b は直列共振コイル 4 1 b の共振周波数に応じた適正な値に設定しておくことができるためにダンピング負荷の影響による基本波成分の振幅低下を小さく抑えることが可能である。

【 0 0 9 4 】

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。

【 0 0 9 5 】

第 2 または第 3 の実施形態において、送信および受信のいずれも行われな期間には、ダンピング負荷を有効としておいても良いし、無効としておいても良い。

【 0 0 9 6 】

第 4 乃至第 6 の実施形態に対して第 2 または第 3 の実施形態を組み合わせても良い。すなわち、第 4 乃至第 6 の実施形態におけるダンピング負荷を受信期間には無効化する構成としても良い。

【 0 0 9 7 】

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。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 符号の説明 】

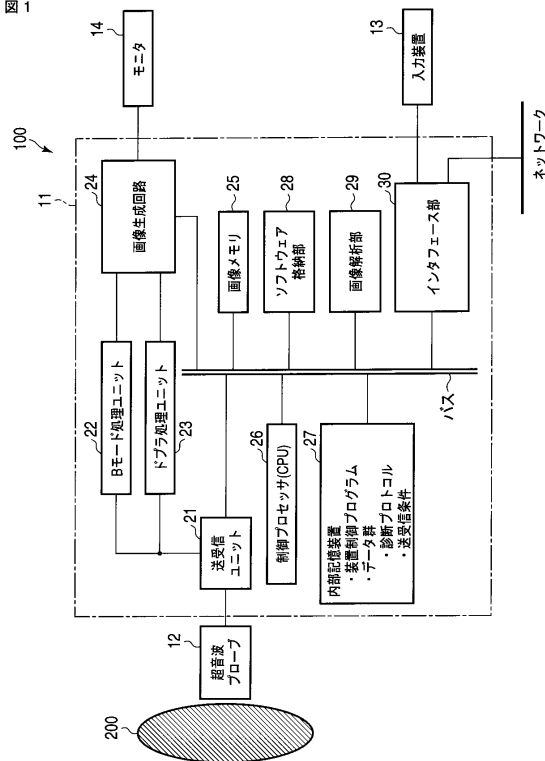
【 0 0 9 8 】

１１…メインユニット、１２…送受信ユニット、１２…超音波プローブ、１３…入力装置、１４…モニタ、２１…送受信ユニット、２２…モード処理ユニット、２３…ドプラ処理ユニット、２４…画像生成回路、２５…画像メモリ、２６…制御プロセッサ、２７…内部記憶装置、２８…ソフトウェア格納部、２９…画像解析部、３０…インタフェース部、４１…振動子ユニット、４１ａ…超音波振動子、４１ｂ…直列共振コイル、４２…送受信回路、４２ａ…高圧スイッチ、４２ｂ…送信信号生成回路、４２ｃ…受信アンプ、４２ｄ…送受信スイッチ、４２ｅ…マッチング抵抗、４３…制御信号生成部、４４…合成部、４５…送受信回路、４５ａ…送信スイッチ、４６…制御信号生成部、４７…送受信回路、４７ａ…ダイオードスイッチ、４８…送受信回路、４８ａ…コンデンサ、４９…送受信回路、４９ａ、４９ｂ、４９ｃ、４９ｄ…コンデンサ、４９ｅ…選択スイッチ、５０…制御信号生成部、５１…振動子ユニット、５１ａ…マッチング抵抗、５１ｂ…コンデンサ、５２…送受信回路。

10

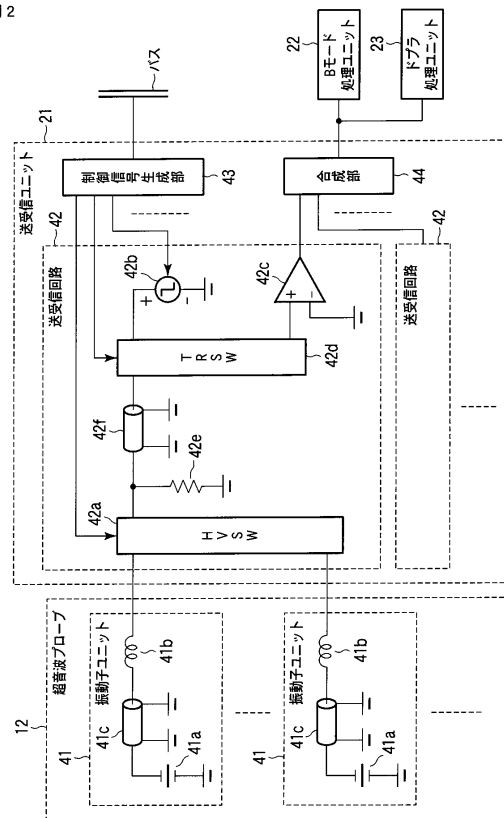
【圖 1】

图 1

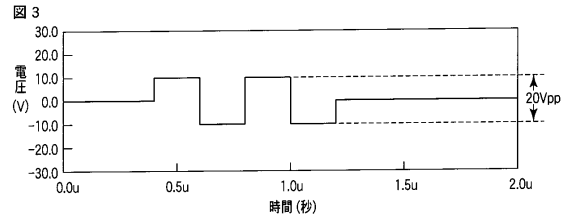


【圖 2】

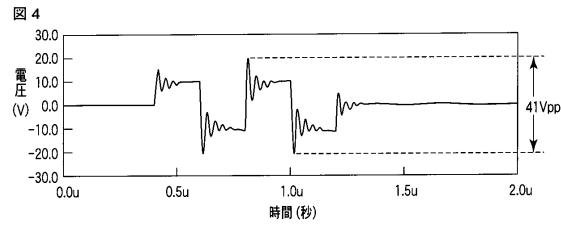
图 2



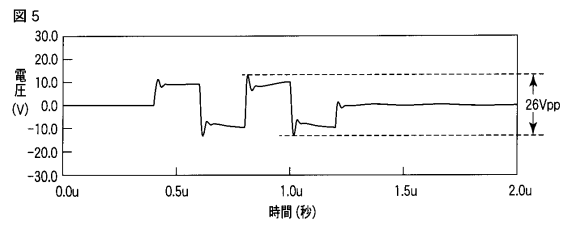
【 図 3 】



【 図 4 】

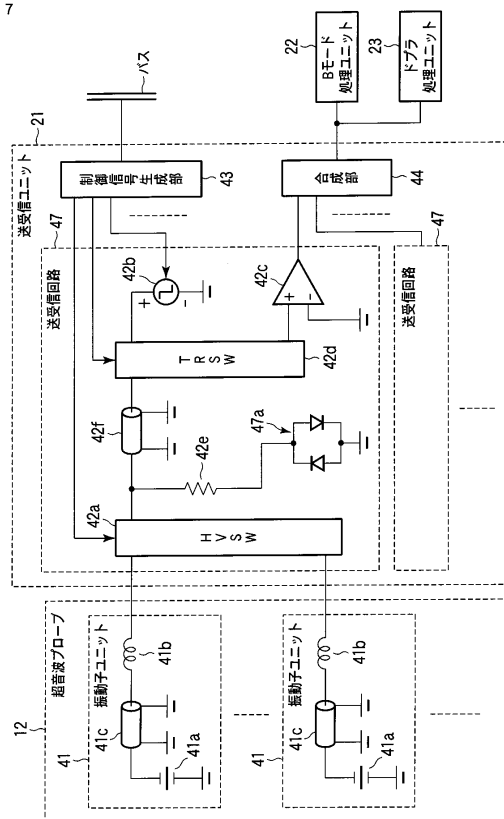


【 図 5 】



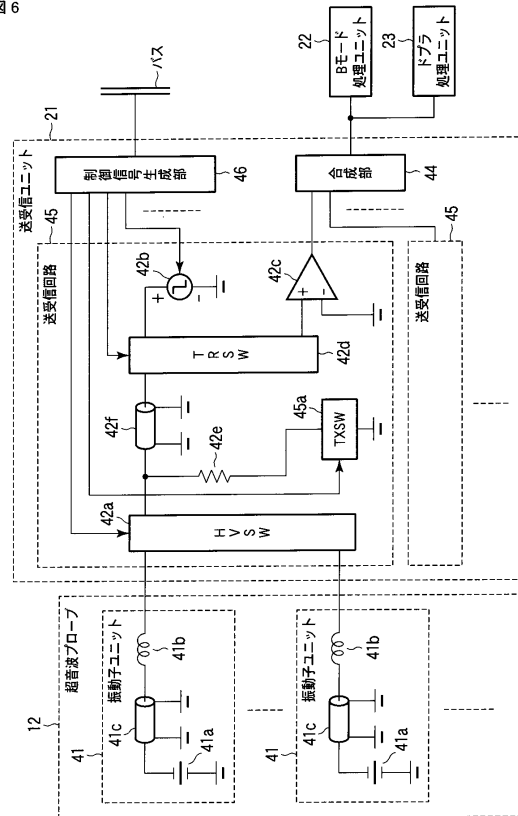
【圖 7】

图 7



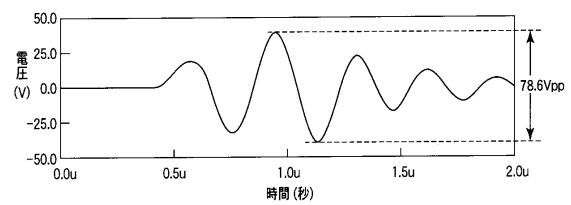
【 図 6 】

図 6



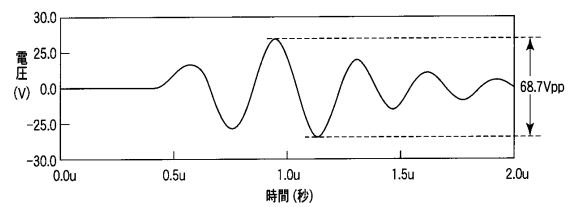
【 図 8 】

图 8



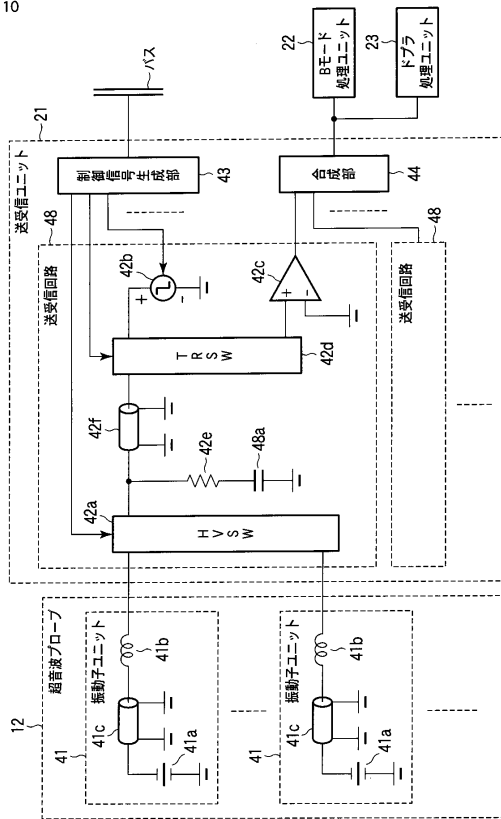
【 図 9 】

図 9



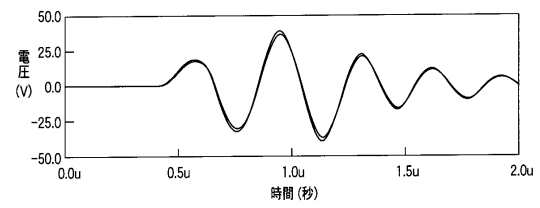
【図 10】

図 10



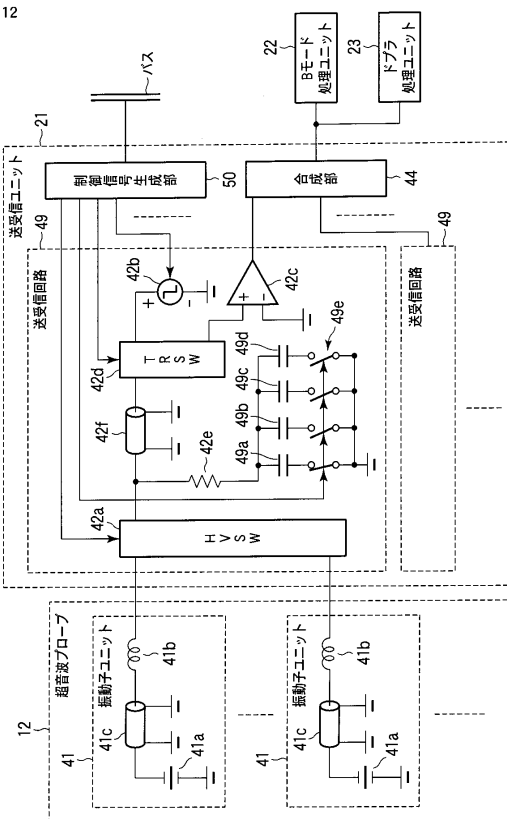
【図 11】

図 11



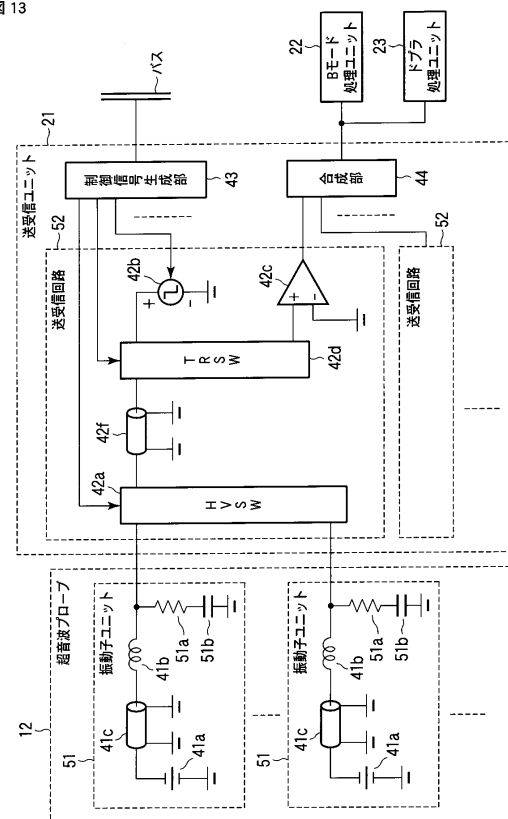
【図 12】

図 12



【図 13】

図 13



フロントページの続き

- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (72)発明者 内海 勲
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本社内
- (72)発明者 平野 亨
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本社内
- (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本社内
- (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本社内
- (72)発明者 椎名 孝行
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本社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開昭 6 1 - 2 2 0 5 9 1 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 5 8 1 0 5 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 6 6 6 9 0 (J P , A)
実開昭 6 2 - 0 1 8 1 1 0 (J P , U)
特開平 1 1 - 3 0 4 9 1 8 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 2 7 8 2 2 4 (J P , A)
特開平 0 2 - 2 8 0 7 3 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5570785B2	公开(公告)日	2014-08-13
申请号	JP2009254169	申请日	2009-11-05
[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		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	内海 勲 平野 亨 本郷 宏信 石塚 正明 椎名 孝行		
发明人	内海 勲 平野 亨 本郷 宏信 石塚 正明 椎名 孝行		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/GB21 4C601/GB50 4C601/GD09 4C601/HH04		
代理人(译)	中村 诚 河野直树 冈田 隆		
其他公开文献	JP2011098043A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用在高压开关限制的电压阻抗下具有较大发射幅度的发射信号来执行超声波发射。解决方案：发射信号形成电路42b形成要提供给发射信号的发射信号。超声换能器41a，用于发射超声波。高压开关42a选择多个超声换能器41a的一部分，并且将发送信号提供给所选择的超声换能器41a。串联谐振线圈41b布置成将从高压开关42a提供的发送信号传递到超声换能器41a。匹配电阻42e的一端连接到从发送信号形成电路42b到超声换能器41a的发送信号的通信信道，而另一端连接到地。

【 図 1 】

