

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の振動素子から出力された複数の受信信号を入力して処理し、これにより超音波画像を形成する超音波診断装置において、前記各振動素子ごとに個別的に設けられた複数のバンドパスフィルタと、前記複数のバンドパスフィルタの後段に設けられ、前記複数のバンドパスフィルタを通過した受信信号に対して整相加算を実行する整相加算回路と、前記各バンドパスフィルタの通過帯域特性を調整する制御部と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の装置において、前記制御部は、バンドパスフィルタ間においてあるいはバンドパスフィルタグループ間において、通過帯域特性を揃える制御を行うことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 1 記載の装置において、前記各バンドパスフィルタは、ハーモニックイメージングモードで受信信号からハーモニック成分を抽出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 1 記載の装置において、前記各バンドパスフィルタは A / D 変換器の前段に設けられたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 1 記載の受信回路において、前記各受信信号を前記各バンドパスフィルタに通過させるかそれを迂回させるかを切り換える切換手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 1 記載の受信回路において、前記各バンドパスフィルタはインダクタ素子とキャパシタ素子とからなる共振回路を有し、前記キャパシタ素子は逆バイアス電圧が印加される少なくとも 1 つのダイオードを含み、前記制御部は前記逆バイアス電圧を可変することによって前記各バンドパスフィルタの通過帯域特性を調整することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 請求項 6 記載の受信回路において、前記キャパシタ素子はそれぞれ逆バイアス電圧が印加される互いに逆向きに接続された一対のダイオードによって構成され、前記制御部は前記一対のダイオードのそれぞれについて逆バイアス電圧を可変することを特徴とする超音波診断装置の受信回路。

【請求項 8】 複数の振動素子から出力された複数の受信信号を入力して処理し、これにより超音波画像を形成する超音波診断装置において、前記各振動素子ごとに設けられ、インダクタ素子と容量素子としてのバリキャップダイオード回路とを含んで構成される共振回路を有する複数のバンドパスフィルタと、前記複数のバンドパスフィルタの後段に設けられ、それ

*らを通した受信信号に対して整相加算を実行する整相加算回路と、前記複数の振動素子に対して設定された複数の振動素子グループごとに設けられ、各バリキャップダイオード回路に印加するグループ別の逆バイアス電圧を発生する複数のバイアス発生回路と、を含み、前記各バイアス発生回路が発生するグループ別の逆バイアス電圧を調整し得ることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】 超音波を送信し、反射波を受波することによって、受信信号を出力する超音波振動子と、前記超音波振動子から出力された受信信号に対して前置増幅を行うプリアンプと、ハーモニック成分を抽出するフィルタであって、前記プリアンプから出力された受信信号が入力されるフィルタ回路と、前記フィルタ回路から出力された受信信号を増幅する可変ゲインアンプと、前記可変ゲインアンプから出力された受信信号をデジタル信号に変換する A / D 変換器と、前記 A / D 変換器によってデジタル信号に変換された受信信号に基づいてハーモニックイメージング画像を形成する画像形成回路と、前記ハーモニックイメージング画像を表示する表示器と、を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置に関し、特に複数の受信信号を処理する受信回路に関する。

【0002】

【従来の技術及びその課題】超音波診断装置において、複数の振動素子から出力される複数の受信信号は受信回路に入力される。受信回路は、各チャンネルごとに設けられたプリアンプ、ゲイン可変アンプ、A / D 変換器などを含み、更に複数の受信信号の位相を調整して加算する整相加算回路などを含む。整相加算後の受信信号は、例えば、バンドパスフィルタなどの回路を経て、画像形成回路へ入力される。

【0003】ところで、ハーモニックイメージング（高調波の画像化）を行う場合などにおいては、受信信号の内で所望の帯域成分を抽出する必要がある。そのため、従来においては、受信回路の後段つまり整相加算後にバンドパスフィルタが設けられ、その中心周波数などが可変されていた。

【0004】しかしながら、受信回路がデジタルビームフォーマーとして構成される場合、すなわち各チャンネルの受信信号をその整相加算前にデジタル変換する場合、その A / D 変換器の入力ダイナミックレンジを考慮

して受信信号のゲインを調整する必要がある。この場合、最終的に必要となる目的周波数成分のレンジに拘わらず、受信信号全体のレンジを A / D 変換器の入力ダイナミックレンジに合わせることになるので、目的周波数成分についてみると、S / N 比を向上できないという問題がある。

【0005】特に、近年ハーモニックイメージングが実用化される中で、高調波成分をより有効に抽出することが望まれるが、基本波に比べて高調波はかなり微弱な信号成分であり、基本波のレベルを A / D 変換器の入力ダイナミックレンジに合わせると、高調波について十分なダイナミックレンジを確保できない。

【0006】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、各チャンネルごとに A / D 変換に先立って目的成分の抽出を行ってダイナミックレンジを調整できるようにすることにある。

【0007】本発明の他の目的は、各チャンネル間におけるバンドパスフィルタの通過帯域特性を簡易に揃えられるようにすることにある。

【0008】本発明の他の目的は、超音波画像（特にハーモニックイメージング画像）の画質を高めることにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】（１）上記目的を達成するために、本発明は、複数の振動素子から出力された複数の受信信号を入力して処理し、これにより超音波画像を形成する超音波診断装置において、前記各振動素子ごとに個別に設けられた複数のバンドパスフィルタと、前記複数のバンドパスフィルタの後段に設けられ、前記複数のバンドパスフィルタを通過した受信信号に対して整相加算を実行する整相加算回路と、前記各バンドパスフィルタの通過帯域特性を調整する制御部と、を含むことを特徴とする。

【0010】上記構成によれば、受信信号はバンドパスフィルタを介して整相加算回路に入力される。各バンドパスフィルタの通過帯域特性は超音波画像の形成に必要な成分を抽出するように設定される。実際には、各バンドパスフィルタ間においてそれを構成する素子などの動作特性のバラツキ（あるいは、その他の要因）に起因し、各バンドパスフィルタの通過帯域特性（特に共振点）に違いが生じる場合があり得る。上記構成によれば、そのようなバラツキに対処して各通過帯域特性を調整できるので（例えば均一化できるので）、超音波画像の画質を高められる。なお、上記調整に当たっては、通過帯域特性の微調整の他に、通過帯域特性の切り換え（例えば、基本波抽出と高調波抽出の切り換え）を行ってもよい。調整は、装置の出荷時、メンテナンス時の他、必要に応じてマニュアルであるいは自動的に行うことができる。

【0011】望ましくは、前記制御部は、バンドパスフ

ィルタ間においてあるいはバンドパスフィルタグループ間において、通過帯域特性を揃える制御を行う。各バンドパスフィルタごとに調整を行えばより理想的な調整を行うことができ、各バンドパスグループ間において調整を行えば、一定の調整効果を得つつも、調整のための回路構成を簡略化できる。

【0012】ちなみに、製造段階において隣接して製造された素子（特に可変容量ダイオード）は同じような動作特性を有しているため、それを考慮して、チャンネル番号順で、素子の製造順を考慮して、回路構成上使用する素子を選択するのが望ましい。そのような配設を前提として、バンドパスグループごとに調整を行うのが望ましい。

【0013】望ましくは、前記各バンドパスフィルタは、ハーモニックイメージングモードで受信信号からハーモニック成分を抽出する。この構成によれば、受信信号から高調波成分を抽出し、その高調波成分を用いて B モード画像などを作成できる。

【0014】望ましくは、前記各バンドパスフィルタは A / D 変換器の前段に設けられる。この構成によれば、バンドパスフィルタが A / D 変換器の前段に設けられているので、A / D 変換器の入力ダイナミックレンジを高調波成分のために有効活用でき、超音波画像の画質を高められる。

【0015】望ましくは、前記各受信信号を前記各バンドパスフィルタに通過させるかそれを迂回させるかを切り換える切換手段を含む。この構成によれば、例えば基本波によって超音波画像を形成する場合に（ファンダメンタルモード）、バンドパスフィルタがされ、一方、ハーモニックイメージングモードでは、受信信号がバンドパスフィルタに入力される。

【0016】望ましくは、前記各バンドパスフィルタはインダクタ素子とキャパシタ素子とからなる共振回路を有し、前記キャパシタ素子は逆バイアス電圧が印加される少なくとも 1 つのダイオードを含み、前記制御部は前記逆バイアス電圧を可変することによって前記各バンドパスフィルタの通過帯域特性を調整する。この構成によれば、ダイオードの逆バイアス電圧の可変によって容量可変を行い、電圧可変という簡易な手法で通過帯域特性の調整を行える。

【0017】望ましくは、前記キャパシタ素子はそれぞれ逆バイアス電圧が印加される互いに逆向きに接続された一対のダイオードによって構成され、前記制御部は前記一対のダイオードのそれぞれについて逆バイアス電圧を可変する。この構成によれば、一対のダイオードが逆向きに接続されているために特性変動を相補的に補償しつつ十分な容量を形成できる。

【0018】（２）また、上記目的を達成するために、本発明は、複数の振動素子から出力された複数の受信信号を入力して処理し、これにより超音波画像を形成する

超音波診断装置において、前記各振動素子ごとに設けられ、インダクタ素子と容量素子としてのバリキャップダイオード回路とを含んで構成される共振回路を有する複数のバンドパスフィルタと、前記複数のバンドパスフィルタの後段に設けられ、それらを通過した受信信号に対して整相加算を実行する整相加算回路と、前記複数の振動素子に対して設定された複数の振動素子グループごとに設けられ、各バリキャップダイオード回路に印加するグループ別、逆バイアス電圧を発生する複数のバイアス発生回路と、を含み、前記各バイアス発生回路が発生するグループ別、逆バイアス電圧を調整し得ることを特徴とする。

【0019】上記構成によれば、グループ単位で調整を行えるので、全チャンネルについてグループ単位での調整を行えるとともに、回路構成を簡略化して製造コストを低減できる。

【0020】(3) また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波を送信し、反射波を受波することによって、受信信号を出力する超音波振動子と、前記超音波振動子から出力された受信信号に対して前置増幅を行うプリアンプと、ハーモニック成分を抽出するフィルタであって、前記プリアンプから出力された受信信号が入力されるフィルタ回路と、前記フィルタ回路から出力された受信信号に対して増幅を行う可変ゲインアンプと、前記可変ゲインアンプから出力された受信信号をデジタル信号に変換する A/D 変換器と、前記 A/D 変換器によってデジタル信号に変換された受信信号に基づいてハーモニックイメージング画像を形成する画像形成回路と、前記ハーモニックイメージング画像を表示する表示器と、を含むことを特徴とする。

【0021】上記構成によれば、受信信号からハーモニック成分を抽出した後にその受信信号に対するゲイン調整を行った上で、その受信信号を A/D 変換器に入力させることができる。よって、ハーモニックイメージングモードでは、ハーモニック成分のレベルを引き上げて（基本波イメージングの場合よりゲインを上げて）、A/D 変換器の入力ダイナミックレンジを有効活用することができる。その結果、従来構成では、除外されていたようなレベルの信号成分まで検出することが可能である。つまり、信号検出限界を引き下げることができる。

【0022】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態について図面を用いて説明する。

【0023】図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成を示すブロック図である。

【0024】プローブ 10 は超音波を送受波する超音波探触子である。このプローブ 10 は、生体表面上に当接して用いられあるいは体腔内に挿入して用いられるものである。プローブ 10 内には後に図 2 を用いて説明する

アレイ振動子が含まれており、そのアレイ振動子は複数の振動素子からなる。そのアレイ振動子によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームが電子走査される。その電子走査方式としては電子リニア走査や電子セクタ走査などをあげることができる。

【0025】送信部 12 は、送信ビームフォーマーとして機能し、送信部 12 から、アレイ振動子を構成する各振動素子に対して送信信号が供給される。

【0026】受信部 14 は、受信ビームフォーマーとして機能し、複数の振動素子から出力される複数の受信信号に対して整相加算処理などを行う回路である。その具体的な回路構成については後に図 2 を用いて説明するが、本実施形態においては各チャンネルごとにバンドパスフィルタ (BPF) が設けられ、その各 BPF の通過帯域特性を可変あるいは調整することができる。

【0027】コントローラ 16 は本装置内の各構成の動作制御を行っており、そのコントローラ 16 には操作パネルなどによって構成される入力部 18 が接続されている。

【0028】信号処理部 20 は、断層画像形成のための信号処理やドブラ画像形成のための信号処理などを行う回路である。この信号処理によって超音波画像が形成され、その画像情報は表示処理部 22 を介して表示部 24 へ出力される。表示部 24 には超音波画像として B モードやカラーフローマッピング画像などの各種の画像が表示される。

【0029】本実施形態の超音波診断装置は、通常の基本波を利用した画像形成機能の他、いわゆるハーモニックイメージングモードを有している。このハーモニックイメージングモードにおいては、受信信号中に含まれる高調波成分が抽出され、その高調波成分を利用して超音波画像が形成される。その場合において、その高調波の抽出は図 1 に示す受信部 14 にて行われる。

【0030】図 2 には、図 1 に示した受信部 14 の具体的な構成例が示されている。

【0031】アレイ振動子 30 は上述したように複数の振動素子 32 によって構成される。

【0032】受信部 14 は、大別して、プリアンプ群 34、BPF 群 38、可変ゲインアンプ群 44、A/D 変換器群 48、ディレイライン (DL) 群 52 及び加算器 56 などを有している。ここで、ディレイライン群 52 及び加算器 56 によっていわゆる整相加算部 51 が構成されている。

【0033】図 2 に示されるように、プリアンプ群 34 は各チャンネルごとに設けられたプリアンプ 36 によって構成され、これと同様に、BPF 群 38 は各チャンネルごとに設けられた BPF 40 によって構成され、可変ゲインアンプ 44 は各チャンネルごとに設けられた可変ゲインアンプ 46 によって構成され、A/D 変換器群 48 は、各チャンネルごとに設けられた A/D 変換器 50

によって構成され、DL 群 52 は各チャンネルごとに設けられた DL 54 によって構成される。

【0034】ここで、1つのチャンネルについて着目すると、振動素子 32 から出力される受信信号はプリアンプ 36 によって増幅された後、その受信信号が BPF 40 に入力される。そして、その BPF 40 において受信信号に対するフィルタリングが実行された後、その出力信号としての受信信号がゲイン可変アンプ 46 に入力される。ゲイン可変アンプ 46 は、受信信号に対して所望の増幅を行う回路であり、その増幅後の受信信号が A/D 変換器 50 においてデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された受信信号は DL 54 において遅延処理され、その遅延後の受信信号が加算器 56 に出力される。すなわち、加算器 56 においては、所定の遅延処理が施された複数の受信信号が加算され、これによって整相加算後の受信信号が後段に出力される。

【0035】本実施形態においては、BPF 群 38 を構成する複数の BPF 40 に対して複数のグループ 42 が設定されている。例えばチャンネルが 0 番から N 番まである場合には、その 0 番側から n 個ずつの BPF が各グループ 42 を構成し、これによって k 個のグループが構成される。そして、各 BPF 40 のグループ 42 ごとに、本実施形態においてはバイアス発生器 60 が設けられている。すなわち各バイアス発生器 60 は、対応するグループに対して後述するバイアス信号としてのコントロール電圧を供給している。各バイアス発生器 60 がそれぞれ個別にグループを単位としてバイアス電圧のコントロールを行うことにより、各グループごとに受信信号に対する通過帯域特性の可変あるいは調整を行うことができる。このような構成によって、チャンネル全体として通過帯域特性（特に中心周波数）のばらつきを一定範囲内におさえて超音波画像の画質を高めることができる。特に、ハーモニクイメーシングモードにおいては、目的とする高調波成分をより効率的に抽出し、S/N 比を向上して良好な超音波画像を形成できるという利点がある。

【0036】なお、図 2 において、複数のバイアス発生器 60 によってバイアス発生部 58 が構成される。受信制御部 62 は、各可変ゲインアンプ 46 についてのゲインを調整すると共に、各 DL 54 における遅延量の制御も行っている。また、本実施形態においては、受信制御部 62 が、装置の動作モードに応じて各 BPF 40 における通過帯域特性の切換えや BPF 40 を実質的にフィルタリングさせるかどうかなどの制御も行っている。

【0037】図 2 に示した実施形態においては、グループ 42 を単位として各 BPF 40 の通過帯域特性についての調整がなされていたが、もちろん各 BPF 40 ごとにバイアス発生器 60 を設け、個別に通過帯域特性の調整をきめ細かく行うようにしてもよい。

【0038】図 3 には、図 1 に示した BPF 40 の具体

的な回路構成の一例が示されている。この BPF 40 は、回路モジュール 72 を有し、ハーモニクイメーシングモードにおいては、その回路モジュール 72 を通過したフィルタリング後の受信信号がセクタ 74 によって選択されて出力され、一方、基本波イメーシングモードにおいては、回路モジュール 72 を迂回したフィルタリングされていない受信信号がセクタ 74 によって選択されて出力される。すなわち、回路モジュール 72 を迂回して受信信号 100 を後段へ出力するバイパスライン 77 が設けられている。セクタ 74 は例えばアナログスイッチなどによって構成される。

【0039】上記回路モジュール 72 について以下に説明する。この回路モジュール 72 は、図示のように、入力トランジスタ Q1、フィルタ回路 76、出力トランジスタ Q2 などを有する。ここで、フィルタ回路 76 は、共振回路を構成するものであり、インダクタ素子（コイル）L、可変容量回路 70 を有する。可変容量回路 70 における容量を可変することによって、本 BPF 40 の通過帯域特性が調整される。抵抗 R5 は主として通過帯域特性の先鋭さ（Q 値）を調整するためのものであり、コンデンサ C2 は主として DC カットのために設けられている。それらの抵抗 R5 及びコンデンサ C2 を介して受信信号が可変容量回路 70 に入力されている。

【0040】可変容量回路 70 は、バリキャップダイオード回路を構成し、具体的には、互いに逆向きに並列接続された一対のダイオード（バリキャップダイオード）D1、D2 によって構成される。ダイオード D1 のアノード側には逆バイアス電圧としてコントロール電圧（正電圧）104 が印加され、ダイオード D2 のカソード側には逆バイアス電圧としてコントロール電圧（負電圧）106 が印加されている。よって、コントロール電圧によって各ダイオード D1、D2 のアノード - カソード間の電圧を所望の値に可変できる。

【0041】ここで、各コントロール電圧 104、106 は、本 BPF 40 が属するグループに対応したバイアス発生器 60（図 2）によって発生される。上記のように、各コントロール電圧 104、106 を調整することによって、可変容量回路 70 の容量が変化し、これによって通過帯域特性（主に中心周波数）を調整できる。ダイオード D1、D2 は、製造段階において隣接して製造されたものを用いれば特性を揃えて相補的な補償作用を得ることができる。特に、同じグループ内の各 BPF 40 について、各ダイオードの特性をできるだけ揃えるように配慮するのが望ましい。もちろん、各 BPF 40 ごとにバイアス発生器を設ける場合にはそのような配慮は不要である。コントロール電圧 104、106 は同時に又は個別に可変制御される。

【0042】入力トランジスタ Q1 のエミッタ側に設けられたトランジスタ Q3 は定電流回路の一部を構成し、そのベースにはバイアス電流 102 が入力される。この

バイアス電流102の値は各BPF40間で同じであり、かつ固定である。ただし、定電流調整のためにバイアス電流102の値を調整することもできる。なお、トランジスタQ3に代えて抵抗を利用して定電流源を構成することもできる。

【0043】入力トランジスタQ1のベースに受信信号100が入力されると、そのコレクタに電圧として受信信号が現れ、その受信信号がフィルタ回路76を通過する。その過程において、共振回路を構成するフィルタ回路の通過帯域特性に従って、受信信号中の所望の周波数帯域の信号成分が抽出される。本実施形態では、ハーモニック成分が抽出され、その成分からなる受信信号が出力トランジスタQ3のベースに入力される。そして、出力トランジスタQ3のエミッタ側に受信信号が現れ、それがDCカット用のコンデンサC3を介してセクタ64に入力される。なお、抵抗R1、R3、R4、R6、R7、R8及びコンデンサC1、C4、C5、C6、C7、C8はそれぞれ回路の動作条件を規定するためのものである。

【0044】図3の構成はあくまでも一例であって、可変容量による通過帯域特性の調整が行える限りにおいて各種の回路構成を利用できる。なお、基本波で画像を形成する場合に、上記の回路モジュール72に対する受信信号100の迂回切り替えに代えて、通過帯域特性の中*

*心周波数を基本波の周波数に合わせるようにしてもよい。このような構成によれば、不要信号成分を除去し、S/N比を向上できる利点がある。また、通過帯域特性を受信点の深さに応じてダイナミックに可変するようにしてもよい。更に、上記可変容量回路を構成する場合に1つのダイオードのみを用いるようにしてもよいし、更に多数のダイオードを用いるようにしてもよい。

【0045】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、超音波画像の画質を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

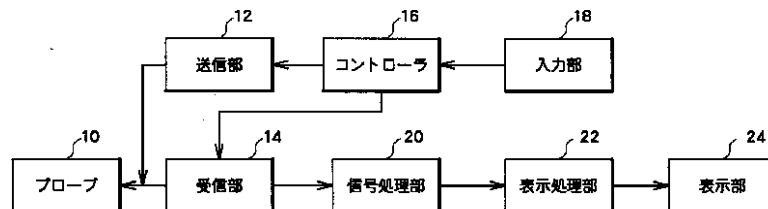
【図2】 図1に示す受信部の具体的な構成例を示すブロック図である。

【図3】 図2に示すBPFの具体的な回路構成例を示す回路図である。

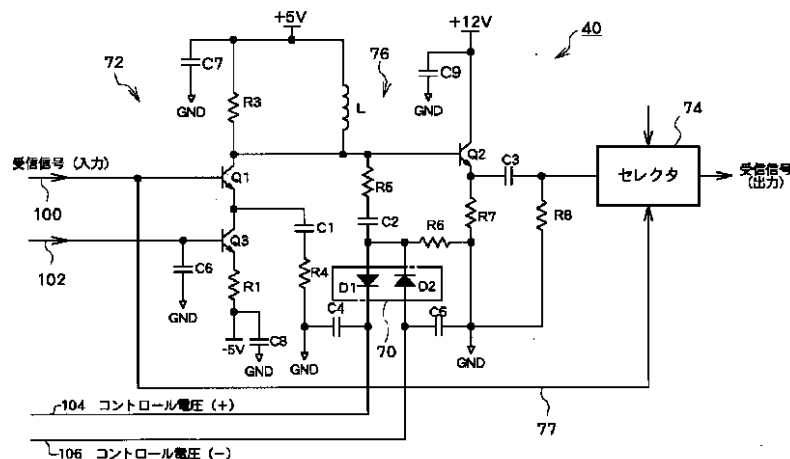
【符号の説明】

10 プローブ、12 送信部、14 受信部、16 コントローラ、18 入力部、20 信号処理部、22 表示処理部、24 表示部、40 BPF、42 BPFグループ、60 バイアス発生器、62 受信制御部、70 可変容量回路、72 回路モジュール、74 セクタ。

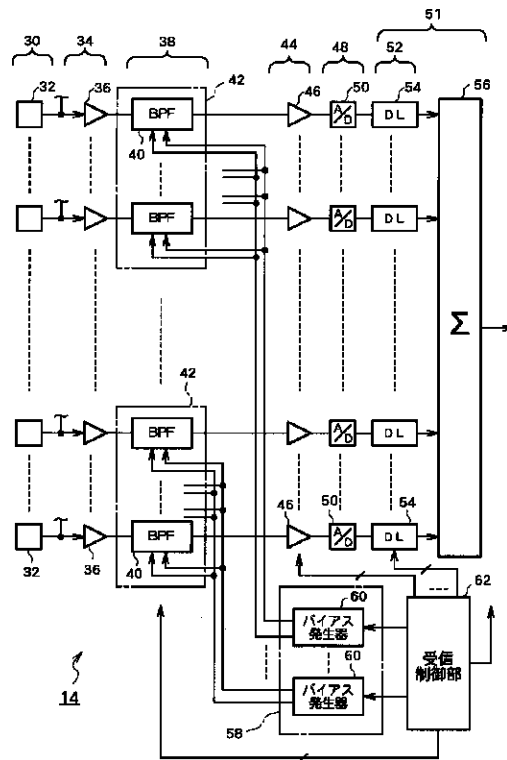
【図1】



【図3】



【図2】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 AA02 BB01 BB02 BB23 CC02
 DD02 EE07 EE13 GB02 HH32
 HH48 HH60 JB03 JB11 JB29
 JB38 JB42 KK02 KK22
 4C601 BB05 BB06 BB07 BB21 BB23
 DE01 EE04 EE11 GB01 GB03
 HH26 HH35 HH40 JB01 JB02
 JB11 JB19 JB28 JB31 JB33
 JB34 JB45 KK02 KK12 KK18
 KK19
 5D019 FF04

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003164456A	公开(公告)日	2003-06-10
申请号	JP2001369610	申请日	2001-12-04
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	小菅正之		
发明人	小菅 正之		
IPC分类号	A61B8/14 H04R3/00		
FI分类号	A61B8/14 H04R3/00.330 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB01 4C301/BB02 4C301/BB23 4C301/CC02 4C301/DD02 4C301/EE07 4C301/EE13 4C301/GB02 4C301/HH32 4C301/HH48 4C301/HH60 4C301/JB03 4C301/JB11 4C301/JB29 4C301/JB38 4C301/JB42 4C301/KK02 4C301/KK22 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB07 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/DE01 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/HH26 4C601/HH35 4C601/HH40 4C601/JB01 4C601/JB02 4C601/JB11 4C601/JB19 4C601/JB28 4C601/JB31 4C601/JB33 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK19 5D019/FF04 4C601/DE08 4C601/GB04 4C601/GB22 4C601/JB03		
其他公开文献	JP3822820B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在谐波成像模式中，在A/D转换之前从接收信号中提取谐波分量，从而提高超声图像的图像质量。而且，可以消除每个信道的通带特性的差异。为每个通道提供一个带通滤波器，该带通滤波器具有一个谐振电路，该谐振电路具有一个电感元件L和一个可变电容电路。通过改变控制电压104和106，可以控制二极管D1和D2的电容，并且由此可以调节通带特性。

