

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5614406号
(P5614406)

(45) 発行日 平成26年10月29日(2014.10.29)

(24) 登録日 平成26年9月19日(2014.9.19)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 5 (全 13 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2011-524646 (P2011-524646) (86) (22) 出願日 平成22年7月21日(2010.7.21) (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/004682 (87) 国際公開番号 W02011/013329 (87) 国際公開日 平成23年2月3日(2011.2.3) 審査請求日 平成25年2月12日(2013.2.12) (31) 優先権主張番号 特願2009-178691 (P2009-178691) (32) 優先日 平成21年7月31日(2009.7.31) (33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(73) 特許権者 000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 (74) 代理人 100105050 弁理士 鷺田 公一 (74) 代理人 100155620 弁理士 木曾 孝 (72) 発明者 伊藤 嘉彦 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内 審査官 宮澤 浩</p>
---	--

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】

シングルBモードと複合走査モードを有する超音波診断装置であって、
送信パルスである超音波ビームを送信し、前記超音波ビームが生体の組織において反射した反射波を受信する探触子と、
前記送信パルスを生成するパルスと、
前記送信パルスを増幅するドライバンプと、
前記反射波をフィルタリングするローパスフィルタと、
を備え、
前記ドライバンプは、前記複合走査モードにおける各送信パルスを、それぞれの振幅が同一となるように、かつ、前記シングルBモードにおける送信パルスの振幅とは異なるように増幅し、
前記ローパスフィルタは、前記送信パルスである超音波ビームの出力振幅に応じてフィルタ特性が切り替わる、
 超音波診断装置。

【請求項2】

前記ローパスフィルタのフィルタ特性は、
 前記超音波ビームの出力振幅が閾値より大きいときには第1のローパス特性に切り替えられ、
 前記超音波ビームの出力振幅が閾値以下のときには第2のローパス特性に切り替えられ

10

20

、
前記第 2 のローパス特性の遮断周波数は、前記第 1 のローパス特性の遮断周波数よりも低くなるように設定されている、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記第 2 のローパスフィルタのフィルタ特性は、前記探触子が受信可能な前記反射波の帯域のうち、高周波側の一部を遮断するよう設定されている、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ローパスフィルタのフィルタ特性は、前記超音波ビームの出力振幅が閾値より大きいときには第 1 のローパス特性に切り替えられ、

前記超音波ビームの出力振幅が閾値以下のときには第 2 のローパス特性に切り替えられ

10

、
前記第 2 のローパス特性の通過帯域のゲインは、前記第 1 のローパス特性の通過帯域のゲインよりも大きい、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記ローパスフィルタのフィルタ特性は、前記超音波ビームの出力振幅が閾値より大きいときには第 1 のローパス特性に切り替えられ、

前記超音波ビームの出力振幅が閾値以下のときには第 2 のローパス特性に切り替えられ

20

、
前記第 2 のローパス特性の通過帯域のゲインは、前記第 1 のローパス特性の通過帯域のゲインよりも大きい、

請求項 3 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、複数の表示モード（たとえば B モード機能、カラードブラ機能またはパルスドブラ機能）を有する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

30

【0002】

超音波診断装置は、被検体内部の構造や血流動態などを非侵襲的にかつ簡便に観察することが出来るため、医用上広く使用されている。

【0003】

超音波診断装置の多くは複数の表示モードを備えている。たとえば、主に生体内部の形態情報を断層像で表示する B モード、血流情報を得るためのカラードブラ（C D I , C F M）モード、パルスドブラ（P W D）モードである。

【0004】

超音波診断装置は、生体内に超音波ビーム（パルス波）を送信し探触子（プローブ）を介して受信された反射エコー信号を信号処理して生体情報を得る。送信するパルス波は各表示モードにおいて最適な受信処理が行えるよう、送信モードごとにパルス幅、波数、振幅などが異なっている。

40

【0005】

一般に、B モードでは、広帯域信号、すなわち、1 波から 2 波程度の短パルス波の送信信号が使用される。その理由は、B モードは、臓器境界や腫瘍・ポリープの有無などを形態情報に基づいて診断する際に利用されるため、分解能に優れる広帯域信号が適切だからである。一方、カラードブラモードやパルスドブラモードでは、狭帯域の送信パルス、すなわち 4 波から 8 波程度の長パルス波の送信信号が使用される。その理由は、これらのドブラモードは、複数のパルスを 1 ヶ所に送受信し、各受信波の位相関係から血流動態や血流スペクトルを得る際に利用されるため、特定の周波数帯域の信号（狭帯域信号）が適切

50

だからである。

【0006】

各モードについて常にS/N比を良くするためには、送信電源電圧を高くして圧電振動子に印加するパルスの振幅を大きくすればよい。

【0007】

しかしながら、超音波エネルギーが生体に及ぼす影響を軽減するため、超音波プローブから発される送信信号のエネルギーには制限が加えられている。送信信号のエネルギーは、その信号の振幅および振動数(周波数)に応じて定まる。したがって、長パルス波の送信信号を使用するカラードプラやパルスドプラモードでは、Bモードと比較して送信電源電圧を低くする必要がある。

10

【0008】

この問題の解決策として、電源電圧を走査線毎に変化させ送信モードごとにパルス振幅を制御することが行われている。このためには電源電圧が走査線毎に変化するように非常に高速に変化させる必要がある。たとえば特許文献1には、その技術が開示されている。

【0009】

図12は、従来知られている送信モードごとにパルス振幅を制御するための送信ユニットを示す。この送信ユニットは、各送信モードに対応する2種類の送信回路を有しており、2つのパルサ51、53が、それぞれ異なる駆動電圧に設定された2つのドライブアンプ52、54に接続されている。そして、送信モード毎に選択的にドライブアンプ52とドライブアンプ54とを切り替えることで短時間に切り替えが行われる。特許文献1では

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開昭63-240843号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

図12に示す送信ユニットは、超音波プローブの各送信チャンネルに対してそれぞれ個別に設ける必要がある。近年の超音波診断装置では64チャンネルから多いもので数百チャンネルの送信回路が搭載されている。各チャンネルに1つの送信ユニットを搭載すると、2種類の送信回路が必要になる。単一電源の場合と比較して、送信回路が2倍必要となるため全体規模が著しく増加するという問題がある。

30

【0012】

さらに、2種類の送信電源電圧を適切に設定し、各モードの異なる電圧を組み合わせで動作させることは超音波音響パワーの測定および、それらから導き出すI s p t aやMI、TIリファレンスの計算を複雑にする。よって、音響安全性を確保するための送信電源電圧の設定が非常に煩雑となり、結果として開発期間の増大に結びつく。

【0013】

近年の超音波診断装置は、その簡便性と相まって小型・軽量化とともに低価格化が急速に進んでいる。小型・軽量機においてもカラードプラ表示モード搭載が一般化しており、送信ユニット回路の規模の増大はそれを阻害する大きな要因になっている。また開発期間が増大すると開発費の増大とともに、市場への商品投入時期の遅れによる機会の逸失につながるため、結果として安価な超音波診断装置を提供することが困難となる。

40

【0014】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、Bモードとドプラモードの各々に適合した画像を表示できる小型・低コストの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】

50

【 0 0 1 5 】

本発明の超音波診断装置は、シングルBモードと複合走査モードを有する超音波診断装置であって、送信パルスである超音波ビームを送信し、前記超音波ビームが生体の組織において反射した反射波を受信する探触子と、前記送信パルスを生成するパルサと、前記送信パルスを増幅するドライブアンプと、前記反射波をフィルタリングするローパスフィルタと、を備え、前記ドライブアンプは、前記複合走査モードにおける各送信パルスを、それぞれの振幅が同一となるように、かつ、前記シングルBモードにおける送信パルスの振幅とは異なるように増幅し、前記ローパスフィルタは、前記送信パルスである超音波ビームの出力振幅に応じてフィルタ特性が切り替わる。

【 0 0 1 6 】

前記ローパスフィルタのフィルタ特性は、前記超音波ビームの出力振幅が閾値より大きいときには第1のローパス特性に切り換えられ、前記超音波ビームの出力振幅が閾値以下のときには第2のローパス特性に切り換えられ、前記第2のローパス特性の遮断周波数は、前記第1のローパス特性の遮断周波数よりも低くなるよう設定されていてもよい。

【 0 0 1 7 】

前記第2のローパスフィルタのフィルタ特性は、前記探触子が受信可能な前記反射波の帯域のうち高周波側の一部を遮断するよう設定されていてもよい。

【 0 0 1 8 】

前記ローパスフィルタのフィルタ特性は、前記超音波ビームの出力振幅が閾値より大きいときには第1のローパス特性に切り換えられ、前記超音波ビームの出力振幅が閾値以下のときには第2のローパス特性に切り換えられ、前記第2のローパス特性の通過帯域のゲインは、前記第1のローパス特性の通過帯域のゲインよりも大きくなるように設定されてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 9 】

本発明の超音波診断装置は、複数の表示モードのうちから選択された表示モードに応じて、振幅が異なる超音波ビームを送信する。そして、生体の組織において反射した超音波ビームを受信し、ローパスフィルタで処理する。ローパスフィルタは、選択された表示モードに応じてその通過帯域のゲインおよび遮断周波数の少なくとも一方が変化するフィルタ特性を有している。これにより、送信出力振幅に対応した受信帯域制限を行うことができるため、シングルBモードでは分解能に優れた広帯域・高周波のB画像を表示し、カラーDプラ表示モードではS/Nの優れたB画像を表示することが可能な超音波診断装置を、小型、低コストで提供することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【図1】本発明の実施形態による超音波診断装置100の外観を示す。

【図2】本発明の実施形態による超音波診断装置100のブロック図である。

【図3】1チャンネルの送信回路1の詳細なハードウェア構成を示す図である。

【図4】受信回路3の構成を示す図である。

【図5】ローパスフィルタ4のハードウェア構成を示す図である。

【図6】ドライブアンプ22から出力される送信パルスを示す図である。

【図7】反射エコー信号の周波数分布33を示す図である。

【図8】シングルBモード時におけるローパスフィルタ4のフィルタ特性32を示す図である。

【図9】(a)はカラーDプラ表示モード時のBモードパルスの波形を示す図であり、(b)はカラーDプラ表示モード時のカラーDプラパルスの波形を示す図である。

【図10】カラーDプラパルスの反射エコー信号の周波数分布35を示す図である。

【図11】カラーDプラ表示モード時におけるローパスフィルタ4のフィルタ特性34を示す図である。

【図12】従来知られている送信モードごとにパルス振幅を制御するための送信ユニット

10

20

30

40

50

を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、添付の図面を参照しながら、本発明による超音波診断装置の実施形態を説明する。

【0022】

図1は、本実施形態による超音波診断装置100の外観を示す。超音波診断装置100は、超音波プローブ2を用いて体内組織の断層像などをモニタ6に表示する。超音波診断装置100は、複数の表示モード、たとえばBモード画像の表示機能(Bモード機能)、カラードブラ機能またはパルスドブラ機能を有している。

10

【0023】

これらの表示モードは、操作者が、超音波診断装置100に設けられた種々のボタン、たとえば操作パネルのボタン111を操作することによって選択される。

【0024】

図2は本実施形態による超音波診断装置100のブロック図である。

【0025】

超音波診断装置100は、送信回路1と、超音波探触子(「プローブ」ともいう)2と、受信回路3と、ローパスフィルタ4と、信号処理回路5と、モニタ6とを備えている。なお、図1に示す操作パネルのボタン111の図示は省略している。

【0026】

送信回路1は、超音波探触子2を駆動して超音波ビームを送信させる。具体的には送信回路1は、送信電圧に相当する振幅の高圧パルス波を超音波探触子2に印加する。図3は、1チャンネルの送信回路1の詳細なハードウェア構成を示す。送信回路1は、複数のチャンネル(64chから数百ch)で構成されているが、図3にはそのうちの1チャンネルに相当する構成のみが示されている。実際には図3の送信回路がチャンネル数に対応する個数存在することに留意されたい。たとえば128ch送信ビームフォーマシステムならば128個同様の構成が並列に配置される。

20

【0027】

送信回路1は、パルサ21と、ドライブアンプ22と、キャパシタC1とを有している。パルサ21は、低圧のトリガパルスを送信回路1に出力する。このとき、並列的に配置されている複数のチャンネルのパルサ21にはそれぞれ適切な遅延時間が設定されて、各トリガパルスが出力される。これにより、目標とする深さおよび方向に位置する生体の組織を目標として超音波ビームを送信できる。さらに、本実施形態においては、パルサ21は、選択された表示モードに応じて音響走査線毎に異なるパルス波形を発生させる。たとえば、Bモード機能の選択時には、パルサ21は、1波のパルスを発生させる。また、カラードブラ機能の選択時にはBモード送信とカラードブラ送信を短時間に切り替えて送信するが、このときパルサ21はBモード送信時には1波のパルスを発生させ、カラードブラ送信時には4波のパルスを発生させる。

30

【0028】

ドライブアンプ22はパルサ21の出力を駆動電圧 V_x に増幅して出力する。駆動電圧 V_x は、表示モードに応じて適切な電圧に設定される。すなわち、ドライブアンプ22は、Bモード機能の選択時やカラーフローモード機能の選択時などで増幅する大きさを变化させる。その結果、出力されるパルスの振幅は異なる。駆動電圧 V_x には電圧安定化のためのキャパシタC1が並列に接続される。ドライブアンプ22の出力は、超音波探触子2の対応する各振動子に接続される。

40

【0029】

図12に示す送信ユニットと比較すると、図3に示すパルサ21、ドライブアンプ22および駆動用電源電圧は各チャンネルにつき複数個ではなく、1個のみ搭載されていることに留意されたい。

【0030】

50

超音波探触子 2 は送信回路 1 より与えられる高圧パルス波を電気音響変換し、被検体内に超音波ビームとして送信するとともに、被検体内の生体組織からの反射エコー信号を受信して電気信号に変換し、受信回路 3 に送る。

【 0 0 3 1 】

図 4 は、受信回路 3 の構成を示す。

【 0 0 3 2 】

受信回路 3 は、受信した反射エコー信号（超音波エコー信号）を利用して、受信フォーカシングを行う機能を有している。具体的には、受信回路 3 は、チャンネルごとのプリアンプ（たとえばプリアンプ 3 1）と、チャンネルごとの A/D コンバータ（たとえば A/D コンバータ 3 2）と、受信ビームフォーマ 3 3 とを有している。プリアンプ 3 1 は、微弱な超音波エコー信号を増幅する。A/D コンバータ 3 2 は、増幅された超音波エコー信号（アナログ信号）を、デジタル信号に変換する。受信ビームフォーマ 3 3 は、各チャンネルの超音波エコー信号（デジタル信号）を遅延加算することで複数チャンネルの信号を 1 つにまとめて出力する。この出力信号を、以下、「受信エコー信号」と記述する。なお受信エコー信号はデジタル信号である。

10

【 0 0 3 3 】

受信回路 3 の出力は、ローパスフィルタ 4 に送られる。ローパスフィルタ 4 は遅延合成された受信エコー信号の高域成分を遮断する特性を持っている。この特性はフィルタ乗算係数を変更することにより、表示モード毎に変更することが可能である。

【 0 0 3 4 】

図 5 は、ローパスフィルタ 4 のハードウェア構成を示す。ローパスフィルタ 4 は、たとえば FIR デジタルフィルタである。

20

【 0 0 3 5 】

ローパスフィルタ 4 は、複数の遅延素子 $d_1 \sim d_{(n-1)}$ と、複数の乗算器 $mul_0 \sim mul_{(n-1)}$ と、複数の加算機 $s_1 \sim s_{(n-1)}$ とを有している。なお、図 5 にはメモリ M およびスイッチ SW も示されているが、これらは後の説明のために示された構成である。本実施形態では、メモリ M およびスイッチ SW はローパスフィルタ 4 の構成に含まれず、超音波診断装置 100 の構成要素の一部として設けられている。

【 0 0 3 6 】

各遅延素子 $d_1 \sim d_{(n-1)}$ は、1 サンプルの間、受信エコー信号を保持する。各乗算器 $mul_0 \sim mul_{(n-1)}$ は、各受信エコー信号（各遅延素子に保持されていた受信エコー信号を含む）と、それぞれに設定されたフィルタ係数 $b_{0x} \sim b_{(n-1)x}$ とを乗算する。

30

【 0 0 3 7 】

各フィルタ係数は、表示モードに応じて切り換えられる。より具体的に説明する。超音波診断装置 100 のメモリ M には、複数の係数セット A および B が格納されている。各係数セットは、選択された表示モードに対応して定められている。

【 0 0 3 8 】

いま、超音波診断装置 100 で、B モード表示とカラードプラ表示とが選択可能であるとする。このとき、B モード表示時にはスイッチ SW によって係数セット A が選択されて、乗算器群 mul に適用され、各乗算器 $mul_0 \sim mul_{(n-1)}$ の乗算処理に利用される。一方、カラードプラ表示時にはスイッチ SW によって係数セット B が選択されて、乗算器 $mul_0 \sim mul_{(n-1)}$ の乗算処理に適用される。スイッチ SW はハードウェア的に実現されてもよいが、たとえば超音波診断装置 100 のマイコン（図示せず）がいずれかを読み出すことによって実現してもよい。

40

【 0 0 3 9 】

係数セット A および B の各フィルタ係数は異なっているため、フィルタ係数が表示モードに応じて切り換えられると、ローパスフィルタ 4 のフィルタ特性が変化する。どのように変化するかの詳細な説明は、後に図 6 ~ 11 を参照しながら詳述する。

【 0 0 4 0 】

50

再び図2を参照する。

【0041】

ローパスフィルタ4の出力は、信号処理回路5に送られる。信号処理回路5は、Bモード信号処理回路5aと、カラードプラ信号処理回路5bと、パルスドプラ信号処理回路5cとを有している。Bモード信号処理回路5aは、ダイナミックフィルタや検波やログ圧縮処理などの信号処理を行う。カラードプラ信号処理回路5bは、データの並べ替え、MTIフィルタリング、相関演算などの信号処理を行う。パルスドプラ信号処理回路5cは、FFT演算によるスペクトル算出などの信号処理をそれぞれ行う。各信号処理回路5a~5cの演算結果はモニタ6に送られる。モニタ6は、受け取った信号に基づいて画像を表示する。その結果、モニタ6には、Bモード表示時には体内組織の断層像が表示され、カラードプラ表示時またはパルスドプラ表示時には血流情報に対応する画像が、Bモード断層画像と重畳されて表示される。

10

【0042】

なお、Bモード信号処理回路5a、カラードプラ信号処理回路5bおよびパルスドプラ信号処理回路5cは、それぞれ別個のハードウェア回路として設けられてもよい。または、各信号処理回路に対応する複数の画像処理プログラムと1つの画像処理チップとを設け、画像処理チップが表示モードに応じた画像処理プログラムを選択的に実行することによって実現してもよい。

【0043】

以下、上述の超音波診断装置100の動作を説明する。

20

【0044】

背景技術の項で述べたように、超音波診断装置の多くは複数の表示モードを備えており、動作状態としては各モードの送受信処理が複合して行われている。

【0045】

最初に最も基本的な表示モードであるBモード画像の表示のみを行う動作モード(シングルBモード)時の超音波診断装置100の動作を説明する。

【0046】

送信回路1内のパルサ21は、パルス長が短い(たとえば1波~2波程度)トリガパルスを送信回路22に送出する。このとき、ドライブアンプ22への送信電源電圧 V_x はBモード用の送信電圧(V_1)に設定されており、当該トリガパルスの振幅は送信電圧(V_1)に増幅され出力される。図6は、ドライブアンプ22から出力される送信パルスを示す。後の図9の波形との比較では、この送信電圧(振幅) V_1 は大きく設定されている。

30

【0047】

次に、このような送信パルスに対する反射エコー信号を説明する。たとえば図7は、反射エコー信号の周波数分布33を示す。図6に示すインパルスに近いトリガパルスの入力に対し、その反射エコー信号は比較的広い周波数帯域を有していることが理解される。

【0048】

被検体内からの反射エコーは受信回路3で処理された後、ローパスフィルタ4に入力される。

40

【0049】

図8は、シングルBモード時におけるローパスフィルタ4の帯域特性およびゲイン特性(以下、これらを併せて「フィルタ特性」と記述する)32を示す。図8には、探触子2の受信可能帯域31、および、図7の反射エコー信号の周波数分布33も併せて示されている。シングルBモード時は、ローパスフィルタ4の帯域特性は図8のように探触子2の帯域31を十分カバーする広い通過帯域を持つように設定する。このようなフィルタ特性32は、たとえば図5の係数セットAとして規定された複数のフィルタ係数 $b_{00} \sim b_{(n-1)0}$ によって実現される。

【0050】

次に、カラードプラ表示モード時におけるローパスフィルタ4のフィルタ特性を説明す

50

る。

【 0 0 5 1 】

カラードブラ表示モードとは、Bモード送信サイクルと、カラードブラ送信サイクルとを短時間（数10 μ 秒程度）で交互に切り替え、Bモード信号処理画像およびカラードブラ信号処理画像の両者をリアルタイムで表示する複合走査モードである。Bモード送信サイクルでは、超音波診断装置100はBモード用送信パルスを被検体内に送信し、反射されたエコー信号をBモード信号処理回路5aで処理し表示する。一方、カラードブラ送信サイクルでは、超音波診断装置100はカラードブラ用送信パルスを被検体内に送信し、反射されたエコー信号をカラードブラ信号処理回路5bで処理し表示する。

【 0 0 5 2 】

図9(a)はカラードブラ表示モード時のBモードパルスの波形を示し、図9(b)はカラードブラ表示モード時のカラードブラパルスの波形を示す。

【 0 0 5 3 】

前述のように、Bモード送信パルスのパルス数は1~2程度であるのに対し、カラードブラ送信パルスのパルス数は4~8程度である。そして、超音波音響出力の制限により、カラードブラ送信パルスの送信電圧（振幅）は、シングルBモードのときほど大きくすることが出来ない。このときの送信電圧をV2とする。電圧V2は、先の図6に示すシングルBモード時のパルスの送信電圧（振幅）V1よりも小さい（ $V2 < V1$ ）。

【 0 0 5 4 】

送信回路1内のパルサ21はパルス長の短いBモードパルスとパルス長の長いカラードブラパルスを短時間に切り替えて送出する。ドライブアンプ22に供給する送信電圧はBモードパルス、カラードブラパルスともにV2に設定し超音波の送受信を行う。Bモードパルス送信時には、ドライブアンプ22から、図9(a)に示すような比較的振幅の小さい振幅V2の送信波が送信される。

【 0 0 5 5 】

次に、このような送信パルスに対する反射エコー信号を説明する。たとえば図10は、カラードブラパルスの反射エコー信号の周波数分布35を示す。図7の周波数分布33と比較すると、カラードブラパルスの反射エコー信号は比較的狭い周波数帯域を有していることが理解される。なお、カラードブラ表示モード時のBモードパルスの周波数分布は、図7に示すとおりである。

【 0 0 5 6 】

被検体内からの反射エコーは受信回路3で処理された後、ローパスフィルタ4に入力され、その後Bモード画像およびカラードブラ画像が生成される。

【 0 0 5 7 】

シングルBモード時の送信パルスと比較すると、カラードブラ表示モード時のBモード送信パルスの振幅は小さくなる。そのため、カラードブラ表示モード時のBモード画像はゲインが低く、S/Nが悪化してしまう。

【 0 0 5 8 】

これを防ぐため、図11に示すようにローパスフィルタ4のフィルタ特性を設定する。図11は、カラードブラ表示モード時におけるローパスフィルタ4のフィルタ特性34を示す。図11には、探触子2の受信可能帯域31、および、図10の反射エコー信号の周波数分布35も併せて示されている。カラードブラ表示モード時は、探触子2の帯域のうち高周波側の一部を遮断するように設定するとともに通過帯域のゲインを上昇させる。その理由は、超音波減衰は周波数が高いほど大きく（たとえば減衰率は0.6dB/cm・MHz）、ノイズ成分が高周波側に現れるためである。パルス電圧が低く画像が暗いため、ゲインを上昇させ、明るくする必要があるのである。

【 0 0 5 9 】

通過帯域のゲインを上昇させる量（補正量）は、概ね、送信電圧の低下を補う量であればよい。たとえば、送信電圧が70%になったときは受信ゲインを+3dBに上昇させればよく、また送信電圧が50%になったときは、受信ゲインを+6dBに上昇させればよ

10

20

30

40

50

い。なお、この具体的な補正量の与え方は一例である。実際の開発時には、補正量を調整対象のパラメータとして取り扱い、開発者が画像調整時に画像を見ながら補正量を決定してもよい。

【0060】

図11のフィルタ特性34は、たとえば図5の係数セットBとして規定された複数のフィルタ係数 $b_{01} \sim b_{(n-1)1}$ によって実現される。

【0061】

上述のフィルタ特性に設定するとシングルBモード時の画像の画質よりも分解能などが悪くなると考えられる。しかしながら、これは大きな問題ではない。カラードブラ表示モード時には使用者は血流の動態に注視する。よって、同時に表示されるBモード画像への関心、特に分解能への関心はシングルBモード時のそれよりも低下し、画質分解能の要求が低くなるためである。一方、カラードブラ表示モードで重畳されるBモード画像は広帯域・高周波の画質よりも、S/Nが高い画質の方が望ましいと考えられる。

10

【0062】

次に、図8および図11のフィルタ特性32および34の相互の関係を説明する。

【0063】

まず、周波数特性に関して、本実施形態に係るローパスフィルタ4は、選択された表示モードに応じて少なくとも遮断周波数が変化する。「遮断周波数」とは、フィルタ特性32および34のゲイン(振幅特性)が落ち込み始める周波数である。ここで、カラードブラモード選択時のローパスフィルタ4の遮断周波数は、Bモード選択時の遮断周波数よりも低くなるよう設定されている。

20

【0064】

また、カラードブラモード選択時のローパスフィルタ4の周波数特性は、探触子2が受信可能な反射エコー信号の周波数帯域(受信可能帯域)に関して、その高周波側の一部を遮断するよう設定されている(図11)。これに対し、Bモード選択時のローパスフィルタ4の周波数特性は、例えば、探触子2の受信可能帯域をそのまま含むよう設定されているが(図8)、仕様によってはその受信可能帯域の一部が削除されてもよい。

【0065】

次に、ローパスフィルタ4の通過帯域のゲインについて説明する。カラードブラモード選択時のローパスフィルタ4の通過帯域のゲインは、Bモード選択時の通過帯域のゲインよりも大きくなるよう設定されている。

30

【0066】

本実施形態では、受信回路3と信号処理回路5との間にローパスフィルタ4を設け、選択された表示モードに応じてフィルタ特性を切り換える例を説明した。この構成に関連する構成例として、信号処理回路5にフィルタを設ける技術が存在する。たとえば、Bモード信号処理回路5aにダイナミックフィルタを設ける技術が知られている。ダイナミックフィルタとは、時間によってフィルタを切り替え、表示深度ごとに周波数特性を変化させるよう構成されるフィルタである。しかしながら、このようなダイナミックフィルタは、上述したローパスフィルタ4とは機能および構成が全く異なる。

【0067】

まず、ダイナミックフィルタとは、Bモード画像の画質を向上させる技術であり、シングルBモード時におけるBモード画像の画質のみに影響を与えるフィルタである。このダイナミックフィルタの特性は、空間分解能、コントラスト分解能、S/N、深さごとの画質バランスを考慮しながら、多くの被検体を対象に時間をかけて慎重に調整される、という特徴を持つ。

40

【0068】

ダイナミックフィルタを使用して、本発明の効果と近い効果を出すことは技術的には可能である。しかしながら、上述のように種々の条件を満たすよう調整する必要があるため、非常に長い時間がかかる。ダイナミックフィルタ調整の必要工数がさらに増加し、結果として工数がたとえば2倍になることは、開発上望ましいことではない。

50

【0069】

本実施形態によれば、ダイナミックフィルタへの信号の入力の前に動的（ダイナミック）ではない固定的なフィルタを1つ挿入し、フィルタ係数セットを切り替えている。ダイナミックフィルタとは独立してフィルタ特性を設定できるため、非常に簡易である。

【0070】

これにより、フィルタ調整はカラーフローやドブラモードの際のカットオフ特性を決めるという簡単な調整にすることができ、遥かに開発期間を短縮することができる。

【0071】

また、本実施形態の構成によれば、シングルBモードのときにも別の係数で動作させることが可能なため、ダイナミックフィルタ特性で補いきれない追加の特性を与えることができる。これにより、これまでのダイナミックフィルタだけでは不足していた急峻なカットオフ特性を実現でき、また特定周波数の信号を通過させるかどうかの制御、および、通過させるとしたときの信号振幅の制御を行うことが可能となる。このローパスフィルタ4の周波数遮断特性は、接続する探触子や送信周波数、また診断部位により適切に変更することが望ましい。

10

【0072】

以上のように、本発明の実施の形態の超音波診断装置によれば、各送信モード共通の送信回路と、送信モードに連動して遮断帯域特性が変化するローパスフィルタにより、シングルBモードでは分解能に優れた広帯域・高周波のB画像を表示し、カラードブラ表示モードではS/Nの優れたB画像を表示することが可能な超音波診断装置を得ることができる。

20

【0073】

送信回路中のドライブアンプを2つまたはそれ以上設ける必要がなく、フィルタ自体は小型であるため、超音波診断装置自体の小型化が可能である。また、ドライブアンプのようなハードウェアの追加はコスト増加および消費電力の増加に大きな影響を与えるのに対し、フィルタの追加は既存のハードウェア（たとえば信号処理部5）の利用または軽微な回路要素の追加で実現可能である。よって、低コストによる製造および利用が可能である。

【0074】

なお、前記送信回路は2値送信での1例を示したが、正パルス・負パルスを使用した3値送信の場合でも同様である。

30

【0075】

また、本実施の形態では複合モードの一例としてカラードブラモードでの説明をしたが、パルスドブラモードにおいてもカラードブラ信号処理がパルスドブラ信号処理に変わるのみで、その動作と効果は同様である。

【0076】

また、ローパスフィルタ4は遮断周波数の変更とともに、受信ゲインの補正も行っていたが、受信エコー信号のゲイン補正を他の信号処理回路（例えばプリアンプ）に委ね、遮断周波数の変更のみを行うのも好適である。

【産業上の利用可能性】

40

【0077】

本発明に係る超音波診断装置は、複数の表示モードを切り替えて利用する際、各表示モードに応じて遮断周波数が異なるフィルタを利用する。カラーフローやドブラモードの際のカットオフ特性（および/または）を決める、という簡単な調整を行うことでフィルタ特性を調整できるため、被検体を対象に時間をかけて慎重に調整する従来の方法と比較すると、開発期間を大幅に短縮することができる。

【0078】

また、送信チャンネルごとにドライブアンプ等を複数設ける必要もないため、小型化および低コスト化を図ることが可能である。

【符号の説明】

50

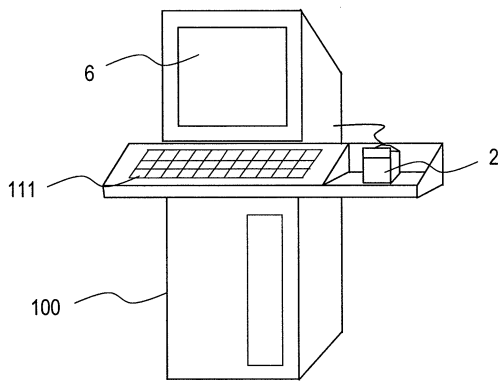
【 0 0 7 9 】

- 1 送信回路
- 2 超音波探触子
- 3 受信回路
- 4 ローパスフィルタ
- 5 信号処理回路
 - 5 a Bモード信号処理回路
 - 5 b カラードプラ信号処理回路
 - 5 c パルスドプラ信号処理回路
- 6 モニタ
 - 2 1 パルサ
 - 2 2 ドライブアンプ
- V x 送信電圧
- C 1 キャパシタ
- 3 1 探触子の周波数帯域
- 3 2 シングルBモード時のローパスフィルタの遮断特性
- 3 3 カラードプラ表示モード時のローパスフィルタの遮断特性
- 5 1、5 3 パルサ
- 5 2、5 4 ドライブアンプ
- V A、V B 送信電圧
- C A、C B キャパシタ
- 5 5 切り替えスイッチ

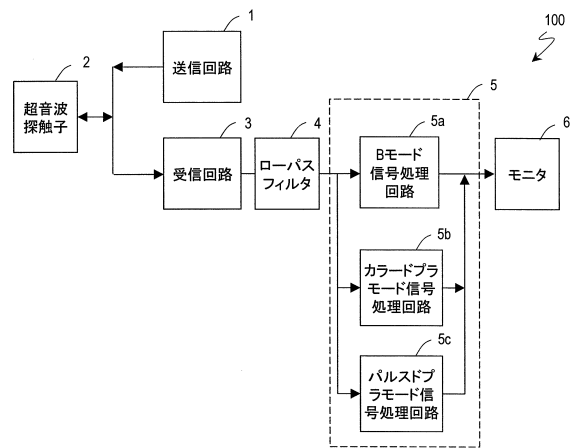
10

20

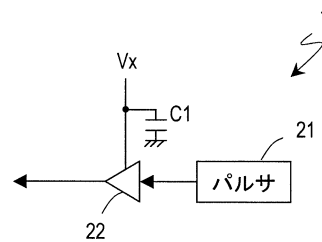
【 図 1 】



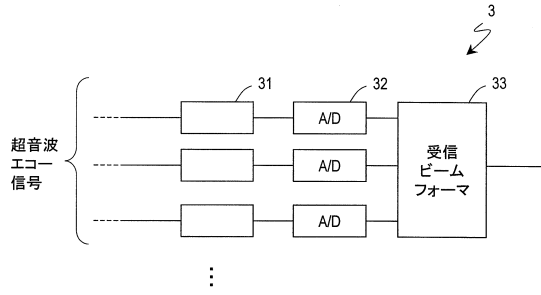
【 図 2 】



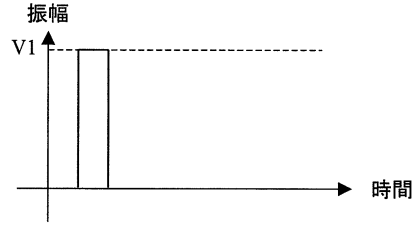
【 図 3 】



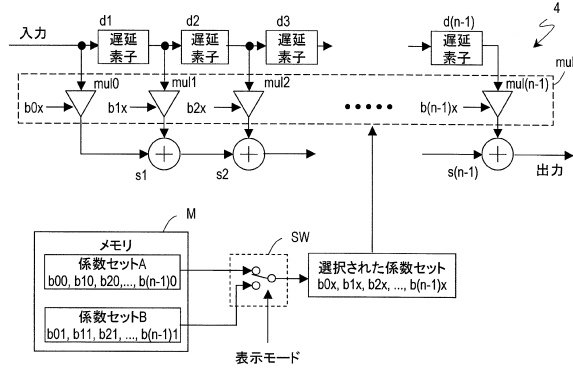
【図4】



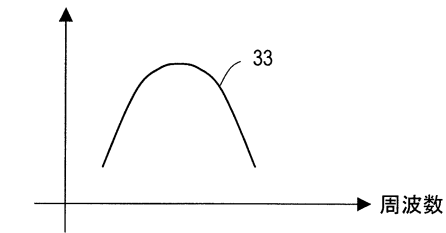
【図6】



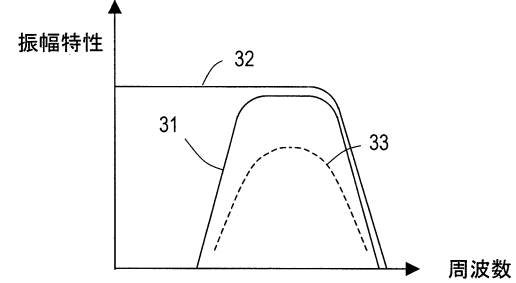
【図5】



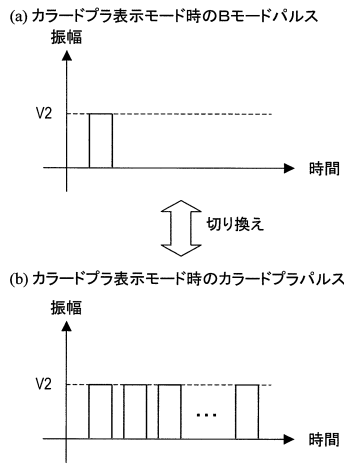
【図7】



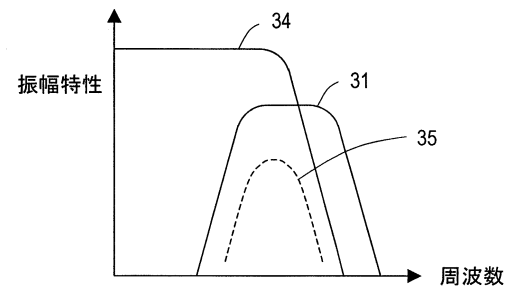
【図8】



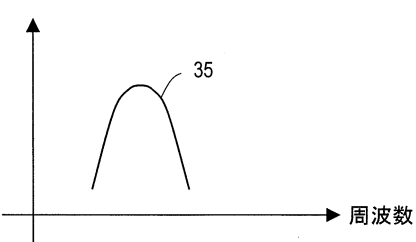
【図9】



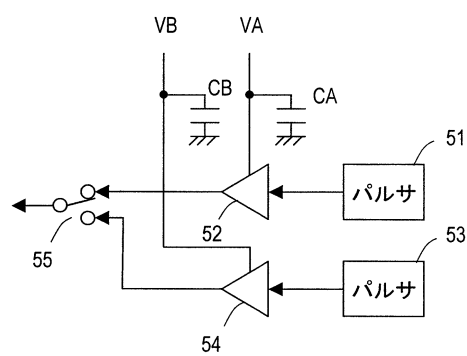
【図11】



【図10】



【図12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2008-237280(JP,A)
国際公開第2006/022106(WO,A1)
特開平07-313508(JP,A)
特開昭62-227335(JP,A)
特開平02-098344(JP,A)
特開昭60-024827(JP,A)
特開2004-073883(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5614406B2	公开(公告)日	2014-10-29
申请号	JP2011524646	申请日	2010-07-21
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	伊藤嘉彦		
发明人	伊藤 嘉彦		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/467 A61B8/5207 A61B8/54 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/06		
代理人(译)	木曾隆		
审查员(译)	宫泽浩		
优先权	2009178691 2009-07-31 JP		
其他公开文献	JPWO2011013329A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种紧凑且低成本的超声波诊断装置，其能够在B模式和彩色多普勒模式下显示最佳图像，而无需在每个传输通道中提供具有不同传输电压的多个驱动放大器。 超声诊断设备具有多种显示模式。用于传输超声波束并接收由活体组织反射的反射波的探头，用于对反射波进行滤波的低通滤波器，以及用于将反射波滤波为选定显示模式的低通滤波器以及执行相应图像处理的图像处理单元。探头发射具有与所选显示模式相对应的幅度的超声波束。低通滤波器具有滤波器特性，其中至少截止频率根据所选择的显示模式而改变。

【图 1】

