

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/013329

発行日 平成25年1月7日 (2013.1.7)

(43) 国際公開日 平成23年2月3日 (2011.2.3)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/06 (2006.01)** A 6 1 B 8/06 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 30 頁)

出願番号	特願2011-524646 (P2011-524646)	(71) 出願人	000005821 パナソニック株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/004682	(74) 代理人	100101683 弁理士 奥田 誠司
(22) 国際出願日	平成22年7月21日 (2010.7.21)	(74) 代理人	100155000 弁理士 喜多 修市
(31) 優先権主張番号	特願2009-178691 (P2009-178691)	(74) 代理人	100135703 弁理士 岡部 英隆
(32) 優先日	平成21年7月31日 (2009.7.31)	(74) 代理人	100125922 弁理士 三宅 章子
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100152663 弁理士 山口 美里

最終頁に続く

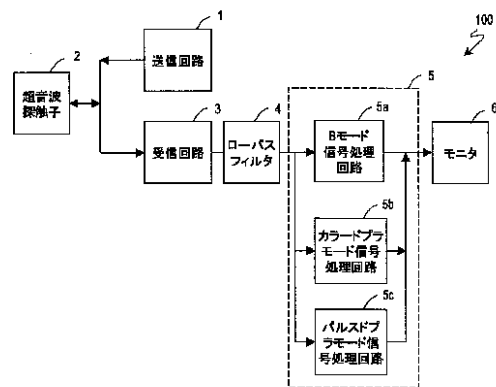
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

各送信チャンネルに送信電圧の異なる複数のドライブアンプを設けることなく、Bモードとカラードプラモードともに最適な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。

超音波診断装置は、複数の表示モードを有している。超音波ビームを送信し、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、反射波をフィルタリングするローパスフィルタと、フィルタリングされた反射波に対し、選択された表示モードに対応する画像処理を行う画像処理部とを備えている。探触子は、選択された表示モードに応じた振幅を有する超音波ビームを送信する。ローパスフィルタは、選択された表示モードに応じて少なくとも遮断周波数が変化するフィルタ特性を有する。

【図2】



- 2 ULTRASONIC PROBE
- 1 TRANSMISSION CIRCUIT
- 3 RECEPTION CIRCUIT
- 4 LOW-PASS FILTER
- 5a B-MODE SIGNAL PROCESSING CIRCUIT
- 5b COLOR DOPPLER MODE SIGNAL PROCESSING CIRCUIT
- 5c PULSE DOPPLER MODE SIGNAL PROCESSING CIRCUIT
- 6 MONITOR

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数の表示モードを有する超音波診断装置であって、  
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、  
送信モードに応じたパルス波を生成するパルサと、  
増幅率が送信モードごとに変化せず、表示モードごとに変化するドライブアンプを有する送信回路と、  
反射波をフィルタリングするローパスフィルタと、  
少なくとも B モード信号処理回路とカラードブラあるいはパルスドブラ信号処理回路を有する信号処理回路と  
を備え、前記ローパスフィルタは、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増加するフィルタ特性を有する、超音波診断装置。

10

**【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、  
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。

20

**【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に設定されている、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、  
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。

30

**【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、  
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。

40

**【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】****【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。

50

## 【 0 0 0 3 】

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(CDI, CFM)モード、パルスドブラ(PWD)モードである。

## 【 0 0 0 4 】

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。

## 【 0 0 0 5 】

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)が適切だからである。

## 【 0 0 0 6 】

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。

## 【 0 0 0 7 】

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ブラやパルスドブラモードでは、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。

## 【 0 0 0 8 】

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。

## 【 0 0 0 9 】

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Bモードと連続波ドブラモードでの使用が説明されているが、BモードとカラードブラモードやBモードとパルスドブラモードでも同様である。

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 1 0 】

【 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 】

## 【 0 0 1 1 】

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

10

20

30

40

50

るため全体規模が著しく増加するという問題がある。

【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M I、T I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。

10

【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】

【0015】

本発明による超音波診断装置は、複数の表示モードを有する超音波診断装置であって、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、送信モードに応じたパルス波を生成するパルサと、増幅率が送信モードごとに变化せず、表示モードごとに变化するドライブアンプを有する送信回路と、反射波をフィルタリングするローパスフィルタと、少なくともBモード信号処理回路とカラードプラあるいはパルスドプラ信号処理回路を有する信号処理回路とを備え、前記ローパスフィルタは、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变化するフィルタ特性を有する。

20

【0016】

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。

30

【0017】

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。

【0018】

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。

40

【発明の効果】

【0019】

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变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、カラード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。

50

## 【図面の簡単な説明】

【0020】

【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。 10

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

【図10】カラード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。 20

【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)、カラードプラ機能またはパルスドプラ機能を有している。

【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。 30

【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送信ビームフォーミングシステムならば128個同様の構成が並列に配置される。 40

【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 50

ルサ 2 1 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、パルス 2 1 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、このときパルス 2 1 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。

#### 【 0 0 2 8 】

ドライブアンプ 2 2 はパルス 2 1 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 2 2 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 C 1 が並列に接続される。ドライブアンプ 2 2 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。

10

#### 【 0 0 2 9 】

図 1 2 に示す送信ユニットと比較すると、図 3 に示すパルス 2 1、ドライブアンプ 2 2 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。

#### 【 0 0 3 0 】

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。

20

#### 【 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。

30

#### 【 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。

#### 【 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。

40

#### 【 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。

50

## 【0037】

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。

## 【0038】

いま、超音波診断装置100で、Bモード表示とカラードブ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mul0~mul(n-1)の乗算処理に利用される。一方、カラードブ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mul0~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。

10

## 【0039】

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。

## 【0040】

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、カラードブラ信号処理回路5bと、パルスドブラ信号処理回路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。カラードブラ信号処理回路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。パルスドブラ信号処理回路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、カラードブラ表示時またはパルスドブ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。

20

## 【0042】

なお、Bモード信号処理回路5a、カラードブラ信号処理回路5bおよびパルスドブラ信号処理回路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。

30

## 【0043】

以下、上述の超音波診断装置100の動作を説明する。

## 【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。

40

## 【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)トリガパルスをドライブアンプ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VxはBモード用の送信電圧(V1)に設定されており、当該トリガパルスの振幅は送信電圧(V1)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)V1は大きく設定されている。

50

## 【 0 0 4 7 】

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 3 3 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。

## 【 0 0 4 8 】

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。

## 【 0 0 4 9 】

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）3 2 を示す。図 8 には、探触子 2 の受信可能帯域 3 1、および、図 7 の反射エコー信号の周波数分布 3 3 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 3 1 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 3 2 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。

10

## 【 0 0 5 0 】

次に、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 のフィルタ特性を説明する。

## 【 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  $\mu$  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 1 0 0 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 5 a 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 1 0 0 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 5 b で処理し表示する。

20

## 【 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  $V_2$  とする。電圧  $V_2$  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） $V_1$  よりも小さい（ $V_2 < V_1$ ）。

30

## 【 0 0 5 4 】

送信回路 1 内のパルサ 2 1 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 2 2 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  $V_2$  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 2 2 から、図 9 ( a ) に示すような比較的振幅の小さい振幅  $V_2$  の送信波が送信される。

40

## 【 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 1 0 は、カラードブラパルスの反射エコー信号の周波数分布 3 5 を示す。図 7 の周波数分布 3 3 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。

50

## 【 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 1 1 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 1 1 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 3 4 を示す。図 1 1 には、探触子 2 の受信可能帯域 3 1、および、図 1 0 の反射エコー信号の周波数分布 3 5 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  $0.6 \text{ dB/cm} \cdot \text{MHz}$ ）、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。

10

## 【 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 + 3 dB 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 + 6 dB に上昇させればよい。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。

20

## 【 0 0 6 0 】

図 1 1 のフィルタ特性 3 4 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。

## 【 0 0 6 1 】

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。

30

## 【 0 0 6 2 】

次に、図 8 および図 1 1 のフィルタ特性 3 2 および 3 4 の相互の関係を説明する。

## 【 0 0 6 3 】

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 3 2 および 3 4 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。

## 【 0 0 6 4 】

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 1 1）。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。

40

## 【 0 0 6 5 】

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。

## 【 0 0 6 6 】

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

50

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。

10

【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。

【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。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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

50

、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】

【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。

10

【0078】

また、送信チャンネルごとにドライバ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】

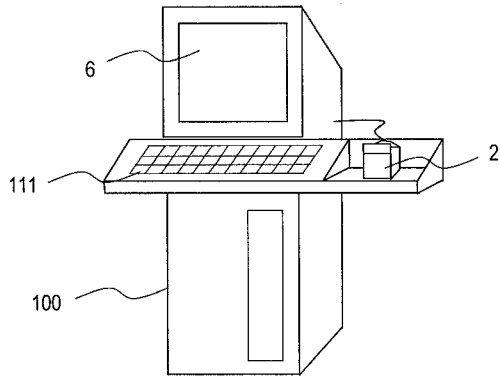
【0079】

- 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 カラードブラ信号処理回路
- 5 c パルスドブラ信号処理回路
- 6 モニタ
- 2 1 パルサ
- 2 2 ドライバンプ
- 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 カラードブ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 ドライバンプ
- 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

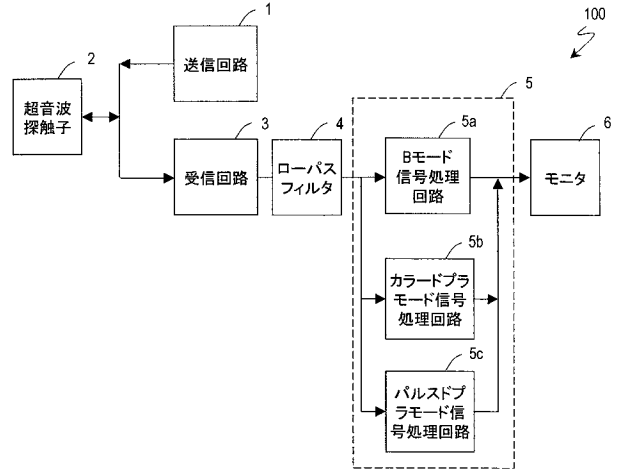
20

30

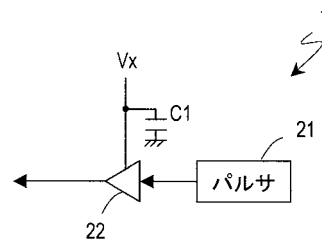
【 図 1 】



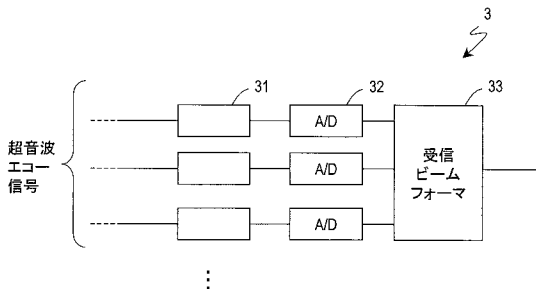
【 図 2 】



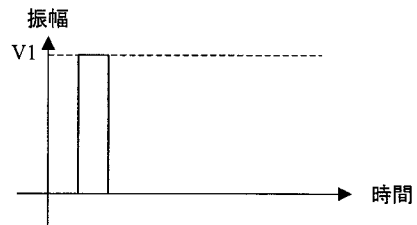
【 図 3 】



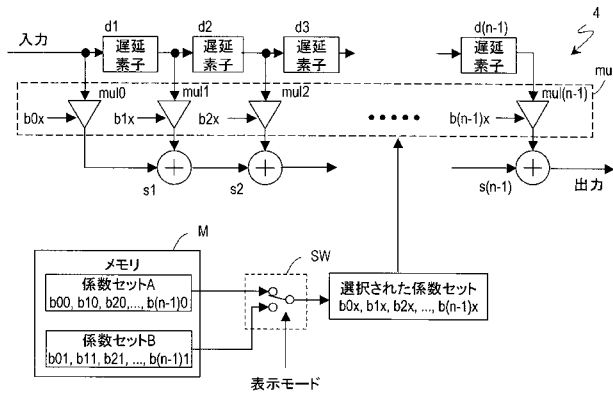
【 図 4 】



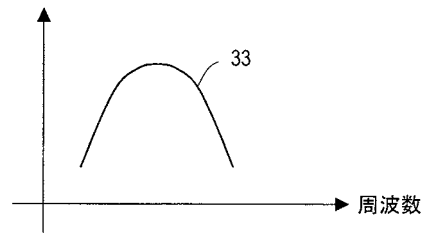
【 図 6 】



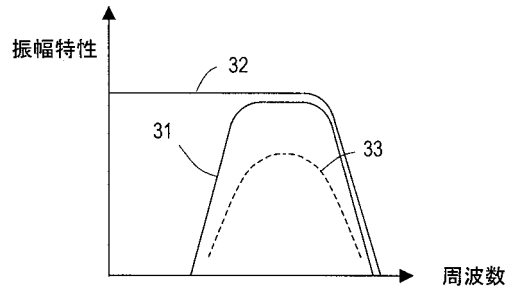
【 図 5 】



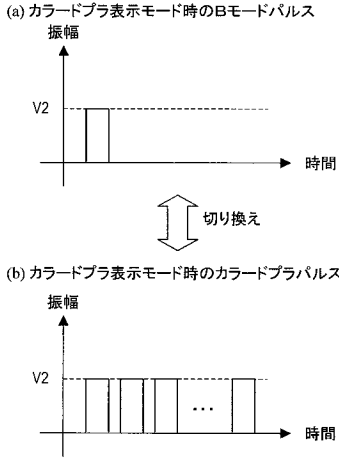
【 図 7 】



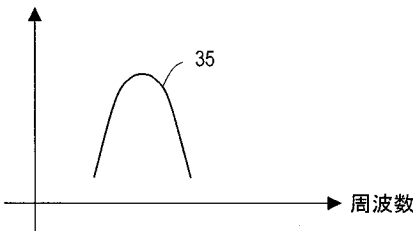
【 図 8 】



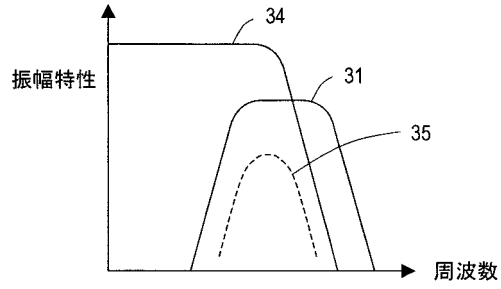
【 図 9 】



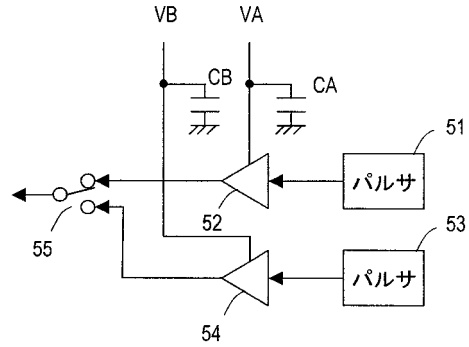
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 手続 補正 書 】

【 提出 日 】 平成 23 年 4 月 21 日 (2011.4.21)

【 手続 補正 1 】

【 補正 対 象 書 類 名 】 明 細 書

【 補正 対 象 項 目 名 】 全 文

【 補正 方 法 】 変 更

【 補正 の 内 容 】

【 発 明 の 詳 細 な 説 明 】

【 技 術 分 野 】

【 0 0 0 1 】

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 Doppler 機能またはパルス Doppler 機能）を有する超音波診断装置に関する。

【 背 景 技 術 】

【 0 0 0 2 】

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。

【 0 0 0 3 】

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 Doppler (C D I, C F M) モード、パルス Doppler (P W D) モードである。

【 0 0 0 4 】

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。

## 【 0 0 0 5 】

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）が適切だからである。

## 【 0 0 0 6 】

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。

## 【 0 0 0 7 】

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ブラやパルスドブラモードでは、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。

## 【 0 0 0 8 】

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。

## 【 0 0 0 9 】

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Bモードと連続波ドブラモードでの使用が説明されているが、BモードとカラードブラモードやBモードとパルスドブラモードでも同様である。

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 1 0 】

【 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 】

## 【 0 0 1 1 】

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。

## 【 0 0 1 2 】

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M I、T I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。

## 【 0 0 1 3 】

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ブ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。

【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】

【0015】

本発明による超音波診断装置は、複数の表示モードを有する超音波診断装置であって、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、送信モードに応じたパルス波を生成するパルサと、増幅率が送信モードごとに变化せず、表示モードごとに变化するドライブアンプを有する送信回路と、反射波をフィルタリングするローパスフィルタと、少なくともBモード信号処理回路とカラードプラあるいはパルスドプラ信号処理回路を有する信号処理回路とを備え、前記ローパスフィルタは、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变化するフィルタ特性を有する。

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

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】

【0019】

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变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、カラード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】

【0020】

【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 3 2 を示す図である。

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

【図 10】カラードプラパルスの反射エコー信号の周波数分布 3 5 を示す図である。

【図 11】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 3 4 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 )、カラードプラ機能またはパルスドプラ機能を有している。

【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 ( 64 ch 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 128 ch 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。

【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、カラードプラ機能の選択時には B モード送信とカラードプ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、カラードプラ送信時には 4 波のパルスを発生させる。

【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変化

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  $C_1$  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。

【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】

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。

【0031】

図 4 は、受信回路 3 の構成を示す。

【0032】

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 31）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 32）と、受信ビームフォーマ 33 とを有している。プリアンプ 31 は、微弱な超音波エコー信号を増幅する。A/D コンバータ 32 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 33 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。

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

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。

【0036】

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。

【0037】

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。

【0038】

いま、超音波診断装置 100 で、B モード表示とカラードブ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、カラードブ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  $mul0 \sim mul(n-1)$  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。

【0039】

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。

【0040】

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 5 a と、カラードブラ信号処理回路 5 b と、パルスドブラ信号処理回路 5 c とを有している。B モード信号処理回路 5 a 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。カラードブラ信号処理回路 5 b 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。パルスドブラ信号処理回路 5 c 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 5 a ~ 5 c 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、カラードブラ表示時またはパルスドブ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。

【0042】

なお、B モード信号処理回路 5 a、カラードブラ信号処理回路 5 b およびパルスドブラ信号処理回路 5 c 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。

【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 2 1 は、パルス長が短い（たとえば 1 波 ~ 2 波程度）トリガパルスをドライブアンプ 2 2 に送出する。このとき、ドライブアンプ 2 2 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 2 2 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。

【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 3 3 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。

【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のフィルタ特性を説明する。

【0051】

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 $\mu$ 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。

【0052】

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。

【0053】

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 $V_2$ とする。電圧 $V_2$ 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) $V_1$ よりも小さい( $V_2 < V_1$ )。

【0054】

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 $V_2$ 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 $V_2$ の送信波が送信される。

【0055】

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。

【0056】

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。

【0057】

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。

【0058】

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 $0.6 \text{ dB/cm} \cdot \text{MHz}$ ）、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。

【0059】

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+3 dB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+6 dBに上昇させればよい。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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【0073】

送信回路中のドライバンプを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、ドライバ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。

【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るが、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】

【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】

【0079】

- 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 カラードブラ信号処理回路
- 5 c パルスドブラ信号処理回路
- 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 カラードブ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

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の表示モードを有する超音波診断装置であって、  
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、

送信モードに応じたパルス波を生成するパルサと、

増幅率が送信モードごとに変化せず、表示モードごとに変化するドライブアンプを有する送信回路と、

反射波をフィルタリングするローパスフィルタと、

少なくともBモード信号処理回路とカラードブラあるいはパルスドブラ信号処理回路を有する信号処理回路と

を備え、前記ローパスフィルタは、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フィルタ特性を有する、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

、  
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に設定されている、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

、  
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

、  
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。

【手続補正 3】

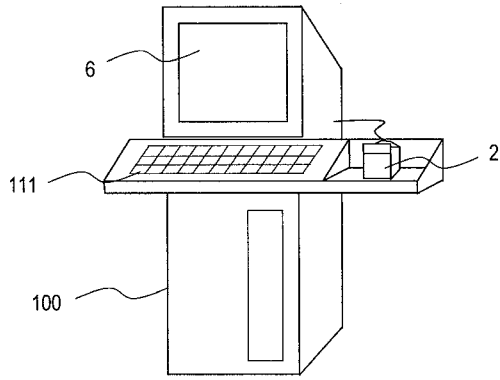
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

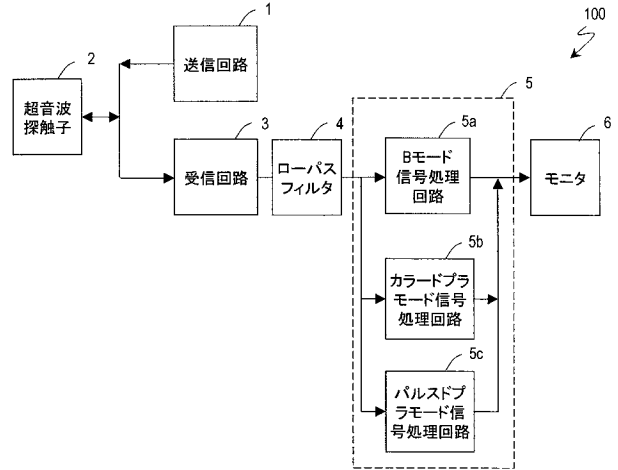
【補正方法】変更

【補正の内容】

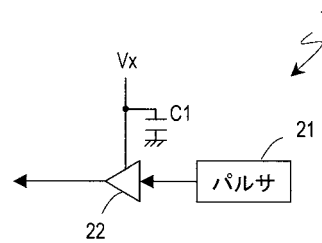
【 図 1 】



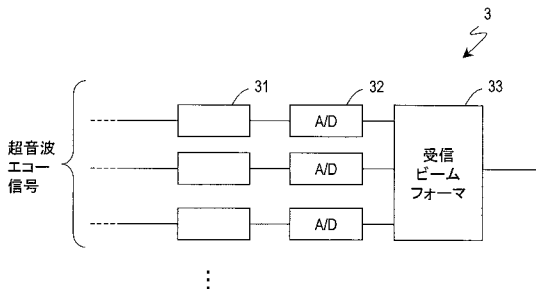
【 図 2 】



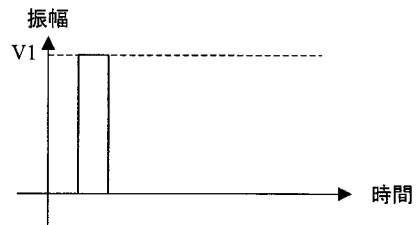
【 図 3 】



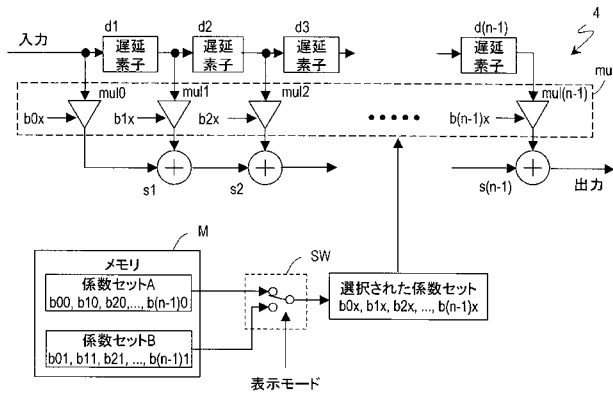
【 図 4 】



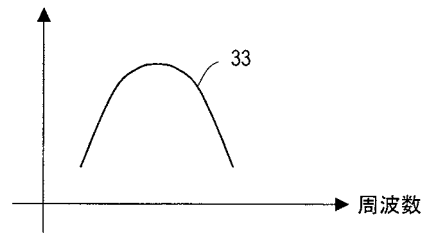
【 図 6 】



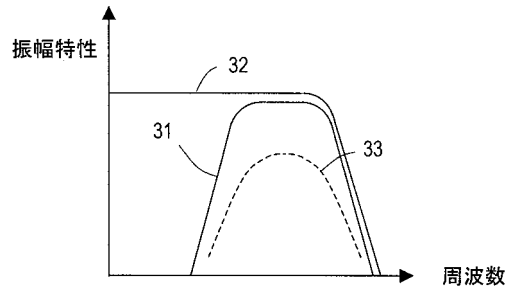
【 図 5 】



【 図 7 】

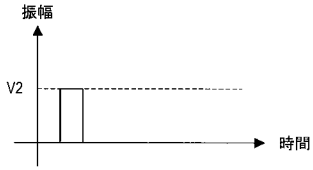


【 図 8 】

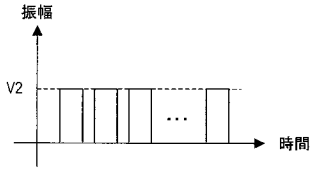


【 図 9 】

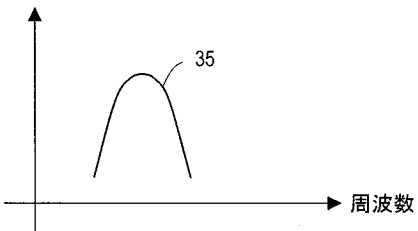
(a) カラーブラ表示モード時のBモードパルス



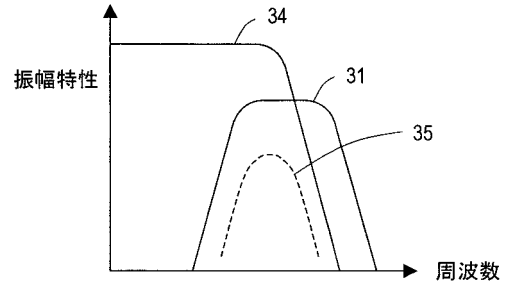
(b) カラーブラ表示モード時のカラーブラパルス



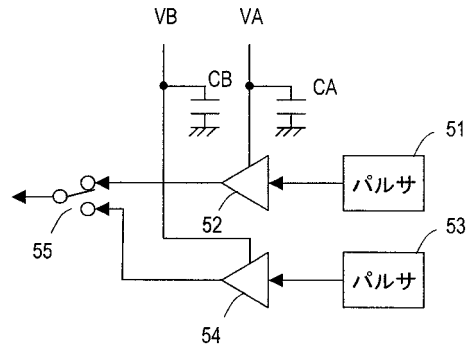
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2010/004682
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/06(2006.01) i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/06  Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2010 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2008-237280 A (Hitachi Medical Corp.), 09 October 2008 (09.10.2008), (Family: none)	1-5
Y	JP 2004-73883 A (Aloka Co., Ltd.), 11 March 2004 (11.03.2004), (Family: none)	1-5
Y	WO 2006/022106 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 02 March 2006 (02.03.2006), & US 2007/0160540 A & DE 112005000556 B & CN 100512761 A	1-5
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 10 August, 2010 (10.08.10)		Date of mailing of the international search report 17 August, 2010 (17.08.10)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/004682

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 7-313508 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 05 December 1995 (05.12.1995), (Family: none)	1-5
Y	JP 62-227335 A (Toshiba Corp.), 06 October 1987 (06.10.1987), (Family: none)	1-5
Y	JP 60-24827 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 07 February 1985 (07.02.1985), (Family: none)	4,5
Y	JP 2-98344 A (Toshiba Corp.), 10 April 1990 (10.04.1990), & US 5050611 A & EP 362820 A2	4,5

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/004682									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2010年										
日本国実用新案登録公報	1996-2010年										
日本国登録実用新案公報	1994-2010年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
Y	JP 2008-237280 A (株式会社日立メディコ) 2008. 10. 09, (ファミリーなし)	1-5									
Y	JP 2004-73883 A (アロカ株式会社) 2004. 03. 11, (ファミリーなし)	1-5									
Y	WO 2006/022106 A1 (松下電器産業株式会社) 2006. 03. 02, & US 2007/0160540 A & DE 112005000556 B & CN 100512761 A	1-5									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 10.08.2010		国際調査報告の発送日 17.08.2010									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮澤 浩	2Q 9407								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2010/004682

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 7-313508 A (ジーイー横河メディカルシステムズ株式会社) 1995. 12. 05, (ファミリーなし)	1-5
Y	JP 62-227335 A (株式会社東芝) 1987. 10. 06, (ファミリーなし)	1-5
Y	JP 60-24827 A (松下電器産業株式会社) 1985. 02. 07, (ファミリーなし)	4, 5
Y	JP 2-98344 A (株式会社東芝) 1990. 04. 10, & US 5050611 A & EP 362820 A2	4, 5

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(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

Fターム(参考) 4C601 BB02 DE03 DE04 EE13 EE14 HH05 HH08 JB11 JB31 JB33

KK12

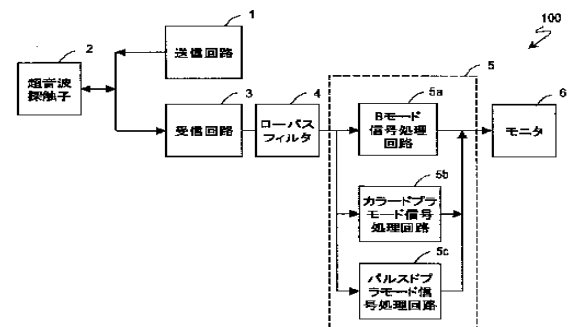
(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2011013329A1</a>	公开(公告)日	2013-01-07
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		
[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		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE13 4C601/EE14 4C601/HH05 4C601/HH08 4C601/ JB11 4C601/ JB31 4C601/ JB33 4C601/ KK12		
代理人(译)	奥田诚治 三宅明子		
优先权	2009178691 2009-07-31 JP		
其他公开文献	JP5614406B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供一种低成本制造的小型超声波诊断设备，其能够在B模式和彩色多普勒模式下均显示最佳图像，而无需向每个传输通道提供多个传输电压不同的驱动放大器。。超声诊断设备具有多种显示模式。该超声波诊断装置包括：探头，其用于发送超声波束并接收从生物体的组织反射的超声波束的反射波；和用于过滤反射波的低通滤波器；图像处理部分，用于对滤波后的反射波进行与选择的显示模式相对应的图像处理。探头发射的超声波束的振幅取决于所选的显示模式。低通滤波器具有这样的滤波器特性，即至少截止频率根据所选择的显示模式而变化。

【图2】



- 2 ULTRASONIC PROBE
- 1 TRANSMISSION CIRCUIT
- 3 RECEPTION CIRCUIT
- 4 LOW-PASS FILTER
- 5a B-MODE SIGNAL PROCESSING CIRCUIT
- 5b COLOR DOPPLER MODE SIGNAL PROCESSING CIRCUIT
- 5c PULSE DOPPLER MODE SIGNAL PROCESSING CIRCUIT
- 6 MONITOR