

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4668468号
(P4668468)

(45) 発行日 平成23年4月13日(2011.4.13)

(24) 登録日 平成23年1月21日(2011.1.21)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 11 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2001-206212 (P2001-206212) (22) 出願日 平成13年7月6日(2001.7.6) (65) 公開番号 特開2003-19135 (P2003-19135A) (43) 公開日 平成15年1月21日(2003.1.21) 審査請求日 平成20年7月3日(2008.7.3)</p>	<p>(73) 特許権者 000005821 パナソニック株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地 (74) 代理人 100072604 弁理士 有我 軍一郎 (72) 発明者 伊藤 嘉彦 神奈川県横浜市港北区綱島東四丁目3番1号 松下通信工業株式会社内 (72) 発明者 西垣 森雄 神奈川県横浜市港北区綱島東四丁目3番1号 松下通信工業株式会社内 審査官 後藤 順也</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】

二つ以上直列に接続された可変係数FIRフィルタを含むダイナミックフィルタと、各FIRフィルタの係数切替タイミングがそれぞれ異なるように前記係数切替タイミングを制御する制御手段とを設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記ダイナミックフィルタには、少なくとも一つのハイパスフィルタと少なくとも一つのローパスフィルタとを含むことを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記ダイナミックフィルタに含まれるFIRフィルタのうち、少なくとも一つのFIRフィルタは音響線の途中まで係数切替を行い、少なくとも一つのFIRフィルタは音響線の途中から係数切替を行うように制御する制御手段を設けたことを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記ダイナミックフィルタに含まれるFIRフィルタのうち、少なくとも二つのFIRフィルタの係数切替を交互に行うように制御する制御手段を設けたことを特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記係数切替タイミングが不等間隔に設定されたことを特徴とする請求項1～4のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 6】

前記係数切替の間隔は、等差数列により表される間隔であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記係数切替の間隔は、等比数列により表される間隔であることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記 F I R フィルタの係数切替間隔、および前記 F I R フィルタに与えるフィルタ係数の組は、選択された超音波プローブによって異なるように設定されたことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記フィルタ係数は、前回のフィルタ係数との差分値であることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、生体内の深さに応じて、超音波受信信号の帯域を動的に制御するダイナミックフィルタを含む超音波診断装置に関するものである。

【0002】**【従来の技術】**

超音波診断装置は、超音波パルスを送信し、生体内の境界部で反射されるエコー信号を可視化して表示する装置であり、BモードやMモード表示法は、生体内の形態情報を表示する方法である。

20

【0003】

超音波エコーは生体内での減衰を受けるため、超音波プローブから見て遠くのエコーほど、より大きく減衰する。さらに、この減衰は周波数依存特性をもっているため、遠くのエコーほど高い周波数がより強く減衰する特長がある。したがって、生体内の浅い部分と深い部分における受信エコーの周波数スペクトルは異なる。超音波診断装置では、深さに応じてフィルタ特性を変化させるダイナミックフィルタ方式が用いられ、受信エコーの帯域に合わせた帯域制限をおこなうことで、ノイズが少ない高品位の超音波画像を得ている。

30

【0004】

さらに、近年のデジタル化によりこのダイナミックフィルタを非巡回型バンドパスフィルタ(F I R フィルタ)で構成したものが知られている。F I R フィルタでは、各タップへの乗算係数を変化させることで所望の周波数特性を得ることができる。従って、浅部から深部へかけてF I R フィルタの特性を変化させる場合、各タップへ与える係数の組を順次、切り替えて使用することでダイナミックフィルタを実現することが可能である。

【0005】

この種のF I R フィルタを用いた超音波診断装置では、R A Mなどに格納したフィルタ係数を一定間隔ごとに順次読み出して設定することにより、ゾーンごとのバンドパスフィルタの特性を変化させ、動的な帯域制御を行っていた。

40

【0006】

しかし、このような従来のバンドパスフィルタを用いた係数切替方式では、ゾーンの間隔が一定間隔であるため、全ての深さにわたって滑らかな画像を得ようとする、必要以上のフィルタ係数を保持しなければならないという問題があった。

【0007】

この問題を回避するため、バンドパスフィルタに与えるフィルタの切替間隔を個別に設定するようにした超音波診断装置が提案されている。

【0008】

従来、この種の超音波診断装置は、超音波信号を受信するF I R フィルタと、フィルタ特性を規定するフィルタ特性情報を登録する特性情報登録部と、前記フィルタ特性の切替タ

50

イミングを規定するタイミング登録部と、前記切替タイミングに従ってフィルタ特性を切り替える指示切替手段とを備え、フィルタ特性の切替間隔を各FIRフィルタに対して個別に設定するものであった（特開2000-325342号公報）。

【0009】

また、この種の超音波診断装置は、フィルタ係数が受信超音波信号の到来に応じて変化させられるデジタルIIRフィルタを備え、フィルタ特性のばらつきを解消するものであった（特開2000-217825号公報）。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、このような従来の超音波診断装置では、フィルタの切替間隔を個別に記憶し、ゾーンごとの切替間隔を一定としないために、区分するゾーンと同じだけの切替間隔を保持する必要があるという問題があった。

10

【0011】

なお、一般にバンドパスフィルタを構成する場合、単独のローパスフィルタあるいは、単独のハイパスフィルタを構成する場合と比較して、よりタップ長の長いフィルタを必要とするため、フィルタ係数もそれだけ長くなって、記憶するフィルタ係数の組も多くなるという問題があった。

【0012】

すなわち、バンドパスフィルタを用い、フィルタ係数を順次切替えながらフィルタ特性を変化させる従来の超音波診断装置では、滑らかな画像が得られないか、または多くの係数メモリを必要とするという問題があった。

20

【0013】

本発明は、このような問題を解決するためになされたもので、係数保持メモリの増量を回避しつつ、より高画質の画像が得られる超音波診断装置を提供するものである。

【0014】

【課題を解決するための手段】

本発明の超音波診断装置は、二つ以上直列に接続された可変係数FIRフィルタを含むダイナミックフィルタと、各FIRフィルタの係数切替タイミングがそれぞれ異なるように前記係数切替タイミングを制御する制御手段とを設けた構成を有している。この構成により、各フィルタ係数をそれぞれ適切なタイミングで切替え、係数保持メモリを効率的に使用でき、特に全ての深さにわたってノイズの少ない高品位のBモード画像が得られることとなる。

30

【0015】

また、本発明の超音波診断装置は、前記ダイナミックフィルタには、少なくとも一つのハイパスフィルタと少なくとも一つのローパスフィルタとを含むようにした構成を有している。この構成により、近距離から遠距離にわたるエコー信号に最適な帯域制限を施すこととなる。

【0016】

また、本発明の超音波診断装置は、前記ダイナミックフィルタに含まれるFIRフィルタのうち、少なくとも一つのFIRフィルタは音響線の途中まで係数切替を行い、少なくとも一つのFIRフィルタは音響線の途中から係数切替を行うように制御する制御手段を設けた構成を有している。この構成により、第1のFIRフィルタおよび第2のFIRフィルタが、ハイパスフィルタリングのみまたはローパスフィルタリングのみを行うようにしてタップ数の増加を抑制できることとなる。

40

【0017】

また、本発明の超音波診断装置は、前記ダイナミックフィルタに含まれるFIRフィルタのうち、少なくとも二つのFIRフィルタの係数切替を交互に行うように制御する制御手段を設けた構成を有している。この構成により、同時スイッチングを低減してフィルタ特性の変化を滑らかにできることとなる。

【0018】

50

また、本発明の超音波診断装置は、前記係数切替タイミングが不等間隔に設定された構成を有している。この構成により、係数保持メモリを量を低減しながら、全ての深さにわたって滑らかな画像が得られることとなる。

【0019】

また、本発明の超音波診断装置は、前記係数切替の間隔は、等差数列により表される間隔であるようにした構成を有している。この構成により、近距離領域での係数切替をより頻繁に行い、ここでの帯域制御を精密にすることとなる。

【0020】

また、本発明の超音波診断装置は、前記係数切替の間隔は、等比数列により表される間隔であるようにした構成を有している。この構成により、関心領域での帯域設定を精密にす

10

【0021】

また、本発明の超音波診断装置は、前記FIRフィルタの係数切替間隔、および前記FIRフィルタに与えるフィルタ係数の組は、選択された超音波プローブによって異なるように設定された構成を有している。この構成により、超音波プローブの種類に応じて最適な係数切替処理を施すこととなる。

【0022】

さらに、本発明の超音波診断装置は、前記フィルタ係数は、前回のフィルタ係数との差分値であるようにした構成を有している。この構成により、係数保持メモリの増量を抑制できることとなる。

20

【0023】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。

[第1の実施の形態]

図1に示すように、本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置は、二つ以上直列に接続された可変係数FIRフィルタ1、4を含むダイナミックフィルタと、各FIRフィルタ1、4の係数の切替タイミングがそれぞれ異なるように前記係数の切替タイミングを制御するCPUおよび係数保持メモリ2、5、アドレス発生部3、6とを設けたものである。ここでは、受信エコーに対する可変係数FIRフィルタ1、4を2段直列に接続している。

30

【0024】

図1において、FIRフィルタ1は、フリップフロップ(FF)などの遅延素子と乗算器、加算器からなる非巡回型フィルタで、係数保持メモリ2により与えられるフィルタ係数による演算を行う。係数保持メモリ2は一般的なRAMであり、各ゾーンに対する係数データを保持する。ここでゾーンとは、一組のフィルタ係数が保持されFIRフィルタに適用されている期間を表すものとする。FIRフィルタ4、係数保持メモリ5も前述と同様の構成である。アドレス発生部3は、係数メモリ2の読み出しアドレスを発生するブロックであり、アドレス発生部6は、係数メモリ5の読み出しアドレスを発生するブロックである。このように二つの係数保持メモリ2、5に対してそれぞれ独立にアドレス発生部3、6を擁することが重要である。

40

【0025】

ここで、図2を用いてアドレス発生部3の構成を詳しく説明する。本実施の形態において、アドレス発生部3への入力は、システムクロック、エコースタート信号、第1ゾーン期間、他ゾーン期間である。ここでエコースタート信号とは、受信エコーの始まりを示し、各音響線のエコー信号の先頭に同期して送られてくる制御信号である。「第1ゾーン期間」は最初のゾーン期間を、「他ゾーン期間」は第2ゾーン以降共通の期間を設定する制御信号で、図示されないCPUから設定される。

【0026】

図2において、ゾーンカウンタ21は、1ゾーン内の期間をカウントし、ゾーンの変わり目を知らせるためのものである。ゾーンカウンタ21は、例えばダウンカウンタによって構成

50

され、エコースタート信号またはゾーンカウンタ21が自ら発生するゾーン切替信号により、「第1ゾーン期間」あるいは「他ゾーン期間」をロードし、0になるまでダウンカウントする。アドレスカウンタ22は、エコースタート信号で0クリアされ、ゾーンカウンタ21からのゾーン切替信号により1ずつ加算されるアップカウンタであって、係数保持メモリ2に与えるアドレスを発生する。アドレスカウンタ22は、最大値でカウントアップを停止する。

【0027】

なお、アドレス発生部6は、係数保持メモリ4に与えるアドレスを発生するブロックであって、その構成はアドレス発生部3と同様である。

【0028】

次に、図1～図3を用い、本実施の形態のダイナミックフィルタの動作を説明する。電源投入時やプローブ切替時などダイナミックフィルタの係数やゾーン制御情報を更新する際、CPUから各ゾーンごとのフィルタ係数が係数保持メモリ2、4へ送られ、「第1ゾーン期間」、「他ゾーン期間」の情報がアドレス発生部3、6のレジスタへ送られる。ここで、アドレス発生部3、6に与える第1ゾーン期間をそれぞれp1、q1、他ゾーン期間をp2、q2とする。

【0029】

エコースタート信号に同期して、ゾーンカウンタ21にはp1、アドレスカウンタ22にはq1がロードされ、1クロックごと0になるまで、1ずつカウントダウンされる。ゾーンカウンタ21、アドレスカウンタ22は、それぞれカウント値が0になると、ゾーン切替信号を発生するとともに、他ゾーン期間情報p2、q2をロードし、カウントダウンを開始する。以降、カウント値が0になるとゾーン切替信号を発生し、それぞれ、p2、q2をロードする。

【0030】

アドレスカウンタ22は、エコースタート信号で0クリアされ、ゾーンカウンタ21からのゾーン切替信号によりカウントアップされる。アドレスカウント値が最大値となったら、次のエコースタートまでホールドされる。

【0031】

図3に、アドレス発生部3、6で発生するメモリアドレスを示す。簡単のために、アドレス3ビット、0～7までとする。横軸は時間であって時刻0でエコー開始、図3の右端で1本分のエコーが終了するものとする。

【0032】

図3(a)、(b)は、それぞれアドレス発生部3、6で発生するアドレスを示したものである。図3(a)では、エコースタートからp1後にゾーンが切り替わり、以降p2ごとにアドレスが7になるまでゾーンが切り替わっていく。図3(b)では、エコースタートからq1後にゾーンが切り替わり、以降q2ごとにアドレスが7になるまでゾーンが切り替わっていく。このように発生されたアドレスに基づき、係数保持メモリ2、5からそれぞれFIRフィルタ1、FIRフィルタ2に設定する係数の組が読み出され、フィルタ処理される。

【0033】

前述のように本実施の形態の超音波診断装置では、深さに応じた帯域制限を行っているが、浅い部位と深い部位ではその性格が異なる。浅い部位においては、エコーレベルが十分に得られるため、S/N比の向上よりも画質品位向上に重点が置かれ、積極的な波形整形にダイナミックフィルタが用いられる。この目的のため、エコー信号の低域成分を抑制する処理などが用いられる。一方、深い部位においては、エコーレベルが非常に低くなるため、画像の品位よりもS/N比の向上に重点が置かれ、高域成分に含まれるノイズを除去することが重要である。

【0034】

いまFIRフィルタ1では、ハイパスフィルタ処理を行い、FIRフィルタ2では、ローパスフィルタ処理を行うとすると、図3で示したようなアドレス発生はこの目的に合致す

10

20

30

40

50

る。すなわち、F I Rフィルタ1で近距離から中距離にかけてハイパスフィルタで波形整形を行い、F I Rフィルタ2で中距離から遠距離にかけてローパスフィルタでノイズの低減を図る。F I Rフィルタ1、2は、ハイパスまたはローパスフィルタリングを行うのみなので、タップ数をそれほど必要とせず、小規模なフィルタで構成できる。

【0035】

以上のように、本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置は、二つ以上直列に接続された可変係数F I Rフィルタ1、4を含むダイナミックフィルタと、各F I Rフィルタ1、4の係数の切替タイミングがそれぞれ異なるように前記係数の切替タイミングを制御するCPUなどを設けているので、各F I Rフィルタ1、4の係数ゾーンを個別に制御し、ハイパスフィルタは近距離での係数制御をより細かく、ローパスフィルタは、遠距離での係数制御をより細かく行うことが可能である。よって、少ないメモリ量で有効な帯域制限による高品位でかつS/N比の高い画像を得ることが可能である。

10

【0036】

[第2の実施の形態]

図4は本発明の第2の実施の形態のアドレス発生のタイミングを示す。これは第1の実施の形態とは、ダイナミックフィルタに含まれるF I Rフィルタ1、44、44aのうち、少なくとも二つのF I Rフィルタの係数切替を交互に行うように制御するCPUおよび係数保持メモリ2、45、45a、アドレス発生部43、46、49を設けた点が相違している。この構成によれば、Bモード画像上で横縞の発生を抑制し、さらに同時スイッチングの低減をはかるといった効果も得られる。

20

【0037】

図5に示すように、本実施の形態では、直列に接続された三つの可変係数F I Rフィルタ1、44、44aを含むダイナミックフィルタを設けている。なお、各ブロック(F I Rフィルタ、係数保持メモリ、アドレス発生部)の構成、動作は第1の実施の形態と同様であるため、説明を省略し、図4に示すフィルタ係数切替のためのアドレス発生タイミングについて説明する。

【0038】

いま、アドレス発生部43、46、49に与える第1ゾーン期間をそれぞれ別々の違う値、 t_1 、 t_2 、 t_3 とし、他ゾーン設定期間をそれぞれ同一の t_4 となるように設定した場合、アドレスの切替タイミングは、それぞれで互い違いの関係となる。従って、三つのフィルタ切替が一斉に行われることはなくなり、フィルタ特性の変化はより滑らかなものとなる。これにより、Bモード画像上で横縞の発生を抑制することができるとともに、同時スイッチングの低減をはかることが可能となる。

30

【0039】

[第3の実施の形態]

図6は本発明の第3の実施の形態の要部ブロック図を示す。これは第1の実施の形態とは、さらにF I Rフィルタの係数切替の間隔は、等差数列により表される間隔である点が相違している。この構成によれば、近距離領域でフィルタ係数の切替をより頻繁に行い、帯域制御をより細かく行うことができるという効果も得られる。

【0040】

図6において、ゾーンカウンタ61は、第1の実施の形態(図2に示す)と同様のダウンカウンタであり、第1の実施の形態における「他ゾーン期間」設定信号を累積加算器64からの信号としたものである。累積加算器64は、ロード信号で初項65を取り込み、以後ゾーンカウンタ61が発生するゾーン切替信号ごとに、公差66を加算して出力する。なお、アドレスカウンタ62も第1の実施の形態(図2に示す)と同様の構成である。

40

【0041】

次に、本実施の形態におけるアドレス発生動作について説明する。最初のゾーンに関しては、第1の実施の形態と同様である。第2ゾーン以降のゾーン長は、累積加算器64により規定される。この累積加算器64は、最初のゾーンの終了を示すゾーン切替信号により、初項65をロードして内部レジスタに記憶する。以後、ゾーン切替信号ごとに公差66を累積加

50

算していくことで、ゾーンを等差数列で表される間隔に設定することができる。図7に、徐々にゾーンが広がる場合のアドレス発生の様子を示す。ここで、第1ゾーン間隔を p_0 、初項を a_0 、公差を d とすると、第1ゾーンの間隔は p_0 、第2ゾーンの間隔は a_0 、第3ゾーンの間隔は「 $a_0 + d$ 」、以降、「 $a_0 + 2d$ 」、「 $a_0 + 3d$ 」、「 $a_0 + 4d$ 」のようにすることができる。勿論、公差 d として負の値を与えることも可能であり、この場合は図8に示すように、ゾーン間隔が徐々に狭くなる設定となる。

【0042】

以上のようにゾーン切替間隔を等差数列とすることで、帯域制御をより細かく行いたい近距離領域ではフィルタ係数の切替をより頻繁に行うことが可能となり、係数保持メモリ(図1の2、5に相当)の大きさをより有効に活用することができる。

10

【0043】

[第4の実施の形態]

図9は本発明の第4の実施の形態の要部正面図を示す。これは第1の実施の形態とは、さらにFIRフィルタの係数切替の間隔は、等比数列により表される間隔である点が相違している。この構成によれば、関心領域において帯域設定をより細かく制御できるという効果も得られる。

【0044】

図9において、ゾーンカウンタ81は、第1の実施の形態(図2に示す)と同様のダウンカウンタであり、第1の実施の形態における「他ゾーン期間」設定信号を累積加算器80からの信号としている。この累積乗算器80は、ゾーンカウンタ81に対して第3の実施の形態で用いた公差 d の代わりに公比 r を与えるものである。これにより、図10に示すようにゾーンカウンタ81で発生するゾーン間隔は、 p_0 、 a_0 、「 $a_0 * r$ 」、「 $a_0 * r^2$ 」、「 $a_0 * r^3$ 」のように、ゾーン間隔が等比数列をなすように設定でき、関心領域において帯域設定をより細かく制御することが可能となる。

20

【0045】

なお、前述の各実施の形態において、FIRフィルタの係数切替間隔、およびFIRフィルタに与えるフィルタ係数の組を、選択された超音波プローブによって異なるように設定してもよい。この構成により、選択された超音波プローブに応じて高品質な超音波画像を表示できる。また、前記フィルタ係数が前回のフィルタ係数との差分値であるようにしてもよい。この構成により、係数保持メモリの増量を抑制できる。

30

【0046】

前述の各実施の形態では、係数保持メモリ2、5、45、45a、アドレス発生部3、6、43、46、49、CPUなどが前記制御手段を構成する。

【0047】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明は超音波受信信号に対する可変係数FIRフィルタを二つ以上直列に接続し、各フィルタ係数の切替タイミングをそれぞれ個別に制御することにより、少ないメモリ量で有効な帯域制限を行うことができ、高品位でノイズの少ない超音波画像を表示するという優れた効果を有する超音波診断装置を提供することができるものである。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の要部(ダイナミックフィルタ)のブロック図

【図2】本発明の第1の実施の形態の超音波診断装置の要部(アドレス発生部)のブロック図

【図3】本発明の第1の実施の形態のアドレス発生のタイミングチャート

【図4】本発明の第2の実施の形態のアドレス発生のタイミングチャート

【図5】本発明の第2の実施の形態の超音波診断装置の要部(ダイナミックフィルタ)のブロック図

【図6】本発明の第3の実施の形態の超音波診断装置の要部(アドレス発生部)のブロッ

50

ク図

【図7】本発明の第3の実施の形態のアドレス発生（徐々にゾーンが広がる場合）のタイミングチャート

【図8】本発明の第3の実施の形態のアドレス発生（徐々にゾーンが狭まる場合）のタイミングチャート

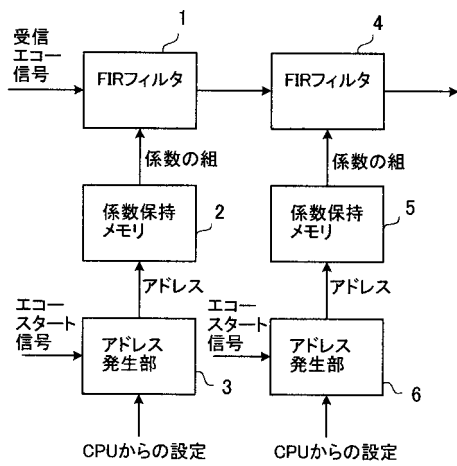
【図9】本発明の第4の実施の形態の超音波診断装置の要部（アドレス発生部）のブロック図

【図10】本発明の第4の実施の形態のアドレス発生のタイミングチャート

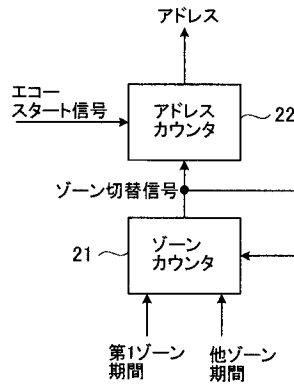
【符号の説明】

- 1、4、44、44a FIRフィルタ
- 2、5、45、45a 係数保持メモリ
- 3、6、43、46、49 アドレス発生部
- 21、61、81 ゾーンカウンタ
- 22、62、82 アドレスカウンタ
- 64 累積加算器
- 80 累積乗算器

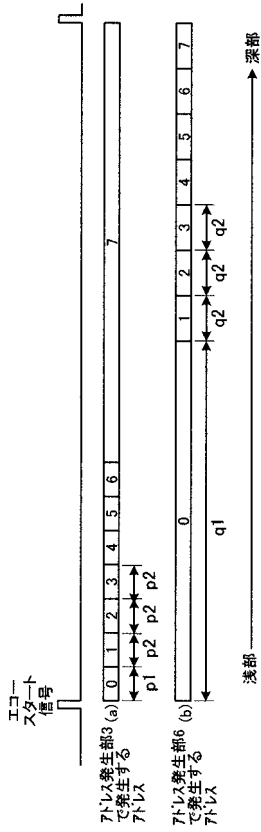
【図1】



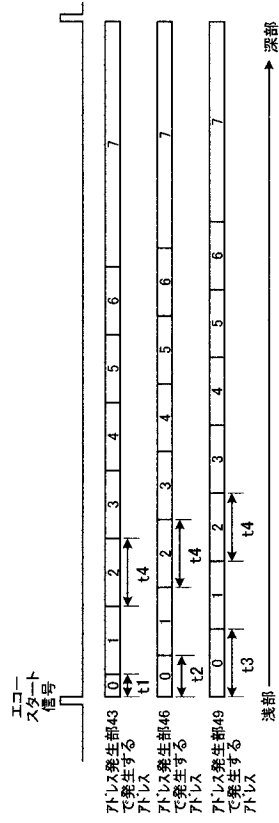
【図2】



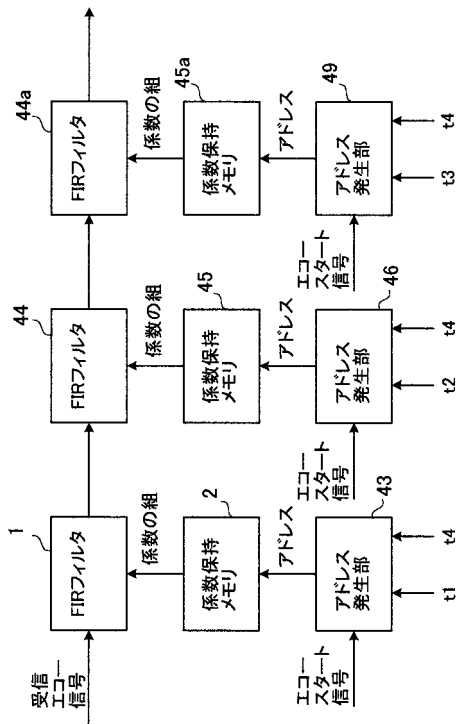
【図3】



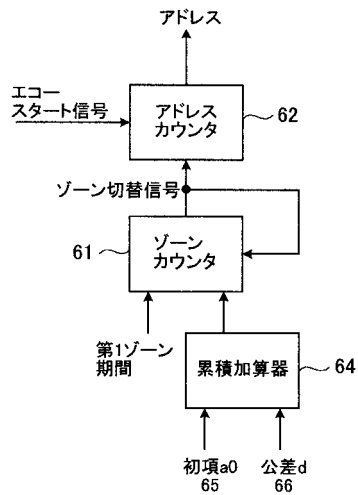
【図4】



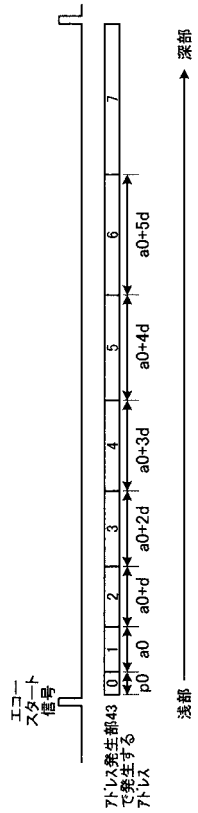
【図5】



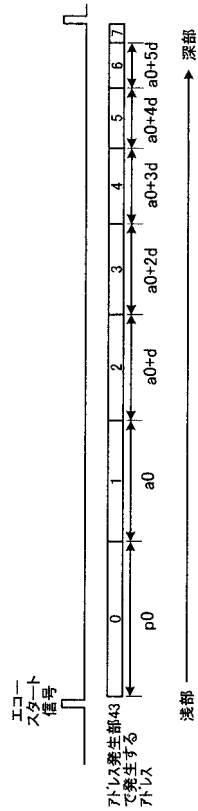
【図6】



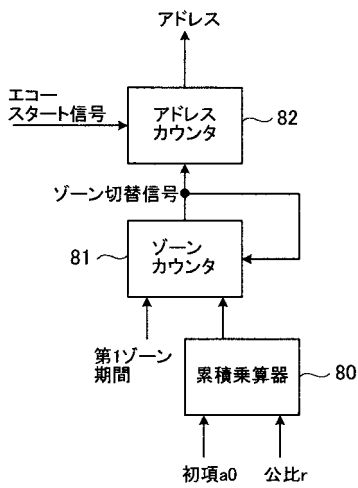
【図7】



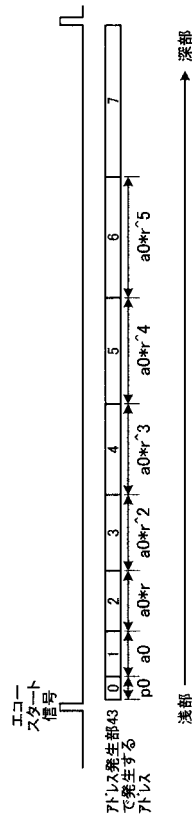
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平11-009595(JP,A)
特開2000-051211(JP,A)
特開2000-325342(JP,A)
特開昭63-269613(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4668468B2	公开(公告)日	2011-04-13
申请号	JP2001206212	申请日	2001-07-06
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	伊藤嘉彦 西垣森雄		
发明人	伊藤 嘉彦 西垣 森雄		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/44 G01N29/22		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/22.501		
F-TERM分类号	2G047/EA10 2G047/EA14 2G047/GG09 2G047/GG16 2G047/GG17 2G047/GG41 2G047/GH07 2G047/GH08 4C301/AA01 4C301/CC01 4C301/EE07 4C301/EE11 4C301/JB02 4C301/JB11 4C301/JB17 4C301/JB35 4C301/JB42 4C301/LL05 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB11 4C601/JB28 4C601/JB32 4C601/JB33 4C601/JB34 4C601/JB51 4C601/LL01 4C601/LL05		
其他公开文献	JP2003019135A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够获得更高图像质量的图像同时避免增加系数保持存储器的超声诊断设备。 解决方案：提供包括串联连接的两个或更多个FIR滤波器1,4的动态滤波器，并且控制每个滤波器1,4的系数切换定时不同。滤波器1和4中的每一个在适当的定时执行系数切换，从而可以有效地使用系数保持存储器2和5。

【 図 2 】

