

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 250802

(P2003 - 250802A)

(43)公開日 平成15年9月9日(2003.9.9)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テ-マ-コ-ド* (参考)

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

4 C 3 0 1

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 14数)

(21)出願番号 特願2002 - 57404(P2002 - 57404)

(71)出願人 000112602

フクダ電子株式会社

東京都文京区本郷3丁目39番4号

(22)出願日 平成14年3月4日(2002.3.4)

(72)発明者 呉 弘敏

東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内

(72)発明者 白井 岳士

東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内

(74)代理人 100094330

弁理士 山田 正紀 (外 2 名)

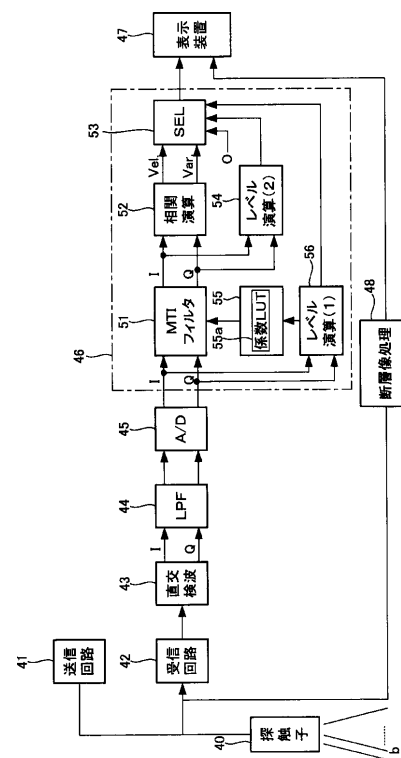
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】低次のMTIフィルタの使用により、画像のフレームレートを犠牲にせずに、血流速度を精度よく画像表示する。

【解決手段】被検体内の超音波送受信域内の各点の血流速度を求めて表示する超音波診断装置において、MTIフィルタ51と、各点ごとの各血流速度を求める血流速度演算部52と、血流速度演算部52で求められた血流速度を表示する表示部47と、MTIフィルタ51の通過前の受信信号の、各点ごとの各信号レベルを求める第1のレベル演算部56と、信号レベルが大きいほど高周波の成分のみが抽出されるように係数を設定する係数設定部55とを備え、MTIフィルタ51は、第1のレベル演算部56により、ある1点についての信号レベルが求められて係数設定部55により信号レベルに応じた係数が設定された後に1点についてのフィルタリング処理を行う。



【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体内への超音波パルスの送波と該被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを複数回繰り返し、この繰り返しの間に得られた受信信号に基づいて被検体内の超音波送受信域内の各点の血流速度を求めて表示する超音波診断装置において、クラッタ成分と血流成分との双方の信号成分を含む受信信号中のクラッタ成分を減衰させることにより血流成分を抽出するフィルタリング処理を行う、係数が変更自在に設定され、設定された係数に応じた周波数特性を示すMTIフィルタと、

前記MTIフィルタの出力信号に基づいて、前記各点ごとの各血流速度を求める血流速度演算部と、前記血流速度演算部で求められた血流速度を表示する表示部と、

前記MTIフィルタの通過前の受信信号の、前記各点ごとの各信号レベルを求める第1のレベル演算部と、前記第1のレベル演算部により求められた前記各点ごとの各信号レベルに応じて、該信号レベルが大きいほど前記MTIフィルタで受信信号中のより高周波の成分のみが抽出されるように該MTIフィルタの係数を設定する係数設定部とを備え、

前記MTIフィルタは、前記各点それぞれについて、前記第1のレベル演算部により、ある1点についての信号レベルが求められて前記係数設定部により該MTIフィルタに該信号レベルに応じた係数が設定された後に該1点についての前記フィルタリング処理を行うものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】前記MTIフィルタの出力信号の、前記各点ごとの各信号レベルを求める第2のレベル演算部と、前記血流速度演算部で求められた前記各点ごとの各血流速度のうち、前記第2のレベル演算部で求められた信号レベルが所定の第1の閾値以上の信号レベルとなる点の血流速度のみを通過させる第1のセクタとを備え、前記表示部は、前記第1のセクタを通過した血流速度を表示するものであることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】前記血流速度演算部で求められた前記各点ごとの各血流速度のうち、前記第1のレベル演算部で求められた信号レベルが所定の第2の閾値以下の信号レベルとなる点の血流速度のみを通過させる第2のセクタを備え、前記表示部は、前記第2のセクタを通過した血流速度を表示するものであることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】被検体内への超音波パルスの送波と該被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを複数回繰り返し、この繰り返しの間に得られた受信信号に基づいて被検体内の超音波送受信域内の各点の血流速度を求めて表示する超音波診断装置において、

クラッタ成分と血流成分との双方の信号成分を含む受信信号中のクラッタ成分を減衰させることにより血流成分を抽出するフィルタリング処理を行う、係数が変更自在に設定され、設定された係数に応じた周波数特性を示すMTIフィルタと、

前記MTIフィルタの出力信号に基づいて、前記各点ごとの各血流速度を求める血流速度演算部と、

前記血流速度演算部で求められた血流速度を表示する表示部と、前記MTIフィルタの出力信号の、前記各点ごとの各信号レベルを求めるレベル演算部と、

前記MTIフィルタによる、前記受信信号の信号レベルの減衰量を前記各点ごとに求める減衰量演算部と、

前記血流速度演算部で求められた前記各点ごとの各血流速度のうち、前記レベル演算部で求められた信号レベルが所定の第1の閾値以上の信号レベルであり、かつ前記レベル演算部で求められた前記各点ごとの各信号レベルを、前記減衰量演算部で求められた前記各点ごとの減衰量を用いて前記MTIフィルタによる減衰を受けなかったときの信号レベルに補正した場合に、この補正された信号レベルが所定の第3の閾値以下の信号レベルである点の血流速度のみを通過させるセクタとを備え、前記表示部は、前記セクタを通過した血流速度を表示するものであることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】被検体内への超音波パルスの送波と該被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを複数回繰り返し、この繰り返しの間に得られた受信信号に基づいて被検体内の超音波送受信域内の各点の血流速度を求めて表示する超音波診断装置において、

クラッタ成分と血流成分との双方の信号成分を含む受信信号中のクラッタ成分を減衰させることにより血流成分を抽出するフィルタリング処理を行う、係数が変更自在に設定され、設定された係数に応じた周波数特性を示すMTIフィルタと、

前記MTIフィルタの出力信号に基づいて、前記各点ごとの各血流速度を求める血流速度演算部と、

前記血流速度演算部で求められた血流速度を表示する表示部と、

前記MTIフィルタの出力信号の、前記各点ごとの各信号レベルを求めるレベル演算部と、

前記MTIフィルタ通過前の受信信号に基づいて、前記各点ごとの動きの速度を求める動き速度演算部と、

前記血流速度演算部で求められた前記各点ごとの各血流速度のうち、前記レベル演算部で求められた信号レベルが所定の第1の閾値以上の信号レベルであり、かつ前記

血流速度演算部で求められた前記各点ごとの各血流速度のうち、該血流速度演算部で求められた血流速度と前記動き速度演算部で求められた動きの速度との差分が所定の第4の閾値を越えている点の血流速度のみを通過させるセクタを備え、

前記表示部は、前記セクタを通過した血流速度を表示

するものである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、被検体の内部組織や血流などの状態を計測する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、超音波診断装置を用いて人体内部の状態を計測する方法には、パルス法と連続波法とがある。パルス法は超音波パルスを送波し、反射超音波を受信して人体内部の形態を画像表示するもので、反射超音波の振幅を輝度表示するBモード、運動する反射源の時間的変化を表示するMモードなどがある。連続波法は、超音波連続波を反射源に送波しドプラ効果を活用して血流などの計測を行うものであり、例えば血管内を移動する血球など（目標物）に超音波が当たると、反射超音波はドプラ効果によって高い周波数にシフトしたり低い周波数にシフトするので、シフトした周波数を求めることにより、移動速度、方向などを計測するものである。なお、ドプラ効果を活用した運動体の運動速度の計測は、パルス法においても行われる。

【0003】連続波ドプラ法は、振動子を送信専用と受信専用に分けて超音波連続波の送波と反射超音波の受波とを同時に行ない、血流速度などを計測する方法である。

【0004】一方、パルスドプラ法は、同一の振動子を用いて超音波バースト波の送波と反射超音波の受波とを交互に繰り返し行ない、送波してから受波するまでの時間はターゲットの深さに比例することから、送波後所定時間経過したときの信号をサンプリングし、そのドプラ偏移した周波数から、ある深さに特定した血流速度などを計測する方法である。

【0005】このドプラ効果を利用して、血管内を移動する血球からの散乱信号を検出し、血流速度を精度よく求めるためには、生体組織の壁や弁などで反射した、いわゆるクラッタ成分と呼ばれる高レベルのエコー信号を除去する必要がある、レーダ分野で確立されたMTIフィルタ(Moving Target Indicator Filter)が用いられる。このMTIフィルタは、急峻な減衰特性が得られることから、ME分野でも盛んに用いられている。

【0006】すなわち、被検体内で静止もしくは低速運動している組織からの反射信号(クラッタ成分)は、高レベルであるが、ドプラ偏移周波数が低いので、直交検波後にMTIフィルタを通過させると強く減衰を受けて除去される。

【0007】図1は、血流をカラー表示するために従来から用いられている血流表示部の概略構成図である。

【0008】図1に示す血流表示部において、フィルタ係数が設定されるとそのフィルタ係数に応じた周波数特性を示すMTIフィルタ30と、診断部位とフィルタ係

数との対応表を有し、MTIフィルタ30のフィルタ係数を設定する係数LUT35とが設けられ、MTIフィルタは、フィルタ係数が設定されると減衰特性が変化する。図示していないが、超音波診断装置の振動子から被検体内の各点に向けて超音波パルスを繰り返し送波するとともに、被検体内の各点で反射した反射超音波を受信して得られた受信信号を直交検波し、クラッタ成分と血流成分との双方の信号成分を含む受信信号を得る。直交検波された受信信号(実部I,虚部Q)は、MTIフィルタ30に入力され、直流および低周波信号を含むクラッタ成分が除去されて血流成分のみが抽出される。

【0009】MTIフィルタ30から出力された血流成分は、相関演算部31に入力され、被検体内の各点ごとの血流速度とその分散とが演算され、演算された各点ごとの血流速度とその分散は、セレクト32に入力される。一方、MTIフィルタ30から出力された血流成分は、レベル演算部33に入力されて、各点ごとの信号レベルが求められ、閾値と比較して、2値化信号(0又は1)が出力される。セレクト32は、レベル演算部33から出力された2値化信号により切り替えら、各点ごとの信号レベルが閾値以上である血流速度は通過させ、信号レベルが閾値未満である血流速度は0にする。図示しない表示装置は、セレクト32を通過した血流速度のみを画像表示する。

【0010】しかしながら、例えばある深さに特定したある点の血流速度は、超音波パルス波の送波と反射波の受波を、交互に、複数回繰り返し行って得た複数のデータに基いて算出するのが一般的であり、直交検波された受信信号をMTIフィルタに入力し、血流成分が出力されるまでの時間は、フィルタ次数が高次になるほど長く掛かることになる。そこで、普及版の超音波診断装置などでは、2~3次のMTIフィルタを用いることにより画像表示のリアルタイム性を確保している。

【0011】このため、低次のMTIフィルタを用いて、直交検波後の受信信号に含まれるクラッタ成分と血流成分のうちの血流成分を抽出して血流速度を求め、その血流速度を表示する方法では、クラッタ成分すべてを完全に減衰させることが困難であるため、血流速度を正確に表示させることができない。さらに、被検体組織の弁や臓器壁などの運動体で反射した受信信号も、ドプラ偏移周波数が分布しており、血流成分のドプラ偏移周波数と重なる場合もあるため、高次のMTIフィルタを用いてもクラッタ成分を完全に取り除くことができない場合もある。

【0012】U.S. Patent NO. 5,349,524号(Sep. 20, 1994)では、Adaptive MTI Filterを用いることにより、クラッタ成分を効果的に除去する方法が開示されている。

【0013】図2および図3は、U.S. Patent

t NO. 5, 349, 524で開示されているADAPTIVE WALL FILTERを用いた超音波診断装置を示す図である。

【0014】図2において、プローブ11は、複数の振動子12により構成され、各振動子12は、送信器13で発生したパルス波により、個別に励振されて超音波パルス波を発生する。ターゲットで反射しプローブ11で受波された超音波は、各振動子12で電気信号に変換され、送受SW15を介して受信器14で受信される。送信器13、受信器14、および送受SW15はオペレータの指令に応じて動作するコントローラ16の制御下に置かれている。各振動子12で受波された超音波信号は受信器14で結合され、ディスプレイシステム17の1画面の1ラインを形成する。

【0015】図3は、図2に示した受信器14に内蔵されているADAPTIVE WALL FILTERを用いた血流プロセッサの詳細図である。

【0016】図3において、A/D変換、直交検波、LPフィルタ処理、遅延演算された実部Iと虚部Qの信号は、バッファメモリ300に保存され、この保存された信号が、2つのデータバスに分かれて処理され、FIRフィルタ310の入力信号となる。まず、バッファメモリ300から第1のデータバスを介して送られた信号を、第1の相関関数演算器301で演算してクラッタ成分の平均化された周波数(T)を求め、さらに第1の分散演算器315でクラッタ成分の周波数の分散が求められる。

【0017】一方、バッファメモリ300から第2のデータバスを介して送られた信号に、DELAY/FIFO302で遅延をかけて第1のデータバスを介して送られた信号と同期させる。そして共役複素乗算器303によりドプラ偏移信号を抽出させるとともに、その抽出されたドプラ偏移信号の周波数をクラッタ成分の平均化された周波数(T)分シフトさせて出力させる。この結果、抽出されたドプラ偏移信号に含まれるクラッタ成分は、直流分として処理できる信号となる。

【0018】また、第1の分散演算器315で求めたクラッタ成分の周波数の分散に基づいて、FIRフィルタ310のカットオフ周波数を定めるパラメータとしてのフィルタ係数をフィルタ係数LUT316を参照して決定し、FIRフィルタ310に反映させる。したがって、FIRフィルタ310によりクラッタ成分がない状態の血流成分が得られる。この血流成分から、第2の相関演算器318で血流成分のドプラ偏移周波数を、第2の分散演算器326でドプラ偏移周波数の分散を求めるとともに、パワー閾値検出器330で雑音分が除去される。ただし、ここで求めたドプラ偏移周波数は、クラッタ成分の平均周波数(T)分シフトさせているので、加算器320でもとの状態に戻したドプラ偏移周波数を求め、その周波数から血流速度Vを求める。そして、求め

た血流速度は、着色制御LUT325を参照しカラーで表示される。

【0019】このように、I, Q信号からクラッタ成分の周波数を求め、I, Q信号の周波数をその周波数分シフトさせた後にI, Q信号に含まれるクラッタ成分をFIRフィルタで減衰させ、そのFIRフィルタの出力信号の周波数にクラッタ成分の周波数を加算することにより血流のドプラ偏移周波数を求めているので、この血流プロセッサを用いた超音波診断装置は、ある程度正確に血流速度がカラー表示されるものと思われる。

【0020】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、U.S. Patent NO. 5, 349, 524で開示されたアダプティブフィルタは、所要部品が多くコストがかかる上、次数が16のFIRが用いられるので、被検体内への超音波パルスの送波と被検体内で反射して戻ってきた反射波の受信とを20数回繰り返す必要があり、普及版の超音波診断装置で用いる場合には、画像のフレームレートを犠牲にせざるを得ないという難点がある。

【0021】本発明は、上記事情に鑑み、受信信号に含まれるクラッタ成分を効果的に除去するためには不可欠な高次のMTIフィルタを用いることなく、低次のMTIフィルタの使用により、画像のフレームレートを犠牲にすることなく、しかも回路部品をあまり追加することなく、血流速度を精度よく画像表示することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0022】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成する本発明の超音波診断装置は、被検体内への超音波パルスの送波と該被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを複数回繰り返し、この繰り返しの間に得られた受信信号に基づいて被検体内の超音波送受信域内の各点の血流速度を求めて表示する超音波診断装置において、クラッタ成分と血流成分との双方の信号成分を含む受信信号中のクラッタ成分を減衰させることにより血流成分を抽出するフィルタリング処理を行う、係数が変更自在に設定され、設定された係数に応じた周波数特性を示すMTIフィルタと、上記MTIフィルタの出力信号に基づいて、上記各点ごとの各血流速度を求める血流速度演算部と、上記血流速度演算部で求められた血流速度を表示する表示部と、上記MTIフィルタの通過前の受信信号の、上記各点ごとの各信号レベルを求める第1のレベル演算部と、上記第1のレベル演算部により求められた前記各点ごとの各信号レベルに応じて、該信号レベルが大きいほど前記MTIフィルタで受信信号中のより高周波の成分のみが抽出されるように該MTIフィルタの係数を設定する係数設定部とを備え、上記MTIフィルタは、上記各点それぞれについて、上記レベル演算部により、ある1点についての信号レベルが求められて前記係

数設定部により該MTIフィルタに該信号レベルに応じた係数が設定された後に該1点についての上記フィルタリング処理を行うものであることを特徴とする。

【0023】ここで、上記MTIフィルタの出力信号の、上記各点ごとの各信号レベルを求める第2のレベル演算部と、上記血流速度演算部で求められた上記各点ごとの各血流速度のうち、上記第2のレベル演算部で求められた信号レベルが所定の第1の閾値以上の信号レベルとなる点の血流速度のみを通過させる第1のセクタとを備え、上記表示部は、上記第1のセクタを通過した血流速度を表示するものであることが好ましい。

【0024】このように、MTIフィルタ通過前の受信信号の信号レベルが人体内の1点ごとに求められ、その信号レベルに応じてMTIフィルタの係数が設定され、係数が設定された後のMTIフィルタで1点ごとにフィルタリング処理を行うので、クラッタ成分がより一層少なくなった信号に基づいて血流速度を求め、その血流速度を表示することができる。

【0025】また、上記血流速度演算部で求められた上記各点ごとの各血流速度のうち、上記第1のレベル演算部で求められた信号レベルが所定の第2の閾値以下の信号レベルとなる点の血流速度のみを通過させる第2のセクタを備え、上記表示部は、上記第2のセクタを通過した血流速度を表示するものであることも好ましい。

【0026】このように、MTIフィルタの入力信号レベルが大きい、明らかにクラッタ成分と見なせる信号から求めた血流速度を、セクタで選別して表示部に表示させないので、血流速度を精度よく表示することができる。

【0027】上記目的を達成する本発明の超音波診断装置は、被検体内への超音波パルスの送波と該被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを複数回繰り返し、この繰り返しの中に得られた受信信号に基づいて被検体内の超音波送受信域内の各点の血流速度を求めて表示する超音波診断装置において、クラッタ成分と血流成分との双方の信号成分を含む受信信号中のクラッタ成分を減衰させることにより血流成分を抽出するフィルタリング処理を行う、係数が変更自在に設定され、設定された係数に応じた周波数特性を示すMTIフィルタと、上記MTIフィルタの出力信号に基づいて、上記各点ごとの各血流速度を求める血流速度演算部と、上記血流速度演算部で求められた血流速度を表示する表示部と、上記MTIフィルタの出力信号の、上記各点ごとの各信号レベルを求めるレベル演算部と、上記MTIフィルタによる、上記受信信号の信号レベルの減衰量を上記各点ごとに求める減衰量演算部と、上記血流速度演算部で求められた上記各点ごとの各血流速度のうち、上記レベル演算部で求められた信号レベルが所定の第1の閾値以上の信号レベルであり、かつ上記レベル演算部で求められた上記各点ごとの各信号レベルを、上記減衰量演算部で求め

られた上記各点ごとの減衰量を用いて上記MTIフィルタによる減衰を受けなかったときの信号レベルに補正した場合に、この補正された信号レベルが所定の第3の閾値以下の信号レベルである点の血流速度のみを通過させるセクタとを備え、上記表示部は、上記セクタを通過した血流速度を表示するものであることを特徴とする。

【0028】このように、MTIフィルタの出力信号レベルを、MTIフィルタで減衰を受けなかったときの信号レベルに補正し、その信号レベルに基づいて、明らかにクラッタ成分と見なせる信号から求めた血流速度を、セクタで選別して表示部に表示させないので、血流速度をより精度よく表示することができる。

【0029】上記目的を達成する本発明の超音波診断装置は、被検体内への超音波パルスの送波と該被検体内で反射して戻ってきた反射超音波の受信とを複数回繰り返し、この繰り返しの中に得られた受信信号に基づいて被検体内の超音波送受信域内の各点の血流速度を求めて表示する超音波診断装置において、クラッタ成分と血流成分との双方の信号成分を含む受信信号中のクラッタ成分を減衰させることにより血流成分を抽出するフィルタリング処理を行う、係数が変更自在に設定され、設定された係数に応じた周波数特性を示すMTIフィルタと、上記MTIフィルタの出力信号に基づいて、上記各点ごとの各血流速度を求める血流速度演算部と、上記血流速度演算部で求められた血流速度を表示する表示部と、上記MTIフィルタの出力信号の、上記各点ごとの各信号レベルを求めるレベル演算部と、上記MTIフィルタ通過前の受信信号に基づいて、上記各点ごとの動きの速度を求める動き速度演算部と、上記血流速度演算部で求められた上記各点ごとの各血流速度のうち、上記レベル演算部で求められた信号レベルが所定の第1の閾値以上の信号レベルであり、かつ上記血流速度演算部で求められた上記各点ごとの各血流速度のうち、該血流速度演算部で求められた血流速度と上記動き速度演算部で求められた動きの速度との差分が所定の第4の閾値を越えている点の血流速度のみを通過させるセクタを備え、上記表示部は、上記セクタを通過した血流速度を表示するものであることを特徴とする。

【0030】このように、クラッタ成分と血流成分との信号のレベル差が大きい被検体内の各点からの受信信号については、MTIフィルタの入力信号から求めた速度をクラッタ成分の速度と見なすとともに、MTIフィルタ通過後の信号から求めた速度との差分を求め、クラッタ成分の速度と血流速度とを選別することによっても精度の高い血流速度を表示することができる。

【0031】

【発明の実施の形態】以下に、本発明の超音波診断装置の第1の実施形態について説明する。

【0032】図4は、第1の実施形態の超音波診断装置

を示す図である。

【0033】図4に示すように、本実施形態の超音波診断装置は、パルス波の送信回路41と、複数の振動子が配列されたプローブ40と、プローブから受信信号を得る受信回路42と、受信信号を直交検波する直交検波器43と、直交検波後の高周波分を除去するローパスフィルタ44と、アナログ信号をデジタル信号に変換するA/D変換器45と、表示する血流速度を求める血流表示部46と、プローブから得た電気信号から断層像情報を得る断層像処理回路48と、求めた血流速度もしくは断層像情報を表示する表示装置47とを備えている。

【0034】送信回路41と受信回路42は、図示しない切り替え部を介してプローブと接続され、受信回路42は、直交検波器43と接続され、直交検波器43で2系統の信号(実部I、虚部Q)はそれぞれ、A/D変換器44、血流表示部46に直列に接続されている。また、断層像処理回路48は、受信回路42の入力端子に接続されている。

【0035】送受信回路41で発生した励振電圧は、プローブ40に備えられた図示しない振動子に印加されてその振動子を励振し、その振動子は図示しない人体の内部に超音波パルスを送波する。人体の内部で反射した反射超音波は図示しない振動子で受波されて電気信号に変換され、受信回路42で受信されて受信信号となる。この超音波パルスの送受を複数回繰り返すことにより人体内の超音波送受信域内の各点からの受信信号を得る。

【0036】受信信号は、その後、直交検波器43で互いに位相が90度ずれた参照信号(サイン波、コサイン波)と掛け合わせる直交検波が行われて、実部Iと虚部Qからなる2系統の信号になる。各系統の信号は、ローパスフィルタ44により高周波成分が除去された後、A/D変換器45でアナログ信号からデジタル信号に変換される。A/D変換器45で変換されたデジタル化された受信信号中には、臓器壁や弁などの運動体で反射したクラッタ成分と血流で反射した血流成分が含まれているので、クラッタ成分を減衰させることにより血流成分を抽出し、その血流成分から血流速度と分散とを求め、求めた血流速度を、表示させるか否かを信号パワーに基づいて選別する血流表示部46に送られる。血流表示部46で選別された血流速度は表示装置47で表示される。

【0037】一方、振動子で受波されて変換された電気信号は、分岐されて断層像処理回路48にも送られる。断層像処理回路48は、超音波パルスを送波してから反射超音波を受波するまでの時間と、得られた電気信号の振幅とを基に画像処理され、人体組織の断層像情報を得る。その断層像情報は、人体組織の断層像として表示装置47に表示される。

【0038】血流表示部46は、さらに、受信信号中に含まれるクラッタ成分と血流成分のうちの、クラッタ成

分を減衰させて血流成分を抽出するフィルタリング処理を行うMTIフィルタ51と、MTIフィルタの出力信号を相関関数を用いて相関演算することにより、人体内の各点ごと複数の信号から各点ごとの血流速度を求める血流速度演算部52と、MTIフィルタに入力される受信信号の、人体内の各点ごとの各信号パワーを求める第1レベル演算部56と、第1レベル演算部56により求められた人体内の各点ごとの各信号パワーに応じて、MTIフィルタの係数を設定する係数設定部55と、MTIフィルタの出力信号の、人体内の各点ごとの各信号パワーを求める第2レベル演算部54と、第2レベル演算部54で求められた信号パワーを第1の閾値と比較するとともに第1レベル演算部56で求められた信号パワーを第2の閾値と比較し、比較した信号パワーが第1の閾値以上で、かつ第2の閾値以下であるときは識別記号(1)を出力し、それ以外のときは識別記号(0)を出力する図示しない比較回路を介して入力される識別記号に基づいて、SWを切り替えて血流速度演算部52で求められた人体内の各点ごとの各血流速度を通過させたり、阻止したりするセクタ53とを備えている。

【0039】ここで、本実施形態のセクタは、本発明の第1のセクタと第2のセクタに相当する。また、MTIフィルタ51は、フィルタ係数を変更することが可能なデジタルフィルタであり、係数設定部55により、フィルタ係数が設定されると、その設定されたフィルタ係数に応じて周波数特性を変化させることができる。さらに、係数設定部55は、MTIフィルタのフィルタ係数と、人体内の診断部位もしくはMTIフィルタに入力される信号パワーなどの対応表(ルックアップテーブル。以下「LUT」と称する。)55aを備えており、そのLUT55aに基づいてMTIフィルタのフィルタ係数が設定される。

【0040】A/D変換器45の出力端子は、MTIフィルタと第1レベル演算部に接続され、第1レベル演算部の出力端子は、係数設定部55とに接続され、係数設定部55は、MTIフィルタに接続されている。MTIフィルタの出力端子は、血流速度演算部52および第2レベル演算部54に接続され、血流速度演算部52の出力端子はセクタ53に接続され、セクタ53の出力端子は表示装置に接続されている。また、第1レベル演算部および第2レベル演算部54の出力端子はセクタ53に接続されている。なお、図4では、第1レベル演算部および第2レベル演算部54の出力端子がそれぞれセクタ53に接続されるように図解されているが、これらの出力端子は、それぞれ図示しない比較回路に入力され、比較回路の出力は一括されてセクタに入力される。

【0041】血流表示部では、オペレータによって血流速度を画像表示させたい診断部位が指定されると、係数設定部55は、MTIフィルタ51をその指定部位に応

じたフィルタ係数により初期設定する。そして、プローブ40から超音波パルスが送波され、ある1点で反射した受信信号のレベルが第1レベル演算部で求められると、係数設定部55は、その受信信号の信号パワーに応じてフィルタ係数を再設定する。

【0042】ここで、クラッタ成分の信号パワーは、血流成分が通常取り得るレベルよりも数10デシベル以上高い場合がほとんどである。したがって、第1レベル演算部56により、血流成分が取り得るレベルよりも大きい信号パワーが求められたときには、その求められた信号パワーの大きさに対応して、MTIフィルタ51の減衰量が大きくなるように係数設定部55のLUT55aを構成しておけば、第1レベル演算部55で1点1点信号パワーが求められた都度、MTIフィルタ51の係数をLUT55aに基づいて設定し、その設定されたMTIフィルタ51によってフィルタリングするので、クラッタ成分を、第1の閾値未満の信号パワーに減衰させることができる。

【0043】MTIフィルタ51でフィルタリング処理がなされた人体のある1点から得た複数の受信信号は、血流速度演算部52で自己相関演算処理がなされ、ドブラ偏移周波数、すなわち血流速度と血流の方向、血流速度分布および血流速度の分散が求められる。求められた、人体の各点の血流速度はセレクトア53に送られる。血流速度演算部52で求められた、人体の各点の血流速度のうち、第2レベル演算部54により求められた信号パワーが、比較回路により第1の閾値未満の信号パワーであるとされたものは、セレクトア53が比較回路から出力される識別記号(0)によりノイズと見なしてその血流速度の通過を阻止する。しかし、第1レベル演算部56で求めた受信信号のパワーが大きい(明らかにクラッタ成分である)ものは、係数設定部55でフィルタ係数をどのように設定しても第1の閾値未満に減衰させることができない場合も起こり得る。

【0044】その場合は、第1レベル演算部56で求めた受信信号のパワーが、比較回路により第2の閾値以上であるとされたものは、セレクトア53が比較回路から出力する識別記号(0)によりクラッタ成分と見なしてその血流速度の通過を阻止し、比較回路により第2の閾値未満であるとされたものは、セレクトア53が比較回路から出力する識別記号(1)により血流成分と見なして、その血流速度を通過させる。セレクトア53を通過した血流速度は、表示装置47に表示される。

【0045】したがって、MTIフィルタ51によるフィルタリング処理では減衰させることが困難なクラッタ成分が、血流と誤認されて表示されるのを回避することができる。

【0046】本実施形態では、血流速度演算部52で求められた、人体各点の血流速度を表示させるか否か選別するセレクトア53は、本発明の第1のセレクトアが有する

ノイズを阻止する機能と本発明の第2のセレクトアが有するクラッタ成分を阻止する機能との双方の機能を備えているが、セレクトア53は必ずしも双方の機能を備える必要はなく、ノイズを阻止する機能のみ有するものであってもよい。また、測定部位によっては、必ずしもセレクトア53を備える必要はない。

【0047】次に本発明の超音波診断装置の第2の実施形態について説明する。

【0048】第1の実施形態では、MTIフィルタの入力信号パワーを求めて、MTIフィルタの周波数特性を変化させるとともに、その入力信号パワーが第2の閾値を越える受信信号から求めた血流速度は、クラッタ成分と見なしてセレクトアで通過を阻止している。これに対して、第2の実施形態では、MTIフィルタの出力信号パワーを求めて、その出力信号パワーをMTIフィルタによる減衰を受けなかったときの信号パワーに補正し、その補正された信号パワーが第3の閾値を越える受信信号から求めた血流速度は、クラッタ成分と見なしてセレクトアで通過を阻止する点が相違する。したがって、血流表示部は相違するが、それ以外は共通するので、血流表示部についてのみ説明する。

【0049】図5は、第2の実施形態の血流表示部を示す図である。

【0050】第2の実施形態の血流表示部は、図4に示した第1の実施形態の血流表示部と較べて、第3レベル演算部57と、信号レベルが第1の閾値以上で、かつ第3の閾値以下である点の血流速度を通過させるセレクトアを備える点が相違するが、それ以外の構成要素は共通するので、同一の構成要素には同一の符号を付し、相違点を中心に説明する。

【0051】図5に示す血流表示部は、MTIフィルタ51と、係数設定部55と、血流速度演算部52と、セレクトア53と、第1レベル演算部56と、第2レベル演算部54と、MTIフィルタの減衰量を求めてMTIフィルタ出力信号が減衰を受けなかったときの信号レベルに補正する第3レベル演算部57とを備えており、第3レベル演算部57の一部は、本発明の減衰量演算部に相当する。

【0052】第1レベル演算部56にはMTIフィルタ51の入力信号が入力されて信号パワーが求められる。第1レベル演算部56の出力は係数設定部55に入力され、係数設定部55は、第1レベル演算部56で求めた入力信号のレベルに応じてMTIフィルタ51のフィルタ係数を設定する。MTIフィルタ51の出力は、血流速度演算部52に入力されて血流速度が求められ、血流速度演算部52の出力は、セレクトア53に入力される。MTIフィルタ51の出力は、第2レベル演算部54で信号パワーが求められ、セレクトア53に入力される。第2レベル演算部54で求めた信号パワー、血流速度演算部52の出力(速度)、および係数設定部55で設定し

た係数情報は第3レベル演算部57にされ、第3レベル演算部57の出力は、セクタ53にされる。

【0053】なお、5では、第2レベル演算部54および第3レベル演算部57の出力端子がそれぞれセクタ53に接続されるように図解されているが、これらの出力端子は、それぞれ図示しない比較回路にされ、比較回路の出力は一括されてセクタにされる。

【0054】MTIフィルタは、受信信号中に含まれる比較的周波数の低いクラッタ成分およびクラッタ成分よりは周波数が高い血流成分のうちの、クラッタ成分を減衰させることにより血流成分を抽出するフィルタリング処理を行うハイパスフィルタであって、フィルタ係数を自在に設定することにより、その変更設定されたフィルタ係数に応じて周波数特性を変化させることができるデジタルフィルタが用いられる。なお、フィルタ係数の設定は、係数設定部55が行う。

【0055】係数設定部55は、MTIフィルタにされる、人体各点ごとの信号パワーに応じLUT55aを参照して、該当する信号パワーのフィルタ係数をMTIフィルタに設定する。

【0056】第1レベル演算部56は、MTIフィルタにされる、超音波の送受信を複数回繰り返して得られた複数個の受信信号に基づいて、人体内のある1点で反射した平均的な信号パワーを、人体内の各点それぞれについて求める。

【0057】第2レベル演算部54は、MTIフィルタから出力される出力信号の、人体内のある1点で反射した平均的な信号パワーを、人体内の各点それぞれについて求める。

【0058】血流速度演算部52は、入力された信号の相関を求める自己相関演算手段と、その相関から、ドプラ偏移周波数、血流速度、速度分散を求める速度演算手段とを有し、MTIフィルタから出力される、人体内の各点ごとの血流成分から、人体内の各点ごとの血流速度を求める。

【0059】第3レベル演算部は、MTIフィルタによる、受信信号の信号レベルの減衰量を各点ごとに求める減衰量演算機能と、第2のレベル演算部で求められた各点ごとの各信号パワーを、減衰量演算機能で求められた各点ごとの減衰量を用いてMTIフィルタによる減衰を受けなかったときの信号パワーに補正する補正機能とを備えている。そして、第2レベル演算部により求められたMTIフィルタ出力信号の信号パワーと、血流速度演算部52で求めた血流速度（出力信号の周波数）と、係数設定部55で設定したMTIフィルタ係数情報とが入力されると、それらを人体内の各点ごとに関係づけ、血流速度（出力信号の周波数）からMTIフィルタの減衰量を求めるとともに、その減衰量にMTIフィルタ出力信号の信号パワーを加算して、MTIフィルタで減衰を受けなかったときの信号パワーに補正する。

【0060】セクタ53は、血流速度演算部52で求めた血流速度が、血流成分による血流速度であるか、臓器壁、弁などのクラッタ成分が誤認された血流速度であるかを、血流表示部内の各セクションの信号パワーなどを参照して選別するもので、本実施形態では、ノイズを阻止する機能とクラッタ成分を阻止する機能との双方の機能を備えている。

【0061】血流速度演算部52で求められた、人体の各点の血流速度のうち、第2レベル演算部54により求められた信号パワーが、比較回路により第1の閾値未満の信号パワーであるとされたものは、セクタ53が比較回路から出力される識別記号（0）によりノイズと見なしてその血流速度の通過を阻止する。また、第3レベル演算部56で求めた補正された受信信号のパワーが大きい（明らかにクラッタ成分である）ため、比較回路により第3の閾値以上であるとされたものは、セクタ53が比較回路から出力する識別記号（0）によりクラッタ成分と見なしてその血流速度の通過を阻止し、比較回路により第3の閾値未満であるとされたものは、セクタ53が比較回路から出力する識別記号（1）により血流成分と見なして、その血流速度を通過させる。

【0062】ここで、本実施形態では、第3レベル演算部が、MTIフィルタの出力信号パワーを、MTIフィルタで減衰を受けなかったときの信号パワーに補正し、比較回路により第3の閾値を越えるか否かにより選別している。しかし、必ずしもMTIフィルタの出力信号パワーを補正する必要はなく、第3の閾値を補正し、その補正された閾値に基づいて選別してもよい。

【0063】また、本実施形態では、第1レベル演算部と係数設定部とを備え、係数設定部が第1レベル演算部で求めた入力信号のレベルに応じてMTIフィルタのフィルタ係数を設定している。しかし、第1レベル演算部と係数設定部とは必ずしも必要ではなく、診断部位に応じてフィルタ係数が設定されるものであっても適用される。

【0064】6は、第2の実施形態の血流表示部の作用を詳細に説明するための模式図である。

【0065】6において、第1段は、MTIフィルタにされる受信信号（クラッタ成分と血流成分）の信号パワー、第2段は、MTIフィルタを通過した後の信号パワー、第3段は、血流速度演算部で求めた血流速度（にはドプラ偏移後の周波数を示す。）とセクタの第1の閾値、第4段は、セクタにおける信号パワーと閾値（第1および第3の閾値）を示し、各段において、縦軸はデシベルで現したパワー、横軸は周波数をあらわしている。

【0066】なお、ここに模式的に示す受信信号のクラッタ成分と血流成分とは、運動速度が異なるため、ドプラ偏移後の周波数が比較的離れた状態となっている。

【0067】第1段に示すように、MTIフィルタは、

フィルタ係数がすでに設定された状態のもので、遷移領域が低周波域にあり、遷移領域では減衰量が大い(60dB)が、周波数が大きくなると飽和して一定になる周波数特性を持っている。クラッタ成分は、MTIフィルタの遷移領域がある低周波域に比較的大きなパワーで分布している。また血流成分は、クラッタ成分より高周波域に分布し、パワーはクラッタ成分より小さい。

【0068】第2段に示すように、MTIフィルタを通過した後の信号は、血流成分はほとんど減衰しないが、クラッタ成分は遷移領域に沿って大きく減衰する点と、あまり減衰しない点とが混在し、全体としては、血流成分と同程度の信号パワー(マイナス40dB以下)に減衰する。

【0069】第3段に示すように、MTIフィルタを通過した後の信号を血流速度演算部に入力し血流速度を求めると、クラッタ成分からは周波数 f_c なる血流速度が求められ、血流成分からは周波数 f_b なる血流速度が求められる。なお、それぞれの信号パワーは、第2レベル演算部で求められ、何れもセレクトアの第1の閾値(マイナス40dB)を越えているので、クラッタ成分の周波数 f_c なる血流速度もセレクトアを通過してしまう(表示装置で血流速度としてカラー表示される)。

【0070】そこで、第4段に示すように、第3レベル演算部は、第3段で求められた周波数 f_c 、および周波数 f_b におけるMTIフィルタの減衰量を求める。この減衰量は、第1段に示すように、クラッタ成分は P であり、血流成分はゼロである。そして、第3レベル演算部は、第3段に示した、第2レベル演算部で求められた信号パワーに P を加算することにより、MTIフィルタで減衰を受ける前のクラッタ成分の信号パワーを求め、比較回路は、第3レベル演算部で求めた信号パワーが第3の閾値(マイナス20dB)を越えていれば、識別記号(0)を出力し、第3の閾値以下であれば、識別記号(1)を出力するので、セレクトアは、識別記号が(0)のときは、血流速度演算部で求めた血流速度は、クラッタ成分によるものと見なして通過を阻止し、識別記号が(1)のときは、血流速度演算部で求めた血流速度は、血流成分によるものと見なして通過させる。

【0071】これにより、クラッタ成分の速度が、血流速度と誤認されて表示されるのを回避することができる。

【0072】次に、本発明の超音波診断装置の第3の実施形態について説明する。

【0073】第1の実施形態、および第2の実施形態では、第1もしくは第3レベル演算部で求めた信号パワーにより、セレクトアが血流速度演算部で求めた血流速度の通過を阻止する。これに対して、第3の実施形態では、血流速度演算部で求めた血流速度とMTIフィルタ通過前の受信信号の速度との差分により、セレクトアが血流速度演算部で求めた血流速度の通過を阻止する点が相違す

る。しかし、それ以外は共通するので、相違する血流表示部について説明する。

【0074】図7は、第3の実施形態の超音波診断装置の血流表示部を示す構成図である。

【0075】第2の実施形態の血流表示部では、MTIフィルタで減衰を受けたクラッタ成分の信号パワーが血流成分の信号パワーと同程度以上、あるいは血流の信号パワーよりやや小さい程度であるため、ノイズとみなされず、血流速度と誤認され表示されるのを、第3レベル演算部がMTIフィルタ通過後の信号パワーを、血流速度に基づいてMTIフィルタで減衰を受けなかったときの信号パワーに補正し、その信号パワーを比較回路で第3の閾値と比較した比較結果に基づいてセレクトアが選別することにより回避するという構成を採っている。これに対して第3の実施形態では、MTIフィルタの入力信号からその動きの速度を求める動き速度演算部を備え、その動き速度演算部で求めた動き速度と、血流速度演算部で求めた血流速度との差分を求め、その差分を第4の閾値と比較した比較結果に基づいてセレクトアが選別することにより回避する点は相違するが、それ以外の構成要素は共通する。したがって、同一の構成要素には同一の符号を付し、相違点を中心に説明する。

【0076】図7に示す血流表示部は、MTIフィルタ51と、係数設定部55と、MTIフィルタの出力信号から血流速度を求める血流速度演算部52と、クラッタ成分と血流成分とが合成された動き速度を求める動き速度演算部58と、セレクトア53と、第1レベル演算部56と、第2レベル演算部54と、動き速度と血流速度との差分を求める差分演算部59とを備えている。

【0077】第1レベル演算部56にはMTIフィルタ51の入力信号が入力され、第1レベル演算部56の出力は係数設定部55に入力され、係数設定部55は、MTIフィルタ51のフィルタ係数を設定する。MTIフィルタ51の出力は、血流速度演算部52に入力され、血流速度演算部52の出力は、セレクトア53に入力される。また、MTIフィルタ51の出力は、第2レベル演算部54で信号パワーが求められ、セレクトア53に入力される。一方、MTIフィルタ51の入力信号は、動き速度演算部58に入力され、その動き速度演算部58の出力と血流速度演算部52の出力とは、ともに差分演算部59に入力され、差分演算部59の出力はセレクトア53に入力される。

【0078】なお、図7では、第2レベル演算部54および差分演算部59の出力端子がそれぞれセレクトア53に接続されるように図解されているが、これらの出力端子は、それぞれ図示しない比較回路に入力され、比較回路の出力は一括されてセレクトアに入力される。

【0079】動き速度演算部58では、入力された信号の相関を求める自己相関演算手段と、その相関から、ドプラ偏移周波数、血流速度を求める速度演算手段とを有

し、MTIフィルタに入力される、人体内の各点ごとの受信信号（クラッタ成分および血流成分からなる。）から、人体内の各点ごとの動きの速度を求める。

【0080】この動きの速度は、MTIフィルタを通過する前の、クラッタ成分と血流成分とが合成された受信信号の速度であるが、通常、血流成分よりも信号パワーが数10デシベル以上大きいクラッタ成分の影響を強く受けるため、クラッタ成分の速度とみなすことができる。

【0081】差分演算部59は、動き速度演算部58で求めた、クラッタ成分の速度とみなせる動きの速度と、その速度を求めた受信信号がMTIフィルタで減衰を受けた信号成分に基いて血流速度演算部52で求めた血流速度とが入力され、それらの差分を求める。

【0082】セクタ53は、血流速度演算部52で求めた血流速度が、血流成分による血流速度であるか、臓器壁、弁などのクラッタ成分が誤認された血流速度であるかを選別するもので、本実施形態では、ノイズを阻止する機能とクラッタ成分を阻止する機能との双方の機能を備えている。

【0083】血流速度演算部52で求められた、人体の各点の血流速度のうち、第2レベル演算部54により求められた信号パワーが、比較回路により第1の閾値未満の信号パワーであるとされたものは、セクタ53が比較回路から出力される識別記号（0）によりノイズと見なしてその血流速度の通過を阻止する。また、第4レベル演算部59で求めた動きの速度と血流速度との差分が大きいと、比較回路により第4の閾値以上であるとされたものは、セクタ53が比較回路から出力する識別記号（1）により血流成分と見なしてその血流速度を通過させ、比較回路により第4の閾値未満であるとされたものは、セクタ53が比較回路から出力する識別記号（0）によりクラッタ成分と見なして、その血流速度の通過を阻止する。

【0084】ここで、第4の閾値は、必ずしも固定された値とする必要はなく、診断部位ごとの閾値を持ち、診断部位が指定されるとそれに応じて閾値を変化させることにしてもよい。また、本実施形態では、差分演算部59を設け、差分演算部59が動き速度と血流速度との差分を求めているが、動き速度演算部58にこの差分を求める機能を併合させてもよい。

【0085】さらに、本実施形態では、第1レベル演算部と係数設定部とを備え、係数設定部が第1レベル演算部で求めた入力信号のレベルに応じてMTIフィルタのフィルタ係数を設定している。しかし、第1レベル演算部と係数設定部とは必ずしも必要ではなく、診断部位に応じてフィルタ係数が設定されるものであっても適用される。

【0086】図8は、第3の実施形態の血流表示部の作用を詳細に説明するための模式図である。

【0087】図8において、第1段は、MTIフィルタに入力される受信信号（クラッタ成分と血流成分）の信号パワー、第2段は、MTIフィルタを通過した後の信号パワー、第3段は、動き速度演算部で求めた、クラッタ成分と血流成分とが合成された動きの速度と、血流速度演算部で求めた血流速度とに基いて差分演算部で求めた差分の速度（図にはドブラ偏移後の周波数を示す）、第4段は、第4のセクタで第4の閾値により選別された結果、をそれぞれ示し、各段において、縦軸はデシベルで現したパワー、横軸は周波数をあらわし、図の右側と左側とでは診断部位が異なっている。

【0088】第1段に示すように、MTIフィルタは、フィルタ係数がすでに設定された状態のもので、遷移領域が低周波域にあり、遷移領域では減衰量が大きい、周波数が大きくなると飽和して一定になる周波数特性を持っている。クラッタ成分は、MTIフィルタの遷移領域がある低周波域に比較的大きな信号パワーで分布している。一方血流成分は、クラッタ成分より高周波域に分布し、信号パワーはクラッタ成分より小さい。しかし、クラッタ成分の信号パワーと血流成分の信号パワーとの差は、図の右側の診断部位よりも、左側の診断部位の方が大きい。

【0089】MTIフィルタを通過した後の信号は、第2段に示すように、血流成分はほとんど減衰しないが、クラッタ成分は遷移領域に沿って大きく減衰する部分と、あまり減衰しない部分とが混在する。図の右側の診断部位では、クラッタ成分の信号パワーと血流成分の信号パワーの強さはほとんど差がない状態であるが、分布全体では血流成分の信号パワーの方が大きい。一方、図の左側の診断部位では、クラッタ成分の信号パワーが血流成分の信号パワーよりも極めて大きい状態はかわらない。

【0090】第1段に示すクラッタ成分の信号パワーと血流成分の信号パワーとから、受信信号の合成された動きの速度は、図の左側の場合も、図の右側の場合も、共に信号パワーの大きいクラッタ成分の速度 f_1 、 f_2 にほぼ等しくなる。

【0091】また、第2段に示す、MTIフィルタ通過後の信号により求めた血流速度は、図の左側では、クラッタ成分の信号パワーが血流成分の信号パワーより極めて大きいので、信号パワーが大きいクラッタ成分に強く影響されて、 f_c となる。一方図の右側では、血流成分の信号パワーの方が大きいので、血流成分による速度 f_b が求められる。

【0092】したがって、第3段に示すように、差分演算部でMTIフィルタ通過前後の信号から求めた速度の差分 f を求めると、図の右側では、 $f = f_b - f_2$ は大きく、図の左側では、 $f = f_c - f_1$ は小さい。

【0093】そこで、第4段に示すように、第4のセクタが差分演算部で求めた速度の差分 f が第4の閾値

で選別した結果、図の右側の診断部位では第4の閾値を越えるので通過させ、図の左側の診断部位では第4の閾値以下であるから通過が阻止される。

【0094】したがって、クラッタ成分の速度が、血流速度と誤認されて表示されるのを回避することができる。

【0095】

【発明の効果】以上、説明したように、本発明の超音波診断装置によれば、高次のMTIフィルタを用い、画像のフレームレートを犠牲にすることなく、MTIフィルタの入出力レベルを求めたり、受信信号の相関演算によりクラッタ成分の速度をを求める比較的少ない部品数で、血流速度をより精度よく画像表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】血流をカラー表示するために従来から用いられている血流表示部の概略構成図である。

【図2】ADAPTIVE WALL FILTERを用いた超音波診断装置を示す図である。

【図3】ADAPTIVE WALL FILTERを用いた血流プロセッサの詳細図である。

【図4】第1の実施形態の超音波診断装置を示す図である。

【図5】第2の実施形態の血流表示部を示す図である。

【図6】第2の実施形態の血流表示部の作用を詳細に説明するための模式図である。

【図7】第3の実施形態の超音波診断装置の血流表示部

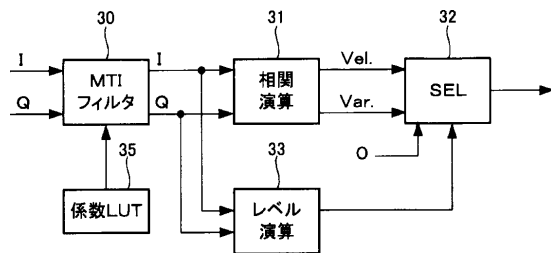
を示す構成図である。

【図8】第3の実施形態の血流表示部の作用を詳細に説明するための模式図である。

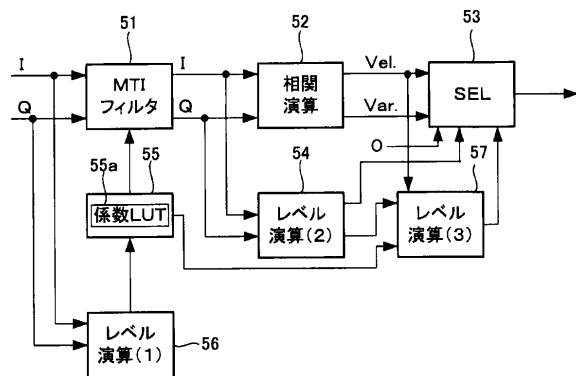
【符号の説明】

- 40 プロープ
- 41 送信回路
- 42 受信回路
- 43 直交検波
- 44 ローパスフィルタ
- 45 A/D変換器
- 46 血流表示部
- 47 表示装置
- 48 断層像処理回路
- 51 MTIフィルタ
- 52 血流速度演算部
- 53 セレクタ
- 53a 第1のセレクタ
- 53b 第2のセレクタ
- 53c 第3のセレクタ
- 54 第2レベル演算部
- 55 係数設定部
- 55a LUT
- 56 第1レベル演算部
- 57 第3レベル演算部
- 58 動き速度演算部
- 59 差分演算部

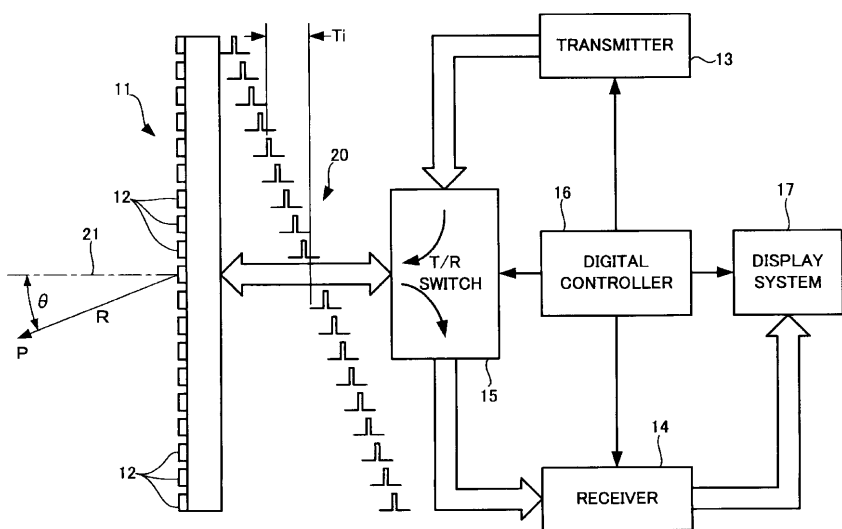
【図1】



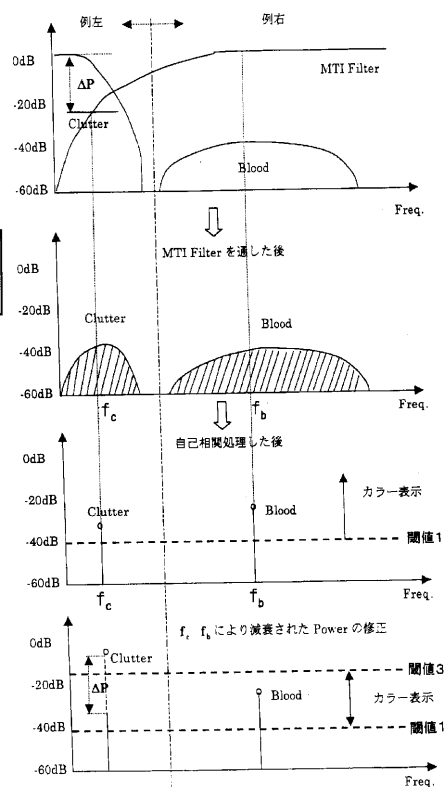
【図5】



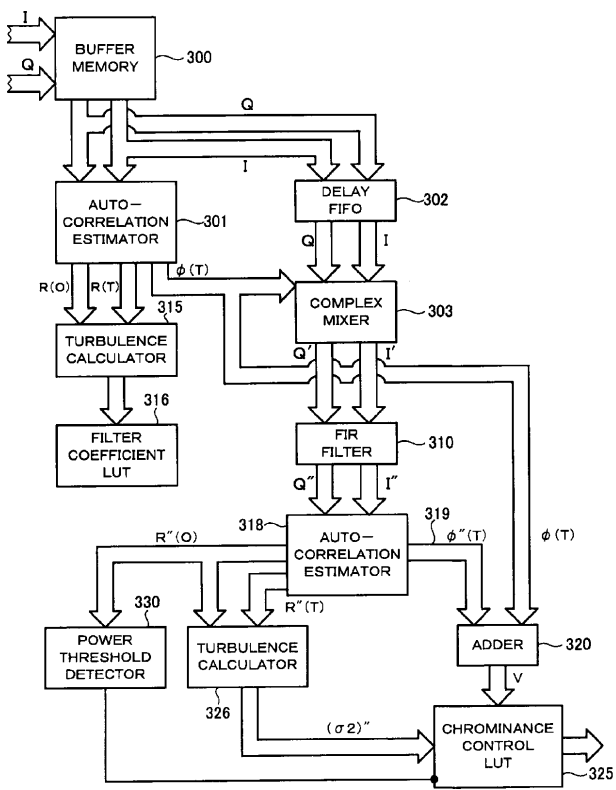
【図2】



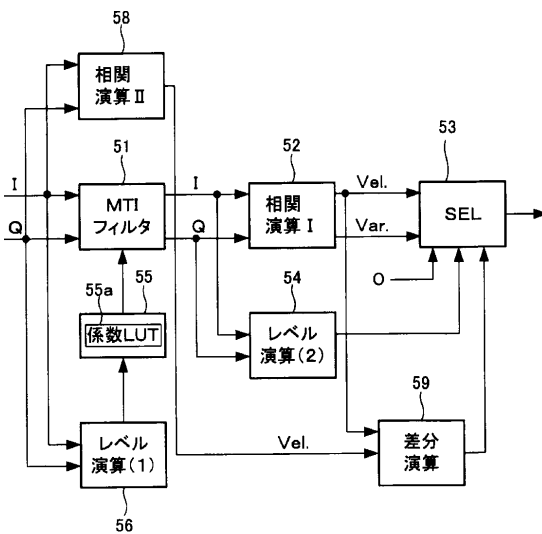
【図6】



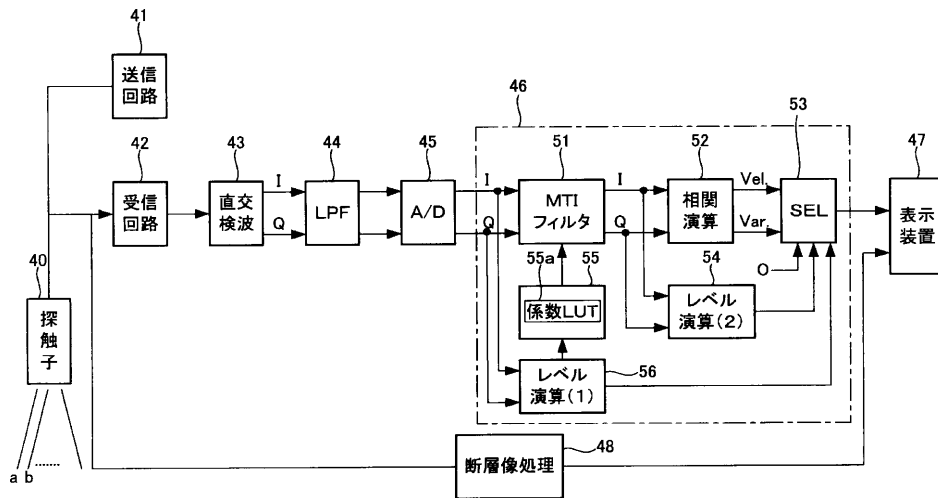
【図3】



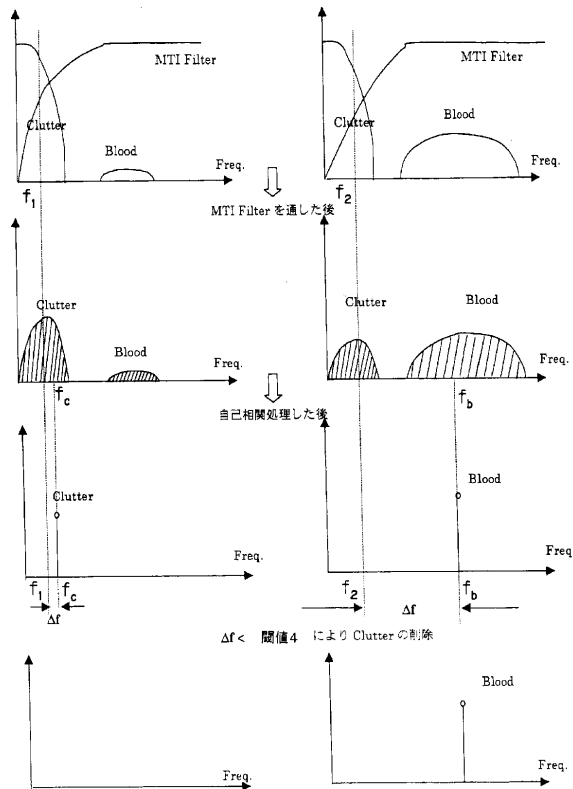
【図7】



【図4】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 倉島 寛行
 東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ
 電子株式会社内

(72)発明者 坪根 泉
 東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ
 電子株式会社内

Fターム(参考) 4C301 DD01 DD02 EE05 EE10 EE11
HH54 JB17 JB23 JB27 JB28
JB29 JB32 JB36 JB42 KK02
KK22 LL05
4C601 DD03 DE01 EE07 EE09 JB21
JB23 JB24 JB28 JB30 JB33
JB34 JB35 JB36 JB40 JB41
JB43 JB45 JB47 JB51 KK02
KK18 KK19 LL01 LL05

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2003250802A	公开(公告)日	2003-09-09
申请号	JP2002057404	申请日	2002-03-04
[标]申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	福田电子株式会社		
[标]发明人	吳弘敏 白井岳士 倉島寛行 坪根泉		
发明人	吳弘敏 白井岳士 倉島寛行 坪根泉		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8981		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/EE05 4C301/EE10 4C301/EE11 4C301/HH54 4C301/JB17 4C301/JB23 4C301/JB27 4C301/JB28 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JB36 4C301/JB42 4C301/KK02 4C301/KK22 4C301/LL05 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB28 4C601/JB30 4C601/JB33 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB51 4C601/KK02 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/LL01 4C601/LL05 4C601/EE08		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用低阶MTI滤波器准确地显示血流速度图像而不牺牲图像的帧速率。用于获得和显示对象中的超声波发送和接收区域中的每个点处的血流速度的超声诊断设备包括MTI滤波器51，用于获得每个点的每个血流速度的血流速度计算部分显示部分47，用于显示由血流速度计算部分52获得的血流速度，第一级计算部分，用于在通过MTI滤波器51之前获得接收信号的每个点的信号电平如图56所示，系数设定部55用于设定系数，使得当信号电平增加时仅提取高频分量.MTI滤波器51是使第一电平计算部56产生信号的电路。在确定电平并且系数设置部分55设置对应于信号电平的系数之后，对一个点执行滤波处理。

