

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-255322

(P2006-255322A)

(43) 公開日 平成18年9月28日(2006.9.28)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2005-80421 (P2005-80421)
 (22) 出願日 平成17年3月18日 (2005.3.18)

(71) 出願人 000005821
 松下電器産業株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 100093067
 弁理士 二瓶 正敬
 (72) 発明者 福元 剛智
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下
 電器産業株式会社内
 (72) 発明者 萩原 尚
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下
 電器産業株式会社内
 (72) 発明者 西垣 森緒
 大阪府門真市大字門真1006番地 松下
 電器産業株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DE04 EE04 JB30
 JB33 JB36 JB40 KK19

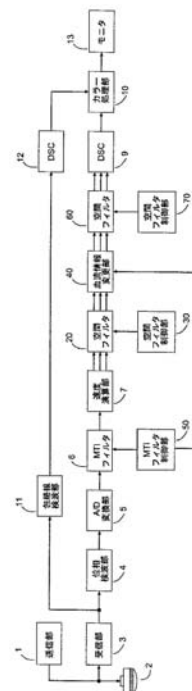
(54) 【発明の名称】 超音波ドブラ血流計

(57) 【要約】

【課題】 背景ノイズの少ない鮮明なカラー画像が得られる超音波ドブラ血流計を提供する。

【解決手段】 超音波送受信手段1、2、3が生体中に超音波を送信し、血流からのエコーを受信すると、位相検波手段4がエコー信号を位相検波し、MTIフィルタ6がその低周波信号成分を除去し、得られた信号から血流情報算出手段7が血流情報の2次元分布を算出し、第1の空間フィルタ20が2次元フィルタリングを施し、血流情報変更手段40が所定の条件下で血流情報をゼロ又は適切な値に変更し、さらに、第2の空間フィルタ60が血流情報に2次元フィルタリングを施すと、表示手段13が血流情報の画像表示を行う。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体中に超音波を送信し、前記生体中の血流から超音波のエコーを受信する超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段で受信されたエコー信号を入力し、位相検波して出力する位相検波手段と、

前記位相検波手段の出力信号を入力し、低周波信号成分を除去して出力するMTIフィルタと、

前記MTIフィルタの出力信号に基づき、前記生体中の血流速度、血流エコー強度及び血流速度分散のそれぞれについて、超音波の進行方向とその走査方向とで定義される2次元領域に分布する2次元分布データを算出する血流情報算出手段と、 10

前記血流情報算出手段で算出された2次元分布データを入力し、これらの2次元分布データごとに2次元フィルタリングを施して出力するか、又は、所定のサンプル点のデータを出力するように設定することが可能な第1の空間フィルタと、

前記第1の空間フィルタの出力データを入力し、前記MTIフィルタの遮断特性と前記第1の空間フィルタから出力された血流エコー強度データとが所定の条件を満たしている場合、入力データをそのまま出力し、所定の条件を満たしていない場合、血流速度データ及び血流速度分散データの少なくとも一方をゼロに変更して出力する血流情報変更手段と、

前記血流情報変更手段から出力された血流速度データ、血流エコーデータ及び血流速度分散データを入力し、超音波走査に応じた形状に座標変換して血流情報を画像表示する表示手段とを備えた、 20

超音波ドプラ血流計。

【請求項 2】

前記血流情報変更手段と前記表示手段との間に設けられ、前記血流情報変更手段から出力された血流速度データ、血流エコーデータ及び血流速度分散データを入力し、これらの2次元分布データごとに2次元フィルタリングを施して出力するか、又は、所定のサンプル点のデータを出力するように設定することが可能な第2の空間フィルタを備えた、請求項1に記載の超音波ドプラ血流計。

【請求項 3】 30

前記第1の空間フィルタは、前記血流エコー強度データに対して常に2次元フィルタリングを施すように設定される、請求項1又は2に記載の超音波ドプラ血流計。

【請求項 4】

前記第2の空間フィルタが前記血流情報変更手段によって生ずる血流情報中の雑音を除去する機能を有する、請求項1から3のいずれか1つに記載の超音波ドプラ血流計。

【請求項 5】

前記第2の空間フィルタが、前記第1の空間フィルタから出力された血流エコー強度が設定された閾値より小さい場合、血流速度データ及び血流速度分散データをゼロに置き換える手段を有する、請求項1から4のいずれか1つに記載の超音波ドプラ血流計。

【請求項 6】 40

前記第1の空間フィルタでの2次元フィルタリングが非線形変換で表現される、請求項1から5のいずれか1つに記載の超音波ドプラ血流計。

【請求項 7】

前記第2の空間フィルタでの2次元フィルタリングが非線形変換で表現される、請求項1から6のいずれか1つに記載の超音波ドプラ血流計。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用分野において超音波のドプラ現象を利用して生体中の血流情報を測定し、血流分布を生体の断層像と重ね合わせて画像表示する超音波ドプラ血流計に関するもの 50

である。

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波のドブラ現象を利用して生体中の血流分布を色に対応させ、白黒の2次元断層像と重ね合わせて表示する従来装置として超音波2次元ドブラ血流計（カラーフロー装置）が知られている（例えば、下記の特許文献1参照）。図7は従来の超音波2次元ドブラ血流計の構成を示すブロック図である。

【0003】

図7において、送信部1の出力端にプローブ2が接続され、このプローブ2に受信部3の入力端が接続されている。受信部3の出力端には、血流情報を得るための位相検波部4、A/D変換部5、MTI（Moving Target Indicator）フィルタ6、速度演算部7、閾値処理部8及びDSC（デジタル・スキャン・コンバータ）9が順に接続される一方、Bモード信号（断層信号）を得るために包絡線検波部11及びDSC12が順に接続されており、さらに、DSC9及びDSC12の各出力端がカラー処理部10の入力端に接続され、このカラー処理部10の出力端にモニタ13が接続されている。

10

【0004】

次に、図7に示した超音波2次元ドブラ血流計の動作について説明する。送信部1は、プローブ2を介して、図示省略の生体に超音波パルスを照射する。生体に照射された超音波パルスのエコーは、同じくプローブ2によって電気信号に変換されて受信部3に供給される。この電気信号は受信部3で増幅された後、位相検波部4に加えられ、この位相検波部4によって位相検波されてドブラ偏移信号となる。このドブラ偏移信号はA/D変換部5によってデジタルデータに変換されてMTIフィルタ6に入力される。MTIフィルタ6においては、その入力信号から不要な体組織からの信号である低周波信号成分が除去される。低周波信号成分が除去された信号は速度演算部7に加えられる。そして、速度演算部7において、血流速度、血流エコー強度及び血流速度分散（以下、血流速度データ、血流エコー強度データ及び血流速度分散データとも言う）でなる血流情報が算出される。この血流情報は閾値処理部8に入力され、血流エコー強度があらかじめ設定された閾値より大きい場合にはそのまま出力され、閾値より小さい場合には血流情報はゼロに置き換えられる。この処理は血流エコー強度の小さい血流情報がカラーデータとして画像表示されないようにするための処理である。このようにして閾値処理された血流情報は、DSC9に入力され、ここで超音波操作に応じた形状に座標変換されてカラー処理部10に加えられる。一方、受信部3で増幅された電気信号は包絡線検波部11にも加えられ、この包絡線検波部11で包絡線検波されてからDSC12で座標変換されてBモード信号としてカラー処理部10に加えられる。カラー処理部10では、DSC9で座標変換された血流情報と、DSC12で座標変換されたBモード信号とが混合される。混合された信号がモニタ13に加えられて2次元血流情報が映し出される。その際、血流情報がゼロでない画素は血流情報としてカラーで表示され、血流情報がゼロの画素はBモード信号が白黒の濃淡として表示される。

20

30

【特許文献1】特開昭63-275330号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述した従来の超音波2次元ドブラ血流計において閾値処理を行うとき、雑音の強度が確率的に分布するため、血流の存在しない領域において閾値を超える血流エコー強度を持つノイズが存在する。これとは逆に、ノイズの影響が大きい場合、血流の存在する領域において血流エコー強度が閾値を下回ってしまうこともある。そのため、本来、血流の存在しない領域に孤立したカラー画像が現れたり、本来、血流が存在する領域に黒抜けが生じたりして血流の存在する領域と存在しない領域との境界が不自然になりやすかった。

【0006】

また、前処理において次のような問題もあった。ここで、MTIフィルタ6の周波数特

50

性を図 8 に示す。図中、 F_r は超音波パルスの繰り返し周波数であり、領域 B は血流信号の周波数領域であり、領域 C はクラッタ領域であり、 F_w は血流信号の周波数領域 B とクラッタ領域 C とを分ける境界周波数である。MTI フィルタ 6 には血管壁などの組織からの低周波の信号（クラッタ信号）を除去するためにハイパスフィルタの特性を持たせてある。理想的な MTI フィルタ 6 の特性は、クラッタ領域 C のゲインは 0 で、血流領域 B のゲインは 1 であるが、実際には図 8 に示すように、血流領域 B の低い周波数部分である領域 L B、すなわち、低速血流からのエコー信号領域においてゲインが低くなってしまう。そこで、例えば図 9 に示すように、位相検波されたエコー信号として、強度が同じである周波数 H、L のエコー信号が得られたとする。これらのエコー信号が MTI フィルタ 6 を通過した後においては、図 10 に示すようにゲインの異なる信号レベルとなり、もし閾値レベルが図 10 中に示したように周波数 L よりも大きく、周波数 H よりも小さく設定されておれば、低い周波数 L を持つ血流は、高い周波数 H を持つ血流と同じ強度で受信されたとしても表示されないことになる。そこで、周波数 L の信号を表示するために、閾値レベルを下げる方法が考えられるが、それによってノイズが増加し、画質が劣化するという弊害が生じてしまう。

10

20

30

40

50

【0007】

上述したように、ノイズの影響が大きい場合、エコー信号が MTI フィルタ 6 を通過した後においてゲインの異なる信号レベルとなる場合のいずれにおいても、画像の信号対雑音比（以下、 S/N と略記する）が小さくなり、診断の弊害となってしまう。このような画像の S/N の低下を回避する方法として、簡単に思いつくのは、閾値処理によって得られた画像を空間フィルタにより平滑化する方法である。しかし、雑音が大きい場合、つまり、 S/N が小さい場合、フィルタリングにおいて画像の S/N の改善に重点をおくと、画像にボケが生じて不鮮明な画像になってしまう。

【0008】

本発明は上記の事情を考慮してなされたもので、その目的は、背景ノイズの少ない鮮明なカラー画像が得られる超音波ドブラ血流計を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波ドブラ血流計は、生体中に超音波を送信し、生体中の血流から超音波のエコーを受信する超音波送受信手段と、超音波送受信手段で受信されたエコー信号を入力し、位相検波して出力する位相検波手段と、位相検波手段の出力信号を入力し、低周波信号成分を除去して出力する MTI フィルタと、MTI フィルタの出力信号に基づき、生体中の血流速度、血流エコー強度及び血流速度分散のそれぞれについて、超音波の進行方向とその走査方向とで定義される 2 次元領域に分布する 2 次元分布データを算出する血流情報算出手段と、血流情報算出手段で算出された 2 次元分布データを入力し、これらの 2 次元分布データごとに 2 次元フィルタリングを施して出力するか、又は、所定のサンプル点のデータを出力するように設定することが可能な第 1 の空間フィルタと、第 1 の空間フィルタの出力データを入力し、MTI フィルタの遮断特性と第 1 の空間フィルタから出力された血流エコー強度データとが所定の条件を満たしている場合、入力データをそのまま出力し、所定の条件を満たしていない場合、血流速度データ及び血流速度分散データの少なくとも一方をゼロに変更して出力する血流情報変更手段と、血流情報変更手段から出力された血流速度データ、血流エコーデータ及び血流速度分散データを入力し、超音波走査に応じた形状に座標変換して血流情報を画像表示する表示手段とを備える。

【0010】

このように構成することによって、従来装置での閾値処理において画像の S/N 低下の原因である血流エコー強度に含まれる雑音が、第 1 の空間フィルタによって除去される。また、従来装置の閾値処理において MTI フィルタの遮断特性上、やむを得ず減衰され、雑音として除去されたり、本来雑音として表示されるべきでない低速血流信号が血流情報変更手段によって適切に変更されて表示される。

【0011】

また、本発明に係る超音波ドブラ血流系は、血流情報変更手段と表示手段との間に設けられ、血流情報変更手段から出力された血流速度データ、血流エコーデータ及び血流速度分散データを入力し、これらの２次元分布データごとに２次元フィルタリングを施して出力するか、又は、所定のサンプル点のデータを出力するように設定することが可能な第２の空間フィルタを備える。

このように構成することによって、第１の空間フィルタと血流情報変更手段による画像のＳ／Ｎの改善が不十分であった場合、第２の空間フィルタによってこれを補うことが可能になる。また、第２の空間フィルタでのフィルタリングの際に生ずる画像のボケによって、やむを得ず血流領域が本来血流が存在しない領域まで肥大化してしまうことを防ぐことが可能になる。

10

【００１２】

また本発明に係る超音波ドブラ血流計は、第１の空間フィルタが、血流エコー強度データに対して常に２次元フィルタリングを施すように設定される。

このように構成することによって、改善したい画像のＳ／Ｎによって適宜構成を変更することができるので、画像処理に対して最適な構成が実現可能になる。

【００１３】

また、本発明に係る超音波ドブラ血流計は、第２の空間フィルタが血流情報変更手段によって生ずる血流情報中の雑音を除去する機能を有している。

このように構成することによって、血流情報変更手段での非線形処理に起因して生ずる高周波成分の雑音を除去することができ、画像のＳ／Ｎを高くすることができる。

20

【００１４】

また、本発明に係る超音波ドブラ血流計は、第２の空間フィルタが、第１の空間フィルタから出力された血流エコー強度が設定された閾値より小さい場合、血流速度データ及び血流速度分散データをゼロに置き換える手段を有している。

このように構成することによって、第１の空間フィルタと血流情報変更手段とでは不十分であった画像のＳ／Ｎ改善に対処できる他、第２の空間フィルタでのフィルタリングの際に生ずる画像のボケによって、やむを得ず血流領域が本来血流が存在しない領域にまで肥大化してしまうことを防ぐことができる。

【００１５】

また、本発明に係る超音波ドブラ血流計は、第１の空間フィルタでの２次元フィルタリングが非線形変換で表現されるフィルタ手法である。

30

このように構成することによって、第１の空間フィルタにて着目画素周辺の荷重平均和などの平滑化フィルタリングを行う場合と比較して画像のボケを抑えることが可能となる。

【００１６】

また、本発明に係る超音波ドブラ血流計は、第２の空間フィルタでの２次元フィルタリングが非線形変換で表現されるフィルタ手法である。

このように構成することによって、第１の空間フィルタにて着目画素周辺の荷重平均和などの平滑化フィルタリングを行う場合と比較して画像のボケを抑えることが可能となる。

40

【発明の効果】

【００１７】

上記のように構成することによって、従来装置での閾値処理において画像のＳ／Ｎ低下の原因である血流エコー強度に含まれる雑音が、第１の空間フィルタによって除去される。また、従来装置の閾値処理においてＭＴＩフィルタの遮断特性上、やむを得ず減衰され、雑音として除去されたり、本来雑音として表示されるべきでない低速血流信号が血流情報変更手段によって適切に変更されて表示される。さらに、第２の空間フィルタの自由度が大きくなる他、第１の空間フィルタと血流情報変更手段による画像のＳ／Ｎの改善が不十分であった場合、第２の空間フィルタによってこれを補うことが可能になる。また、第２の空間フィルタでのフィルタリングの際に生ずる画像のボケによって、やむを得ず血流

50

領域が本来血流が存在しない領域まで肥大化してしまうことを防ぐことが可能になる。この結果、背景ノイズの少ない鮮明なカラー画像が得られる超音波ドプラ血流計を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明を図面に示す好適な実施の形態に基づいて詳細に説明する。図1は本発明に係る超音波ドプラ血流計の一実施の形態の構成を示すブロック図であり、図中、送信部1、プローブ2、受信部3、位相検波部4、A/D変換部5、MTIフィルタ6、速度演算部7、DSC9、カラー処理部10、包絡線検波部11、DSC12及びモニタ13については、それぞれの構成及び動作が図7に示した従来装置を構成する要素と同一であるので、同一の符号を付してそれらの説明を省略する。なお、送信部1、プローブ2及び受信部3で本発明の超音波送受信手段を構成しており、速度演算部7が本発明の血流情報算出手段に対応している。

10

【0019】

図1に示した一実施の形態が図7に示した従来装置と異なる点は、従来装置において速度演算部7とDSC9との間に接続されていた閾値処理部8が除去され、その代わりに、空間フィルタ制御部30によって制御される第1の空間フィルタとしての空間フィルタ20と、血流情報変更部40と、空間フィルタ制御部70によって制御される第2の空間フィルタとしての空間フィルタ60とが速度演算部7とDSC9との間に順次接続されており、さらに、MTIフィルタ6及び血流情報変更部40を制御するMTIフィルタ制御部50が設けられていることにある。以下、従来装置と構成を異にする部分について、その構成及び動作について詳細に説明する。

20

【0020】

図2は空間フィルタ20の詳細な構成を示すブロック回路図であり、速度演算部7から出力される血流情報として血流速度データ26a、血流エコー強度データ26b、血流速度分散データ26c（図中、速度、エコー強度、速度分散と略記する）をそれぞれ一時的に記憶し、着目サンプル点とそれに隣接する複数の近傍サンプル点のデータを同時に出力するメモリ21a、21b、21cと、これらのメモリ21a、21b、21cからそれぞれ同時に出力されたサンプル点のデータに対して、メモリごとに2次元のフィルタリングを行う2次元フィルタ演算器22a、22b、22cと、メモリ21a、21b、21cから出力される着目サンプル点のデータ又は2次元フィルタ演算器22a、22b、22cから出力されるデータを選択するセクタ23a、23b、23cとを備えている。

30

【0021】

この場合、セクタ23aの入力端には、メモリ21aの着目サンプル点のデータ25aを出力する出力端と2次元フィルタ演算器22aの出力端とが接続され、同じく、セクタ23bの入力端には、メモリ21bの着目サンプル点のデータ25bを出力する出力端と2次元フィルタ演算器22bの出力端とが接続され、また、セクタ23cの入力端には、メモリ21cの着目サンプル点のデータ25cを出力する出力端と2次元フィルタ演算器22cの出力端とが接続されている。そして、セクタ23a、23b、23cは空間フィルタ制御部30（図1参照）からユーザーの設定操作に応じて出力されるセレクト信号27によってデータ選択を制御するように構成されている。

40

【0022】

ここで、例えば、血流エコー強度にのみ2次元フィルタリングを施したい場合には、セクタ23bのみが2次元フィルタ演算器22bの出力を選択し、セクタ23aではメモリ21aから出力される着目サンプル点のデータ25aを選択し、セクタ23cではメモリ21cから出力される着目サンプル点のデータ25cを選択するように、空間フィルタ制御部30でのユーザーの設定操作によりセレクト信号27を発生すればよい。なお、血流速度、血流エコー強度、血流速度分散のうちどの情報に対して2次元フィルタリングを施すかは、所望の出力が得られるように設定すればよいが、少なくとも血流エコー強度については2次元フィルタリングを施すように設定する。そうすることによって、後述

50

する血流情報変更部40で決定される血流情報の表示位置をS/Nの大きい血流エコー強度データに基づいて決定することができる。この結果、従来装置において、本来血流が存在しない領域の境界が不自然になることを防ぐことができ、画像のS/Nが改善される。

【0023】

図3は互いに同一に構成されるメモリ21a、21b、21cのうち、例えば、メモリ21aの詳細な構成を示すブロック図である。図3において、速度演算部7から血流速度データ26aが送り込まれる経路に、1つの音響線データを保持することができるラインメモリ211a、211bがカスケードに接続され、さらに、ラインメモリ211bの後段には1つのデータを保持することができるラッチ212a、212bが、ラインメモリ211aの後段にも1つのデータを保持することができるラッチ212c、212dが、さらに、ラインメモリ211aの前段にも1つのデータを保持することができるラッチ212e、212fがそれぞれカスケードに接続されている。これにより、ラッチ212cの出力端から着目サンプル点のデータ213eが得られるとともに、これと同じ音響線の前後のデータ213d、213fがラッチ212dの出力端及びラッチ212cの入力端から得られ、さらに、1つ前の音響線の3個のデータ213a、213b、213cがラッチ212bの出力端、ラッチ212aの出力端、ラッチ212aの入力端からそれぞれ得られ、さらにまた、1つ後の音響線の3個のデータ213g、213h、213iがラッチ212fの出力端、ラッチ212eの出力端、ラッチ212eの入力端からそれぞれ得られる。これによって、メモリ21aから着目サンプル点のデータ213eと、着目サンプル点に隣接する8個の近傍データ213a~213d、213f~213iが同時に出力される。図4は着目サンプル点とこれに隣接する8個の近傍データの幾何学的配置を示したもので、矢印x方向が超音波の走査方向であり、矢印y方向が超音波の進行方向、すなわち、深さ方向を示し、速度演算部7から出力される2次元分布データをメモリ21aに加えることにより、着目サンプル点が中央に位置し、この着目サンプル点を取り囲むように8個の近傍データが位置する9個のデータを抽出することができる。

10

20

【0024】

なお、上述した例では、着目サンプル点とこれに隣接する近傍のサンプル点の各データの合計を9に設定しているが、本発明はこのデータの合計数を限定するものではなく、所望のフィルタリング効果が認められる数であればいくつに設定してもよい。

【0025】

また、2次元フィルタ演算器22a、22b、22cで行うフィルタリングは、着目サンプル点とその近傍の荷重平均和を算出するような線形変換で表現されるようなフィルタリング手法を用いるのが一般的であるが、画像のボケが生ずるなど、所望のフィルタリング効果が認められない場合も考えられる。そのため、フィルタリング手法は、線形変換で表現されるようなフィルタリング手法のみに限定されず、所定のフィルタリング効果が認められるものであれば、非線形変換で表現されるようなフィルタリング手法を用いてもよい。本発明はその手法を限定するものではない。

30

【0026】

図5は血流情報変更部40の詳細な構成を示すブロック図である。図5において、空間フィルタ20から加えられる血流速度データとMTIフィルタ制御部50から加えられる信号とに基づいて閾値を設定する閾値設定部41aと、空間フィルタ20から加えられる血流速度データの出力を制御するセレクタ42aと、閾値設定部41aで設定された閾値と空間フィルタ20からの血流エコー強度データとを比較してセレクタ42aの選択状態を制御する比較器43aと、空間フィルタ20から加えられる血流速度分散データとMTIフィルタ制御部50から加えられる信号とに基づいて閾値を設定する閾値設定部41bと、空間フィルタ20から加えられる血流速度分散データの出力を制御するセレクタ42bと、閾値設定部41bで設定された閾値と空間フィルタ20からの血流エコー強度データとを比較してセレクタ42bの選択状態を制御する比較器43bとを備えている。

40

【0027】

次に、血流情報変更部40の動作について説明する。この血流情報変更部40は、空間

50

フィルタ 20 から加えられる血流エコー強度データと、血流速度データと、MTI フィルタ制御部 50 から加えられる MTI フィルタ 6 の遮断特性とから、MTI フィルタ 6 の遮断特性上、やむを得ず減衰され、雑音として除去されていた低速血流の血流速度データと血流速度分散データを適切な値に変更し、信号として取り扱うようにするものである。

【0028】

そこで、閾値設定部 41a は MTI フィルタ制御部 50 からの信号によりノイズとして除去すべき血流エコー強度の閾値を設定する。比較器 43a は空間フィルタ 20 から出力される血流エコー強度と閾値設定部 41a で設定された閾値とを比較する。セクタ 42a は比較器 43a での比較結果により、血流エコー強度データが閾値より大きければ空間フィルタ 20 からの血流速度データをそれぞれ空間フィルタ 60 に送出する。それとは逆に、血流エコー強度データが閾値より小さければ空間フィルタ 20 からの血流速度データをゼロに変更して空間フィルタ 60 に送出する。

10

【0029】

同様に、閾値設定部 41b は MTI フィルタ制御部 50 からの信号によりノイズとして除去すべき血流エコー強度の閾値を設定する。比較器 43b は空間フィルタ 20 から血流エコー強度と閾値設定部 41b で設定された閾値とを比較する。セクタ 42b は比較器 43b での比較結果により、血流エコー強度データが閾値より大きければ空間フィルタ 20 からの血流速度分散データをそれぞれ空間フィルタ 60 に送出する。それとは逆に、血流エコー強度データが閾値より小さければ空間フィルタ 20 からの血流速度分散データをゼロに変更して空間フィルタ 60 に送出する。

20

【0030】

ここで、閾値設定部 41a は、血流領域では、MTI フィルタ制御部 50 から入力される MTI フィルタ 6 の遮断特性に応じて、MTI フィルタ 6 により減衰された低速血流の血流エコー強度を補正し、クラッタ領域ではセクタ 42a の出力がゼロになるように血流エコー強度を補正する機能を有している。同様に、閾値設定部 41b は、血流領域では、MTI フィルタ制御部 50 から入力される MTI フィルタ 6 の遮断特性に応じて、MTI フィルタ 6 により減衰された低速血流の血流エコー強度を補正し、クラッタ領域ではセクタ 42b の出力がゼロになるように血流エコー強度を補正する機能を有している。

【0031】

これにより、従来装置での閾値処理においてやむを得ずノイズとして除去されていた低速血流信号、あるいは、本来ノイズとして表示されるべきでない低速血流信号を適切な値に変更することができ、画像の S/N が改善される。さらに、空間フィルタ 20 により、あらかじめ血流エコー強度データからは雑音が除去されているので、S/N の大きい血流エコー強度データを基に血流情報の変更が可能である。

30

【0032】

このようにして、従来装置において、本来血流の存在しない領域に孤立したカラー画像が現れたり、本来血流が存在する領域に黒抜けが生じたり、血流が存在する領域と存在しない領域の境界が不自然になることを防ぐことができ、画像の S/N が改善される。

【0033】

図 6 は空間フィルタ 60 の詳細な構成を示すブロック図であり、血流情報変更部 40 から出力される血流速度データ 66a、血流エコー強度データ 66b、血流速度分散データ 66c を入力してそれぞれ一時的に記憶し、着目サンプル点とそれに隣接する近傍サンプル点のデータを同時に出力するメモリ 61a、61b、61c と、これらのメモリ 61a、61b、61c から同時に出力されたサンプル点のデータに対して、それぞれ 2 次元のフィルタリングを行う 2 次元フィルタ演算器 62a、62b、62c と、メモリ 61a、61b、61c から出力される着目サンプル点のデータ又は 2 次元フィルタ演算器 62a、62b、62c でフィルタリングされて出力されたデータをそれぞれ選択するセクタ 63a、63b、63c と、セクタ 63b から出力される血流エコー強度データと空間フィルタ制御部 70 から出力される閾値 69 とを比較してセクタ 63a、63c の選択状態を変える比較器 68 とを備えている。

40

50

【0034】

この空間フィルタ60を構成するセクタ63aは3個の入力端を有し、第1の入力端にはメモリ61aの着目サンプル点のデータ65aの出力端が接続され、第2の入力端には2次元フィルタ演算器62aの出力端が接続され、第3の入力端はゼロデータが入力されるようになっている。同じく、セクタ63cは3個の入力端を有し、第1の入力端にはメモリ61cの着目サンプル点のデータ65cの出力端が接続され、第2の入力端には2次元フィルタ演算器62cの出力端が接続され、第3の入力端はゼロデータが入力されるようになっている。そして、セクタ63a、63b、63cは空間フィルタ制御部70(図1参照)からユーザーの設定操作に応じて出力されるセレクト信号67によってデータ選択を制御するように構成されている。

10

【0035】

次に、空間フィルタ60の動作について説明する。この空間フィルタ60には血流情報変更部40から出力される血流速度データ66a、血流エコー強度データ66b、血流速度分散データ66cが加えられ、これらのデータがメモリ61a、61b、61cにそれぞれ一次的に記憶され、さらに、これらのメモリ61a、61b、61cから着目サンプル点とそれに隣接する8個の近傍サンプル点のデータが同時に出力されて2次元フィルタリングを行う2次元フィルタ演算器62a、62b、62cと、フィルタ出力を選択するセクタ63a、63b、63cに加えられる。この場合、メモリ61a、61b、61c、2次元フィルタ演算器62a、62b、62c、セクタ63a、63b、63cは、前述した空間フィルタ20を構成するメモリ21a、21b、21c、2次元フィルタ演算器22a、22b、22c、セクタ23a、23b、23cとほぼ同様な動作をするので、それらの動作説明を省略する。

20

【0036】

この空間フィルタ60が空間フィルタ20と異なる点は、セクタ63bからの出力が空間フィルタ制御部70によって設定された閾値69よりも小さい場合、血流情報をゼロに置き換える手段を有していることである。閾値69はモニタ13に映出された画像を参照してユーザーが適宜に設定するものである。このようにすることによって、空間フィルタ20と血流情報変更部40とで不十分であった画像のS/Nの改善に対処できる他、空間フィルタ60でのフィルタリングの際に生ずる画像のボケによって、やむを得ず血流領域が本来血流が存在しない領域まで肥大化してしまうことを防ぐことができる。また、この空間フィルタ60を備えたことによって、血流情報変更部40における非線形な血流情報変更手段により生ずる高周波成分の雑音を除去することが可能になる。また、例えば、空間フィルタ20で行う2次元フィルタリングは、ガウス性雑音の除去を目的としたメディアンフィルタとすれば、ガウス性雑音とインパルス性雑音の両者を同時に除去することが可能である。

30

【0037】

このように空間フィルタ20と空間フィルタ60でのフィルタリング処理手法を適宜変更することによって、空間フィルタ60を有することにより画像に含まれる雑音に応じた最適な雑音除去手段を実現することが可能となる。

【0038】

なお、上述した空間フィルタ60は空間フィルタ20と同様に、着目サンプル点とそれに隣接する近傍サンプル点のデータの合計を9としているが、本発明はこの合計数を限定するものではなく、所望のフィルタリング効果が認められる数であればいくつに設定してもよい。

40

【0039】

また、2次元フィルタ演算器22a、22b、22cや2次元フィルタ演算器62a、62b、62cで行うフィルタリングは、着目サンプル点とその近傍の荷重平均和を算出するような線形変換で表現されるようなフィルタリング手法を用いるのが一般的であるが、画像のボケが生ずるなど、所望のフィルタリング効果が認められない場合が考えられる。そのため、フィルタリング手法は線形変換で表現されるようなフィルタリング手法に限

50

定せず、所望のフィルタリング効果が認められるものであれば、非線形変換で表現されるようなフィルタリング手法でもよい。本発明はその手法に限定されるものではない。

【 0 0 4 0 】

また、上述した本発明に係るドブラ血流計の一実施の形態においては、第 1 の空間フィルタとしての空間フィルタ 2 0 及び第 2 の空間フィルタとしての空間フィルタ 6 0 の両方を備える構成としたが、第 1 の空間フィルタとしての空間フィルタ 2 0 のみでも画像の S / N の改善が十分である場合があり、このような場合には第 2 の空間フィルタとしての空間フィルタ 6 0 を除去することができる。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 4 1 】

以上に説明したように、本発明に係る超音波ドブラ血流計は、従来装置の閾値処理において画像の S / N 低下の原因である血流エコー強度に含まれる雑音を、あらかじめ第 1 の空間フィルタによって除去することができる。また、従来装置の閾値処理において M T I フィルタの遮断特性上、やむを得ず減衰され、雑音として除去されたり、本来雑音として表示されるべきでない低速血流信号が、血流情報変更手段により適切に変更されて表示される。また、第 2 の空間フィルタの自由度が大きくなる他、第 1 の空間フィルタと血流情報変更手段による画像の S / N の改善が不十分であった場合、第 2 の空間フィルタによってそれを補うことが可能になる。

【 0 0 4 2 】

したがって、背景ノイズを抑えつつ、フィルタリングによる画像のボケを抑えることが可能になり、背景ノイズの少ない鮮明で滑らかなカラー画像が得られることから、医用分野において超音波ドブラ現象を利用した血流動態の画像表示や診断などに有用である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 3 】

【図 1】本発明に係る超音波ドブラ血流計の一実施の形態の構成を示すブロック図

【図 2】図 1 に示した超音波ドブラ血流計を構成する空間フィルタの詳細な構成を示すブロック回路図

【図 3】図 2 に示した空間フィルタを構成するメモリの詳細な構成を示すブロック図

【図 4】図 3 に示した空間フィルタの動作を説明するために、着目サンプル点とこれに隣接する近傍サンプル点の幾何学的配置を示した図

【図 5】図 1 に示した超音波ドブラ血流計を構成する血流情報変更部の詳細な構成を示すブロック図

【図 6】図 1 に示した超音波ドブラ血流計を構成するもう一つの空間フィルタの詳細な構成を示すブロック回路図

【図 7】従来の超音波 2 次元ドブラ血流計の構成を示すブロック図

【図 8】図 7 に示した超音波 2 次元ドブラ血流計を構成する M T I フィルタの周波数特性の概念図

【図 9】図 8 に示した M T I フィルタへ入力される信号の周波数特性の一例を示す図

【図 1 0】図 8 に示した M T I フィルタを通過した後の信号の周波数特性の一例を示す図

【符号の説明】

【 0 0 4 4 】

- 1 送信部（超音波送受信手段）
- 2 プローブ（超音波送受信手段）
- 3 受信部（超音波送受信手段）
- 4 位相検波部（位相検波手段）
- 5 A / D 変換部
- 6 M T I フィルタ
- 7 速度演算部（血流情報算出手段）
- 8 閾値処理部
- 9、1 2 D S C

10

20

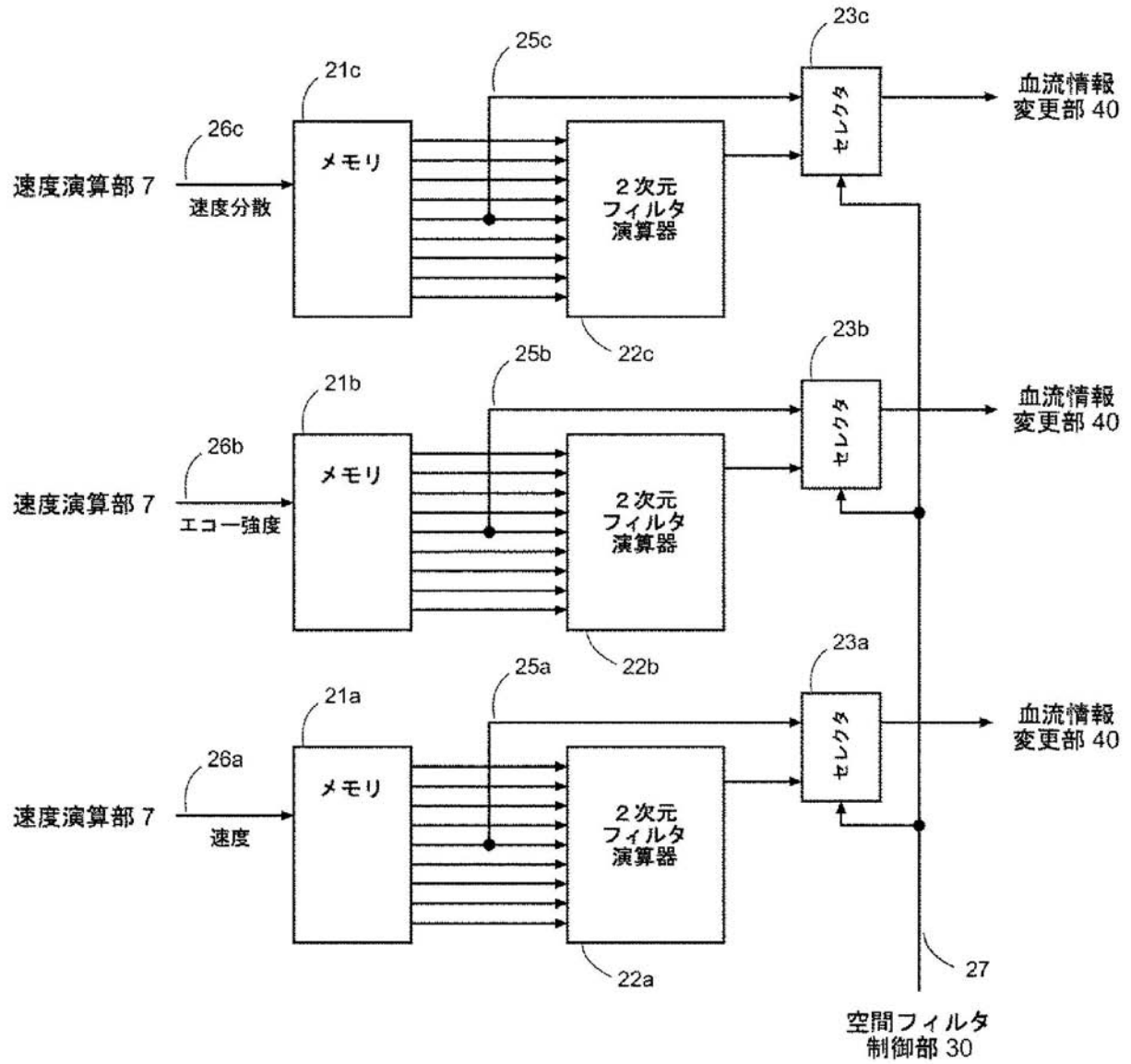
30

40

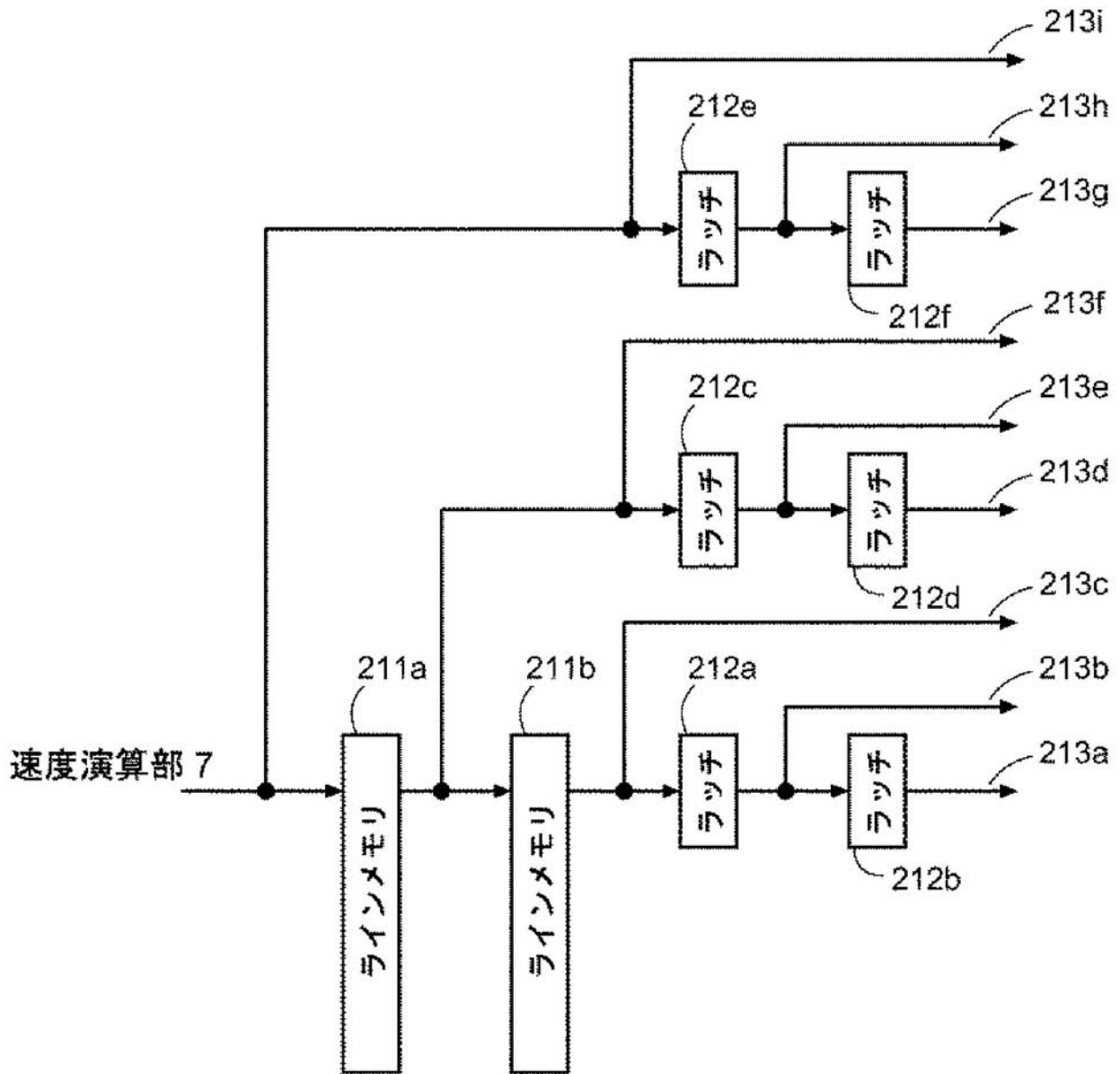
50

1 0 カラー処理部
1 1 包絡線検波部
1 3 モニタ（表示手段）
2 0 空間フィルタ（第1の空間フィルタ）
2 1 a、2 1 b、2 1 c、6 1 a、6 1 b、6 1 c メモリ
2 2 a、2 2 b、2 2 c、6 2 a、6 2 b、6 2 c 2次元フィルタ演算器
2 3 a、2 3 b、2 3 c、6 3 a、6 3 b、6 3 c セレクタ
3 0、7 0 空間フィルタ制御部
4 0 血流情報変更部（血流情報変更手段）
4 1 a、4 1 b 閾値設定部
4 2 a、4 2 b セレクタ
5 0 M T I フィルタ制御部
6 0 空間フィルタ（第2の空間フィルタ）
6 8、4 3 a、4 3 b 比較器
2 1 1 a、2 1 1 b ラインメモリ
2 1 2 a ラッチ

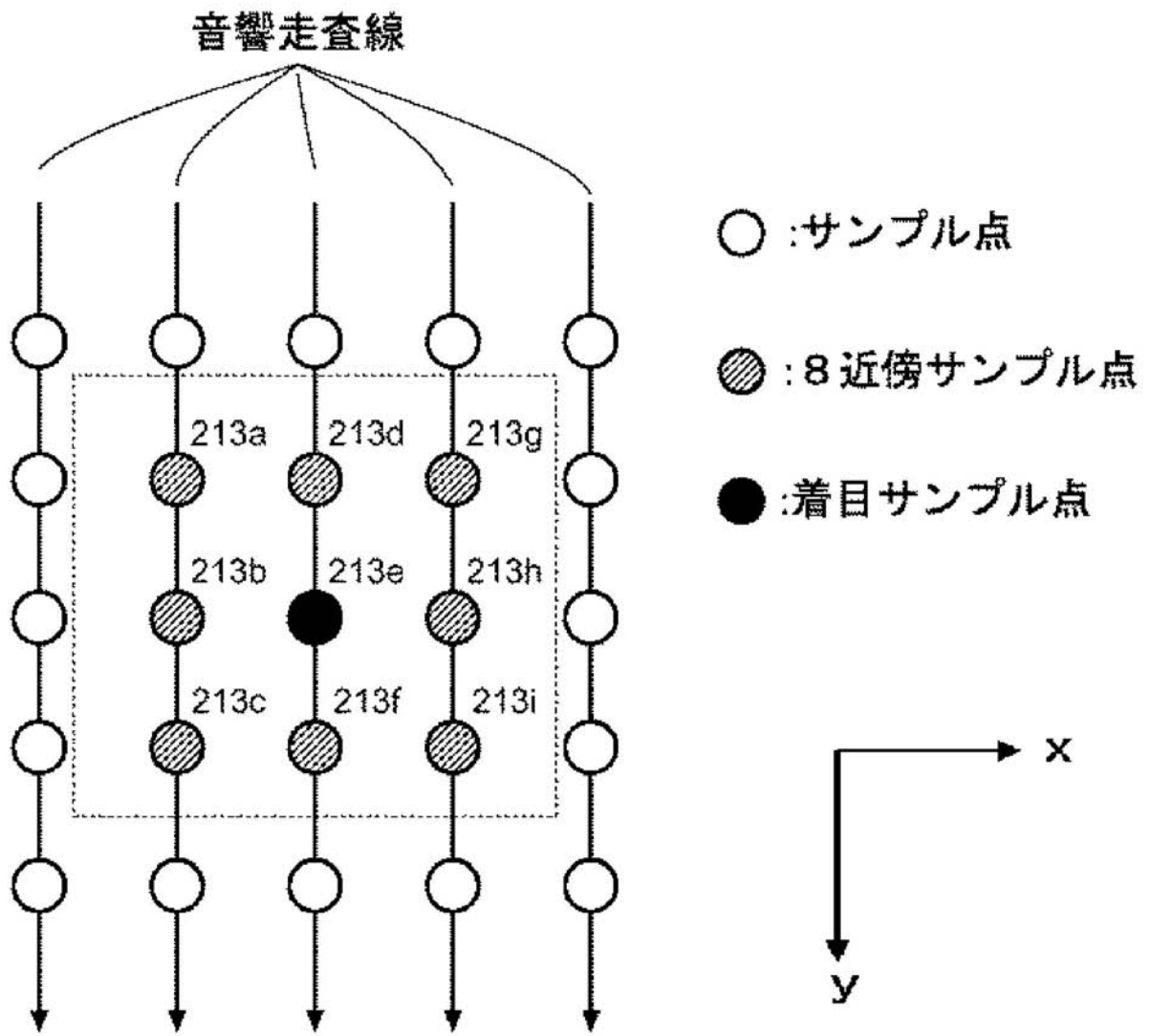
【図 2】



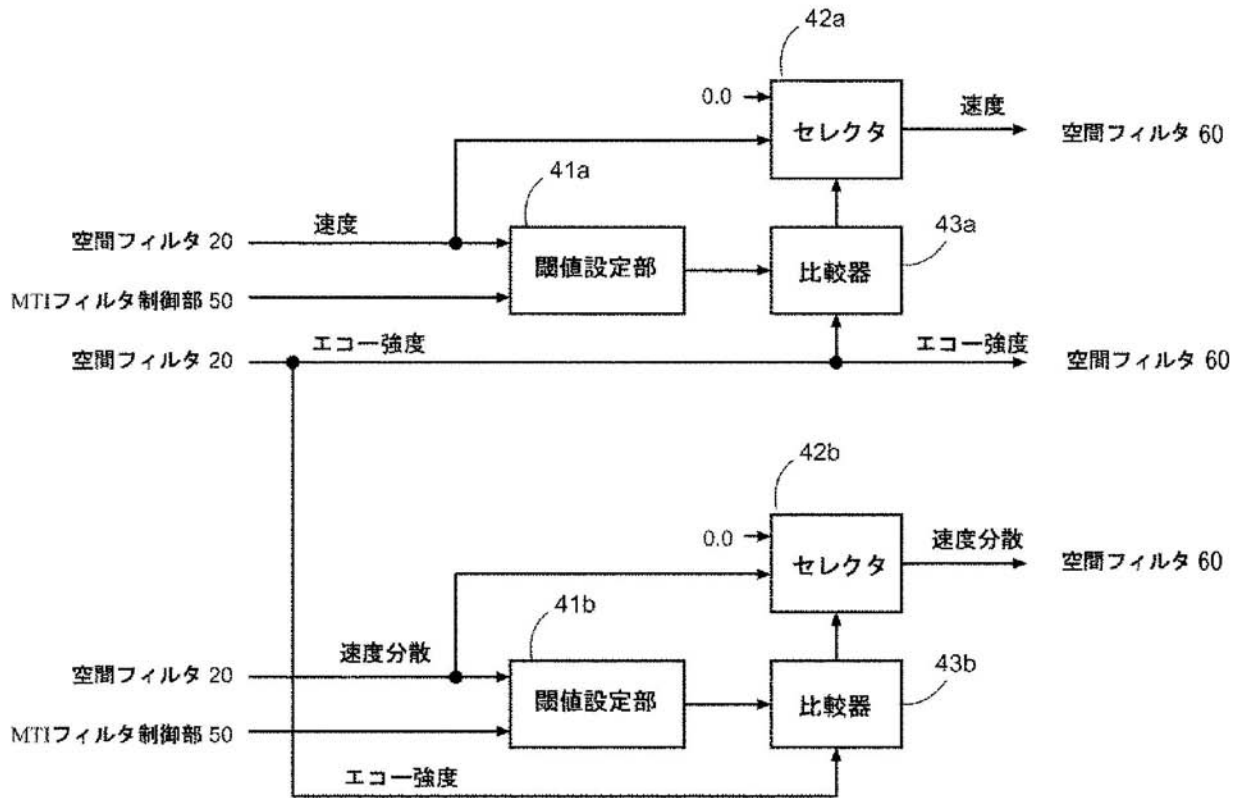
【図 3】



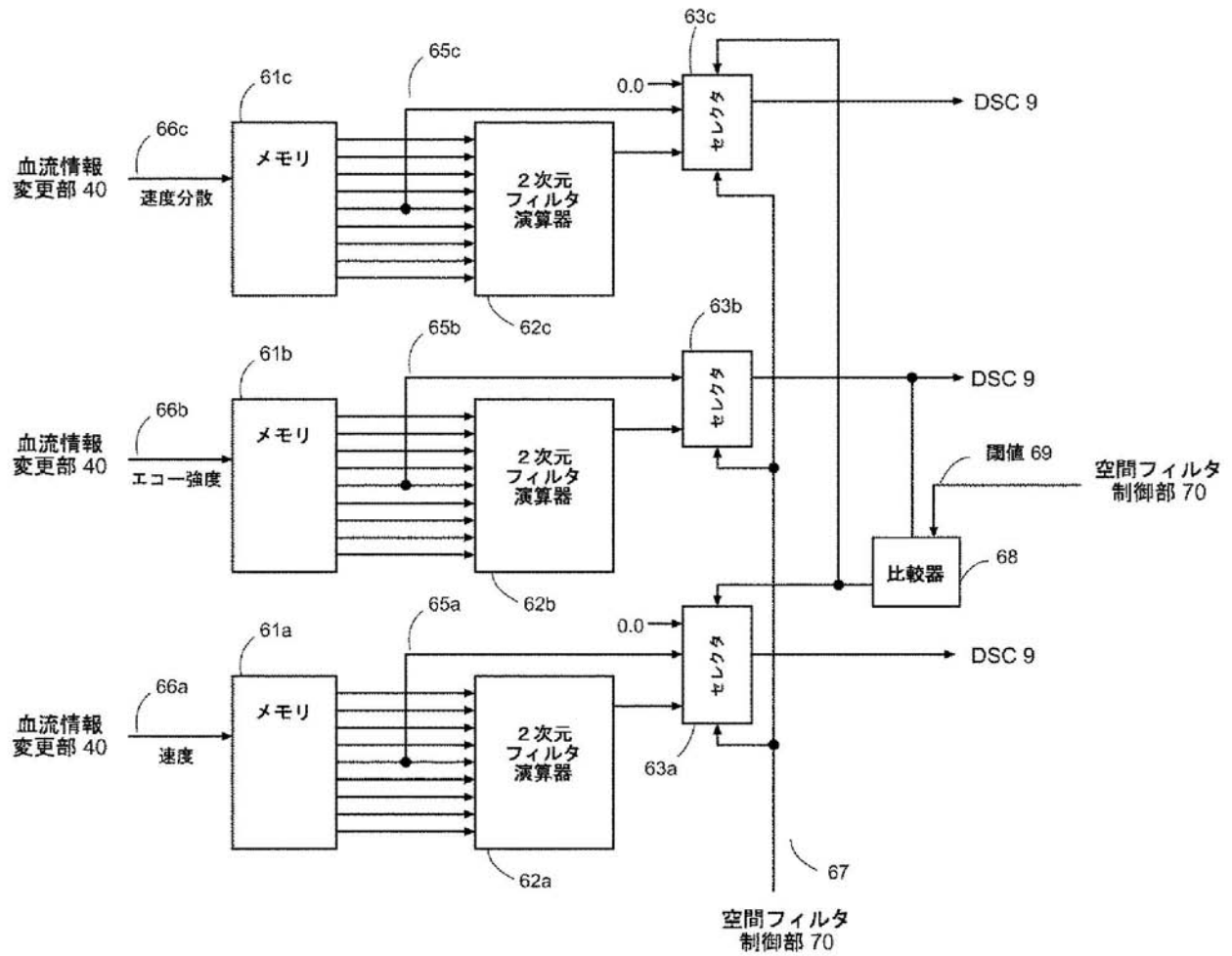
【 図 4 】



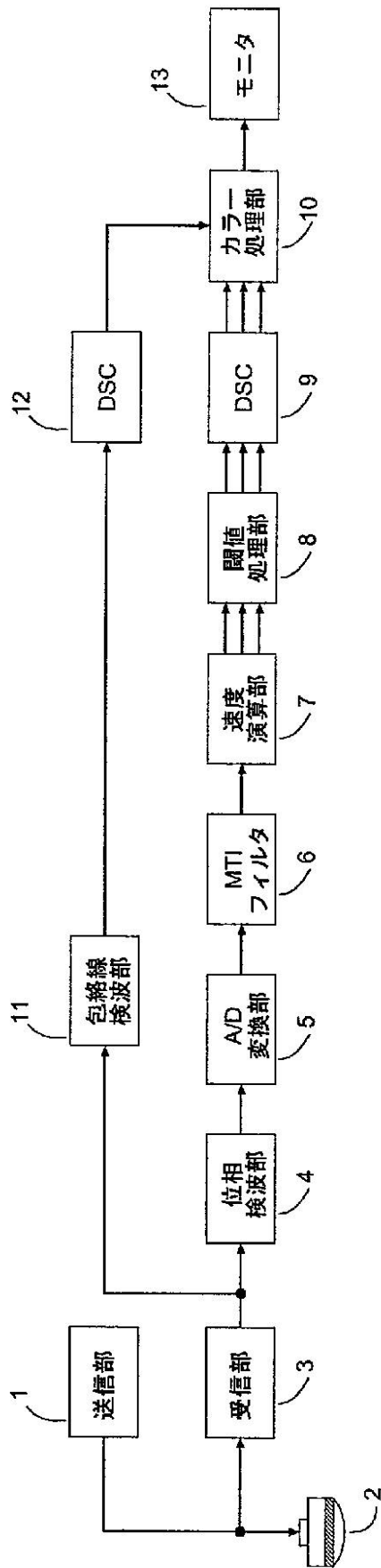
【 図 5 】



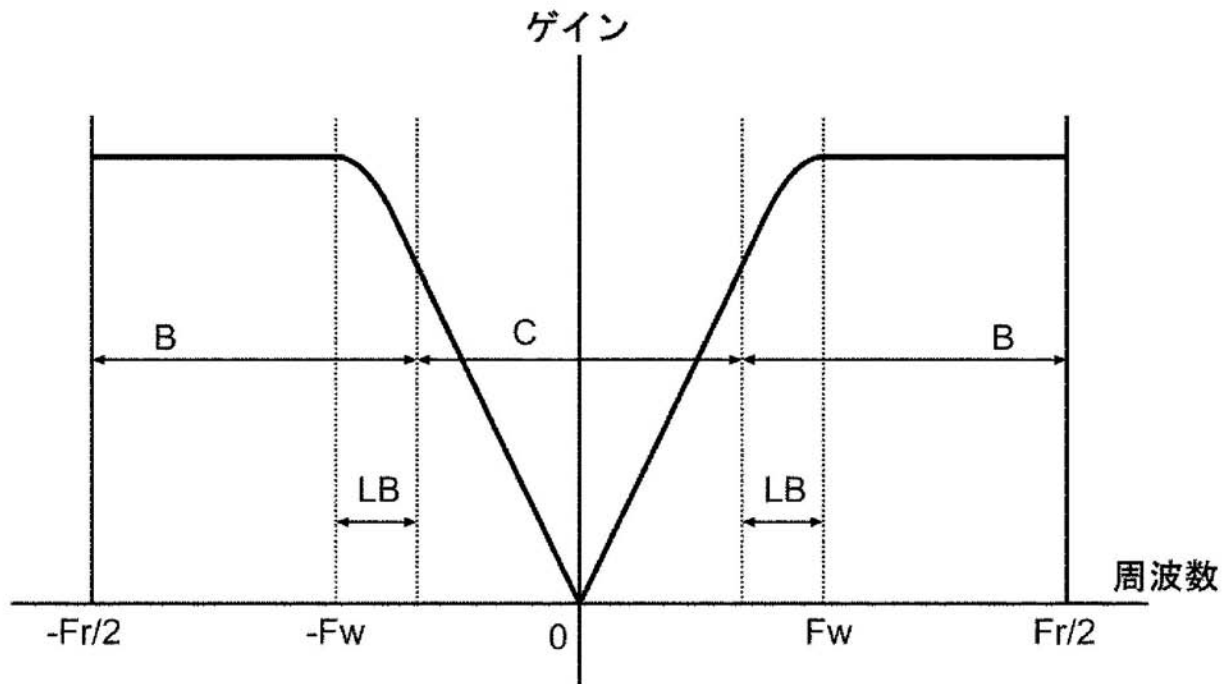
【図 6】



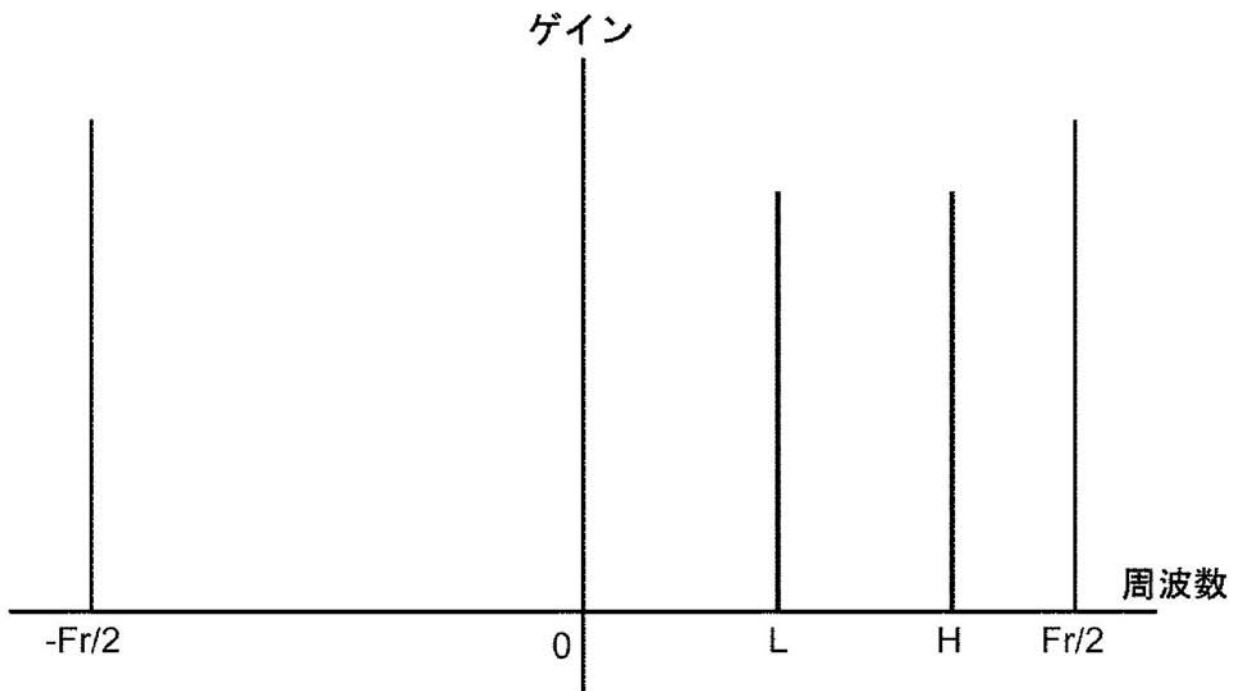
【図 7】



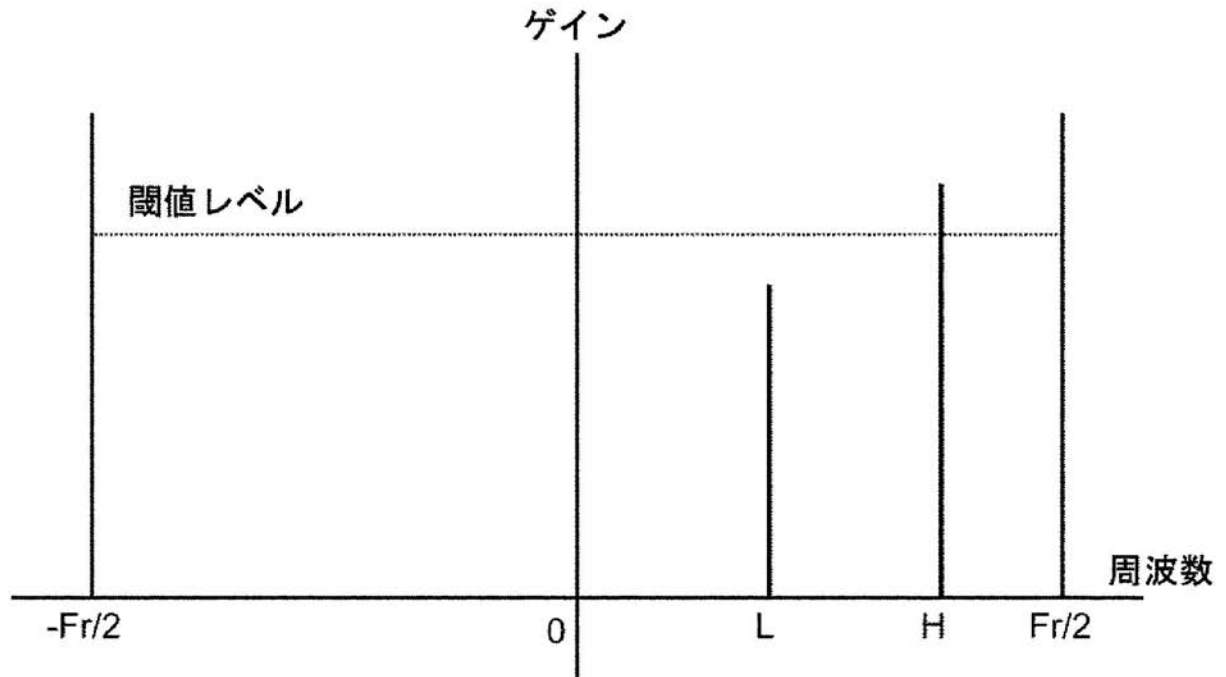
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	超声多普勒血流仪		
公开(公告)号	JP2006255322A	公开(公告)日	2006-09-28
申请号	JP2005080421	申请日	2005-03-18
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	福元剛智 萩原尚 西垣森緒		
发明人	福元 剛智 萩原 尚 西垣 森緒		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/JB30 4C601/JB33 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/KK19		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波多普勒血流仪，能够获得清晰的彩色图像且背景噪声很小。 解决方案：当超声波发射/接收装置1、2、3将超声波发射到活体内并接收血流回波时，相位检测装置4对回波信号进行相位检测，而MTI滤波器6降低回波信号。 去除频率信号分量，血流信息计算装置7根据所获得的信号来计算血流信息的二维分布，第一空间滤波器20执行二维滤波，并且血流信息改变装置40为 当在预定条件下将血流信息改变为零或适当值，并且第二空间过滤器60对血流信息进行二维过滤时，显示装置13显示血流信息的图像。。 [选型图]图1

