

(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2004-255213

(P2004-255213A)

(43) 公開日 平成16年9月16日(2004.9.16)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 8/06

F 1

A 61 B 8/06

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 有 請求項の数 3 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-178259 (P2004-178259)
 (22) 出願日 平成16年6月16日 (2004.6.16)
 (62) 分割の表示 特願平3-264734の分割
 原出願日 平成3年10月14日 (1991.10.14)
 (31) 優先権主張番号 596838
 (32) 優先日 平成2年10月12日 (1990.10.12)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Grootewoudseweg 1, 5
 621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦

最終頁に続く

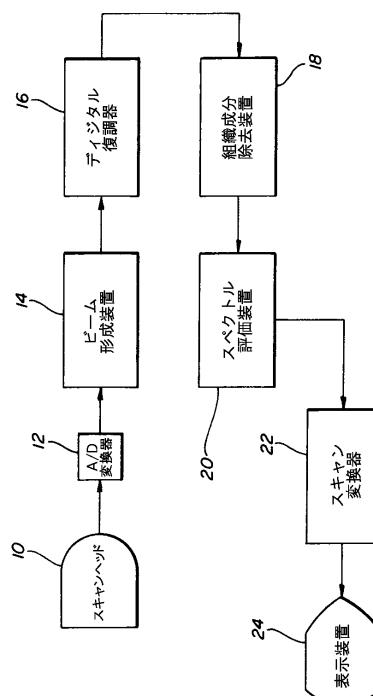
(54) 【発明の名称】組織動き識別機能を有する超音波ドップラフロー測定システム

(57) 【要約】

【目的】 超音波によるドップラの流動測定を利用する超音波診断システムにおいて、患者の体内の例えば血液のような流体が流動する状態だけを表す信号が得られるように、例えば心臓のように運動している組織の状態を表す信号の影響を除去する。

【構成】 検知されたデータについて画像フォーマッティングを行う前に、組織の運動による影響因子を識別し、これを除去する。影響因子が除去された後のデータを処理して画像フォーマッティングを行う。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ドップラ情報信号を受信する受信手段と、該受信手段により受信されたドップラ情報信号に応答してドップラ速度情報信号を形成する形成手段と、上記ドップラ速度情報信号を表示用にフォーマットするフォーマット手段とを有する超音波診断装置であって、
上記ドップラ速度情報信号の表示用のフォーマット化に先行して、上記ドップラ速度情報信号中の組織運動信号成分を識別する識別手段(a)、
上記識別手段に応答し、識別された組織運動の速度により、上記受信ドップラ速度情報信号を復調する復調手段(b)、
上記ドップラ速度情報信号から、上記識別された組織運動信号成分を除去する除去手段(c)、
上記組織運動信号成分が除去された上記復調ドップラ速度情報信号を、上記識別された組織運動の速度により、再変調する再変調手段(d)、
組織運動の効果が除去されたドップラ速度情報信号を、上記フォーマッティング手段に供給する供給手段(e)、
以上の手段からなる、表示情報から組織運動の影響を除去する手段を有することを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 2】

実質的に静的組織からの成分および組織運動成分またはその一方が混在しうる、流体運動ドップラ情報信号を受信する受信手段と、
該受信手段により受信されたドップラ情報信号に応答してドップラ速度情報信号を形成する形成手段と、
上記ドップラ速度情報信号中の、上記組織成分および組織運動成分またはその一方の成分の存在を識別する識別手段と、
組織成分及び／又は組織運動成分の当該識別された速度に応答して作成された速度参照信号を使用して、該ドップラ情報信号をシフトするシフト手段と、
上記識別された組織成分および組織運動成分またはその一方の成分を除去する除去手段と、
組織運動成分が除去された上記流体運動ドップラ情報信号を再シフトし、さらに該速度が参考された流体速度情報を含む画像フォーマットを与える再シフト手段と、
上記流体速度情報を表示する表示手段とを備える、
ことを特徴とする、ドップラ情報信号を処理するための超音波診断装置。

【請求項 3】

上記シフト手段は、流体運動ドップラ情報信号のドップラ周波数位置もシフトさせ、さらに、再シフト手段は、フィルタ処理されたドップラ情報信号を、該第一シフト手段の動作の前に該流体運動ドップラ情報信号により表示されたドップラ周波数位置に、再シフトさせることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

上記識別手段は、空間的に関連付けられた複数の位置から取り出されたドップラ情報信号の中に存在する組織運動成分を識別する手段を有する請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

静止している組織もしくは運動している組織の存在から生じる組織信号成分が混在しうる流体運動ドップラ情報信号を受信する受信手段、
上記ドップラ情報信号中の上記組織信号成分の存在およびドップラ速度を識別する識別手段であって、ここに静止組織の存在から生じる成分が所定のドップラ周波数位置に位置付けられている、上記識別手段、
上記所定のドップラ周波数位置に位置付けられていない、識別された組織信号成分を、該所定のドップラ周波数位置にシフトさせる第一のシフト手段、
上記所定のドップラ周波数位置にある信号成分を除去する除去手段、
流体運動ドップラ情報信号を、該第 1 シフト手段の動作の前に該流体運動ドップラ情報

信号が示していたドップラ周波数位置にシフトさせる第2のシフト手段、および、組織成分が除去された流体運動ドップラ情報信号を処理する処理手段、を備えたことを特徴とする、ドップラ情報信号を処理するための超音波診断装置。

【請求項6】

上記識別手段に応答し、組織信号成分がない場合には上記第1シフト手段を抑制する抑制手段をさらに有する請求項5記載の超音波診断装置。

【請求項7】

除去手段(c)が、識別された組織運動信号成分のドップラ周波数に排除帯域を有するフィルタにより、ドップラ情報を含む信号をフィルタ処理するフィルタ処理手段を有することを特徴とする、請求項1記載の超音波診断装置。 10

【請求項8】

除去手段(c)が、該所定ドップラ周波数位置に対応する排除帯域を有するフィルタによりドップラ情報をフィルタ処理するフィルタ手段を有することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明はドップラ探索(interrogation)により流体の流れを測定する超音波診断システムに関し、特にこのようなシステムによる組織の動きの識別に関する。 30

【背景技術】

【0002】

ドップラ探索により流体の流れを測定する超音波診断システムは、体内での血液その他の体液の流れに関する医学的な患者データの取得に広く用いられている。ドップラ測定が一般に用いられている具体例の1つとして、心臓のような身体の一領域が超音波によって繰り返し探索され、反射するエコー信号が、心臓内での血流の速度を測定するために、或る基準値と比較される。この探索は、探索された領域の全体にわたって流速を測定するよう、心臓の2次元的な扇形領域に対して行われる。そして、これにより得られる流速値は、測定位置の関数としてカラー画像フォーマットにより表示される。かかるフォーマットにおいては、種々の速度と方向を有する血流が種々の陰影や色の強さで表される。このようなシステムは、超音波カラーフロー画像システムとして知られ、市場から入手可能である。 30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

このようなドップラシステムは、探索される流体と超音波を発振してそのエコー信号を検出するスキャンヘッドとの間の相対移動に関して速度を測定することにより動作する。しかしながら、ドップラ情報信号は、流体だけでなく、当該体内の組織構造体によっても反射される。これら後者による信号成分は、流体の移動のみが探索されるシステムにおいては望ましくない。しかし、従来技術のシステムは、スキャンヘッドが静止状態に保持され、且つ探索される領域内において移動している物質が専ら被測定流体である場合には、良好に役目を果たす。これは、静止状態の組織から反射してくる信号成分を除去する技術がよく知られており、その技術が一般にクラッタ除去フィルタとして具体化されているからである。しかしながら全探索領域から、速度がコード化されたエコーが戻ってくるので、スキャンヘッドをたとえ瞬間にでも使用者が動かすと、体内の総ての組織とスキャンヘッドとの間の相対移動が生じることになる。さらには、たとえスキャンヘッドが静止状態に保持されていたとしても、心臓の鼓動や呼吸によって生じる組織の運動があると、速度でコード化されたエコーを戻すことになる。これらの好ましくない速度信号は、周知のクラッタ除去フィルタの使用によっても、ドップラシステムで検知可能であるが、結果として生ずる虚像(artifact)は、探索されている流体の動きのみが望まれるカラーフロー画像と干渉することになる。したがって、これらの動きによる虚像成分をカラーフロー画 40

像から除去することが好ましい。

【0004】

動きによる虚像効果を除去するためのこれまでの試みは、ドップラ流速データのフィールド又はフレームの実時間シーケンスとして表示されるカラー画像中に現れるそれらの現象に焦点を注いだものである。これらの取り組みは、画像の後処理技術を採用するものであり、その後処理技術は、1の画像から他の画像におけるこのような虚像の発生を探知する技術であって、このような、フレームからフレームにわたる分析技術は、該虚像による影響を除去しようとするものである。このような技術は、本的に、超音波システムがドップラ速度判定と2次元的画像フォーマッティングとによってドップラ情報を処理することを可能にし、これによりほとんどのシステムのデータ処理ネットワークにより、所望のドップラ速度情報と共に、当該好ましくない組織の動きによる虚像を処理するものである。このような組織の動きによる虚像の影響は、画像フォーマッティングの前に除去することが好ましく、さらにかかるシステムにおける流体ドップラ速度値の判定前に除去するのが最も好ましいであろう。

【0005】

本発明原理によれば、超音波ドップラフロー測定システムが提供され、かかるシステムは、検出された速度値の画像フォーマッティング前に、また好ましい具体例においては、ドップラ速度値の判定前に、組織の動きによる虚像を識別する。本発明の一実施例では、画像フォーマッティング前に、組織の動きによる信号成分に関する最初の識別によってドップラデータに対して作用する。そしてその識別された成分は、ドップラスペクトルから除去され、その結果として得られたデータが、画像フォーマッティングと流速情報の判定のために処理される。第1実施例では、識別されるデータは、流速を得るために探索されている1つの箇所に関するドップラデータであり、好ましい実施例においては、識別されているそのデータは、位置的に関連づけられた複数の探索位置に関する。本発明の構成例では、ドップラ速度の推定を行う必要性と、組織の動きによる虚像を含んだドップラデータの画像処理を行う必要性とがなくなる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0006】

以下、本発明の一実施例に係る超音波ドップラフロー測定システムについて、図1から図10を参照して説明する。

【0007】

まず図1を参照すると、本発明の原理に従って構成され、且つ患者の体内における流体の流速を測定する超音波診断システムがブロック図で示されている。1つ以上の圧電変換トランスデューサを有するスキャンヘッド10は、患者の体内に超音波を発信し、体内の組織や流動物質によって反射された超音波エコーを受信する。その戻りエコーは、当該トランスデューサによって電気信号に変換され、その信号はアナログ／ディジタル変換器12によってディジタル化される。このような複数のディジタル信号のサンプルは、ディジタル復調器16に入力されるコヒーレントな超音波情報信号の形成のため、ビーム形成装置14内で結合される。超音波情報信号に含まれる流体の速度情報は、基準信号に関する当該戻りのエコー信号の位相ずれとしてコード化される。したがって、復調処理は、当該超音波情報信号の中間周波数域への変換と、当該位相情報の2つの成分への分解とを含んでおり、この2つの成分は、同相成分(I成分)と直角位相成分(Q成分)とである。従って、ディジタル復調器16の出力は、患者の体内の流体と組織の速度に関する情報を含む、対応する同相及び直角位相情報信号のストリームである。

【0008】

本発明の原理によれば、位相情報信号は、組織成分除去装置18に入力される。組織成分除去装置は、スキャンヘッド10に対する組織の動きを表す信号成分を識別し、これらの成分をドップラスペクトルから除去することにより当該信号を処理する。組織の動きの影響が除去されたI成分とQ成分の速度情報信号は、組織成分除去装置の出力で発せられる。

【0009】

組織信号成分が除去されたI成分およびQ成分の情報信号は、スペクトル評価装置20に入力される。このスペクトル評価装置は、当該信号のドップラ内容によって表される流体速度を判定する。スペクトル評価装置20によって発生されたその速度情報信号は、次いでスキャン変換器22に入力される。このスキャン変換器では、好ましくは、速度情報が色と強度に変換され、且つ当該測定がなされた体の走査領域内の位置の関数として位置毎に格納される。このようにして、スキャン変換器は、カラーフロー画像に適する画像フォーマットに流速を適合させ、その画像は、画像表示装置24に表示される。使用者に対して流速を表示するために、数値的表示や図的表示などの他の画像フォーマットを用いることもできる。

10

【0010】

図2は、カラーフロー画像を形成するためにドップラデータを得る手法を描いている。スキャンヘッド10は、患者の体の被走査領域26にわたり複数のベクトル方向において超音波パルスを順次発信する。これらベクトル方向のうちの1つが、図2において矢印 V_n で示されている。エコーは、方向 V_n に沿う組織及び流体から戻ってくるので、信号サンプルは、このベクトルに沿う連続的な位置から戻るエコーから取得される。これらの位置をここでは領域セルとして規定する。これら領域セルのうち幾つかは、図2において $C_1, C_2, C_3, \dots, C_n$ と標識されている。これら信号サンプルは、ビーム形成装置14によって処理され、ディジタル復調器16によってIとQの直交信号サンプルに変換される。

20

【0011】

このパルス変換及びエコー受信のシーケンスは、ベクトル方向 V_n に沿って何回も繰り返される。これらシーケンスの4つについての発信パルスは、図3のチャートにおいて P_1, P_2, P_3 及び P_4 と標識されている。これら発信パルスのそれぞれに応答して取得されたI, Qのエコーサンプルは、図3の各パルスの下に示されている。図3におけるQサンプルの各横の行は、ある特定の領域セル位置 C_1, \dots, C_n で、且つ時間的に異なったポイントで取得された信号サンプルを表している。図3に示された形のデータアレイは、当該信号から組織の動きの影響を除去するよう組織成分除去装置18により処理される。

30

【0012】

I, Q信号サンプルによるドップラ速度情報の内容は、図4(a)に示されるような代表的なドップラスペクトルを参照することによって理解することができる。このスペクトルは、後述するように、-P RF / 2と+P RF / 2の両終点にわたる連続的なものではあるが、図示するように、これら-P RF / 2と+P RF / 2との両終点で区切られる。この終点-P RF / 2と+P RF / 2は、当該サンプリング周波数が図3における P_1, P_2, P_3 等のパルスのパルス繰り返し周波数(P RF)である場合、ある特定の領域セルにおける信号サンプリング周波数のナイキスト限界である。このスペクトルの中央では、直流(DC)もしくは0であり、静止した組織及び流体のドップラ周波数である。I, Qのサンプルに含まれるドップラ位相情報は、該領域セルにおける物質の速度及びその方向に依存して、0から限界値に向かって正の向き(+)又は負の向き(-)に増大する。

40

【0013】

図4(a)の波形は、2つのピークを含んで観察され、その高い方のピークが30で、低い方が32である。高い方のピーク30は、組織によって返されたエコー情報から得られ、低い方のピーク32は、血液などの流体によって戻されたエコー情報から得られる。ピーク30は、ピーク32よりも60~80dB高く、これは、組織が血液よりもはるかに強い超音波反射体であるためである。図4(a)において、ピーク30は0点に位置しており、反射する組織が実質的に静止しているときに存在する状態、すなわち、その組織からの動き成分が実質的でないときである。ピーク30のスペクトル成分の除去は、図4(a)の波形の信号をハイパスフィルタ処理することにより達成される。これは、当該ハ

50

イパスフィルタにより規定される排除帯域の裾部は、実質的に静止している組織に起因するピーク30の信号成分が位置する基準としての0点について対称的に位置することによる。この既知の技術は、現在使用されているが、慣例的なカラーフローシステムは、当該信号のドップラフロー成分の処理に入る前に、静止構造体によって返された信号を除去する必要がある。実質的に静止した組織構造体から得られる信号成分は、ここに用いる『組織の動き成分』という用語の定義に含まれない。

【0014】

本発明が直面する問題は、図4(b)にスペクトル的に表されている。この図では、移動する組織が、ピーク30を有する信号成分を発生させている。図4(b)は、組織の移動が原因でピーク30が0点から変位している点が図4(a)と異なっている。この例では、血液の速度ピーク32は、ピーク30の変位と大略同じ大きさで、0基準点の反対側に変位している。このピーク30を含んだ信号成分を除去するための、切欠(notch)又はハイパスフィルタ処理による試みなどは、当該フィルタのスペクトル的対称効果のために、血液の速度ピーク32を含んだ信号成分までも同様に除去してしまう。要するに、組織成分が血液の流動成分よりも0に近いという仮定を前提とする処理は、この状況での組織の動きの処理に関しては有効ではない。

【0015】

本発明の原理に従ってこの問題を克服するための技術が、図5(a)~(d)のスペクトルによって説明されている。この技術の第1ステップでは、図5(a)中の組織の動き成分30の周波数位置 t が判定される。この組織成分の位置が一旦判定されると、全ドップラスペクトルの信号は、図5(b)に示すように、組織の移動成分が0点に位置することになるような、組織成分の周波数偏移によって変調される。正負のナイキスト限界に渡るスペクトルの連続性により、この信号成分のスペクトルシフトは、スペクトルの内容の一部分の『折り返し』をもたらす。図示の例では、図5(a)の血液流動成分32は、その血液流動成分が変調後に図5(b)のスペクトルの左側に現れるように、+PRF/2と-PRF/2との間で折り返される。

【0016】

こうして組織動き成分30が0点に中心付けられ、当該スペクトルデータは、組織成分を除去するようハイパスフィルタにかけられる。このハイパスフィルタの裾部34,34は図5(c)に示されており、破線で示された裾部の間のスペクトル成分は、効果的にスペクトルから切り離される。

【0017】

こうして組織の動き成分が除去され、スペクトルデータは、血液の流動成分をその元のスペクトル位置へ戻すよう再変調される。これは、上記の図5(b)で用いたのと同一の偏移 t によって、但し逆方向に信号を再変調することによって達成される。この例では、元の変調が偏移+ t で行われ、再変調が- t で行われる。この再変調により得られるスペクトルは、図5(d)に示されている。こうして組織成分は流速データから取り除かれ、その信号情報は、組織の動きの影響を受けずに被検出血流を判定すべく演算可能となる。

【0018】

組織の動きの影響を除去するための本発明の技術を実施するためのデジタル装置は、I, Qのデジタル信号に対して以下のように演算するように構成される。多数の周知デジタル技術を組織成分の位置の識別に使用することができ、そのうちの好ましいものの1つが自己相関演算装置である。この自己相関演算装置は、自身の複素共役について調べられた領域セル位置から、そのI, Qのサンプルのオフセット配列を作成することにより演算する。図3の領域セルC₁のI, Qデータを例にとると、そのオフセット配列は次のように表される。

【数1】

$$\begin{array}{cccc} I_{10}, Q_{10} & I_{11}, Q_{11} & I_{12}, Q_{12} & I_{13}, Q_{13} \\ I_{10}, -Q_{10} & I_{11}, -Q_{11} & I_{12}, -Q_{12} & I_{13}, -Q_{13} \end{array}$$

縦に配列されたサンプルは、互いに乗算され、そしてその積が総計されて複素形式 $I' + j Q'$ の形にされる。この複素形式を用い、アークタンゼントを Q' / I' を用いて計算すれば、その結果は、ラジアンで表された組織動き成分の周波数であり、その角度は θ_t である。換言すればこの相関演算装置は、組織成分の平均速度 v_t を推定し、そしてこのプロセスは数学的には次のように表される。

【数2】

$$X' = \sum_{k=1}^{n-1} X_{k-1} \cdot X_k^*,$$

ここで $X_k = I_k + j Q_k$ とする。n はサンプル数であり、* は複素共役を示す。図6は位相図であり、この図では複素値 $I' + j Q'$ が示され、そして図5(a)の例についての組織成分周波数 θ_t が示されている。図の横軸の左端は、+ P R F / 2 及び - P R F / 2 の両値に等しく、前述の直線状に引かれたスペクトルの終端である。 $I' + j Q'$ の複素値の変調によって、図に示された矢印は、図において時計方向又は反時計方向に連続的に、そして終端の値 + P R F / 2 及び - P R F / 2 を通過して回転することができる。図5(b)を参照して上述したように、直線状に引かれたスペクトルの一方端から他方端へのデータの折り返しをもたらすのは、この数学的原理である。

【0019】

スペクトルデータは、サンプリングされた複素正弦と領域セル位置の I, Q データを掛け合わせることにより、組織の動き成分を 0 にシフトするよう変調される。これは、複素表示の $\cos + j \sin$ と当該セルの I, Q データを掛け合わせることによって行われる。ここに θ_t は、上記の相関演算装置によって判定された θ_t に等しい。こうしてデータは周波数についてシフトされ、ハイパスディジタルフィルタによって処理される。かかるフィルタの好ましい 1 つが、図7に概念的に示された無限インパルス応答 (IIR) ハイパスフィルタである。実際の実行においては、I 及び Q のデータサンプルは、この形の初期化平行フィルタによって処理される。この IIR フィルタへの入力データは、I 又は Q のいずれかが入力 $x(n)$ に入力され、フィルタ処理されたデータは、出力 $y(n)$ に発せられる。図7において、a 及び b の項は掛け算の係数を示しており、この係数とデータ値とがフィルタ応答特性の判定に際して乗算される。 Z^{-1} は、単一の時間間隔のシフト遅延を示し、また黒点で示された結合点は、当該フィルタの 2 つのパスから到達するデータが合計されるポイントである。ハイパスフィルタのカットオフの実特性は、予想される動きの虚像の程度が考慮され、用途に依存する。

【0020】

ハイパスフィルタによるデータの組織動き成分内容の除去に続いて、そのデータは、変調された同じ方法で、但し複素正弦表示において上記のように反対方向の周波数を用いて再変調される。すなわち、 θ_t は $-\theta_t$ に置き換えられ、あるいは適宜この逆の置き換えがなされる。これにより、そのスペクトル信号成分は、元の周波数域地点へ戻るようにシフトされるが、組織の動きの影響は取り除かれたものとなる。

【0021】

受信されるドップラ情報の精度は、不規則散乱効果その他の原因による結果として、時々変化し得ることが分かっている。かかるドップラ情報の不正確さにより、特定の領域セルに対する組織動き成分の周波数位置の判定が不正確となってしまう可能性がある。しかしながら、本発明者はさらに、1つの領域セルからその隣の領域セルへの組織成分の周波数位置においては、平均的には僅かな偏移しかないと見出した。そして本発明では、上述した組織成分の位置的不正確さの問題を解決するために、この後者の知見の利点が採用されている。本発明の他の形態によれば、組織成分の位置の識別は、隣接する多数の領

域セルから I , Q データの複素値 $I' + jQ'$ を最初に判定することにより達成される。例えば、 $I' + jQ'$ は、図 3 の領域セル $C_1 \sim C_4$ の各々について判定することができる。その複素値は次いで、 $I'(\text{sum}) + jQ'(\text{sum})$ の形の合計として累積され、この累積された複素値は、1つ以上のセル $C_1 \sim C_4$ について t を判定するためにアーカンゼントの計算に用いられる。このようにして、特定の領域セル位置でのドップラ信号の不正確さを解決するために、隣接する領域セル間における組織成分位置の相関が利用される。

【0022】

本発明の実施において直面しうるもう1つの問題は、組織成分の混合がない所望の流動情報のみを含んだ信号成分の受信である。このような情報の受信は、例えば血液流のみが存在する心臓の室部の中央に領域セルが位置するときに生ずる場合がある。この状態は、図 8 にスペクトル的に表されている。このような場合には、本発明のシステムの動作を抑制するのが好ましく、血液流動成分を、それがあたかも組織成分であるかのように除去してしまうことがないようにするのが好ましい。本発明の更に他の形態によれば、本発明の技術を実施する前に閾値比較を適用することにより、組織動き成分と流体流動成分との間の特性上の相違（例えば、信号強度や帯域幅）の認識が利用される。図 8 に示されているように、スペクトルの成分が閾値を越えないときには、本発明のシステムは抑制され、血液流動成分 32 が不注意にスペクトルから除去されることがないようにしている。

【0023】

この閾値比較を実行するための好ましい技術は、ドップラスペクトルのパワー成分を測定することである。このことは、ドップラ成分を含む曲線の下の面積を有効に得るべく、受信されたデータ値を積分することによりディジタル的に達成することができる。図 9 において、この面積は、スペクトル曲線の下の斜線部によって示されている。測定された面積の大きさは閾値と比較され、もしその値が越えない場合には、組織成分除去装置は、いかなるスペクトル信号成分も除去しないように抑制される。

【0024】

図 10 には、上記全ての特徴を備えたデジタル方式の実施例がブロック図で示されている。この実施例では、 t を決定するために、そしてスペクトルパワーを判定するために自己相関演算装置 40 が用いられている。スペクトルパワー値は、比較器 44 によって閾値と比較され、その比較結果はスイッチ 42 の開閉に使用され、信号が変調及び再変調される際の周波数偏移 t を制御する。動きのある組織又は静止組織のいずれかに起因して組織が存在することが比較結果より得られると、スイッチ 42 が閉じられ、スペクトルをシフトさせるために組織成分の周波数偏移 t が複素変調器 46 に送られ、そして組織成分が除去された後にスペクトルを戻すべくシフトさせるために複素変調器 50 に送られる。複素変調器 50 は、反転素子 52 により、変調器 46 とは反対方向の変調値を受け取る。この技術は、運動している組織の成分も、静止した組織の成分も、共に除去するのに有効である。これは、組織動き成分がそれらの偏移 t に従ってシフトし、 t がゼロであることが分かることになる静止組織成分も同様だからである。

【0025】

上記比較結果が、組織成分のないことを確認した場合には、例えば図 8 のスペクトルの場合、スイッチ 42 が開かれ、変調器 46 及び 50 は効果的に 0 の変調値を受信する。入力データは偏移 0 でシフト、すなわち、シフトされない。ハイパスフィルタ 48 は、上記のようにデータをフィルタ処理して 0 近辺の信号成分を除去するが、これは速度 0 (非流動) の情報を除去する作用しか奏ないので、処理の結果に対して悪影響を与えることはない。変調器 50 はデータを 0 で再変調し、影響のなかった非 0 速度の流動情報 32 が、さらなる処理のために出力に発せられる。代表的なカラーフロー処理の実行において、当該 0 位置 (非流動) のデータは黒で表され、その表示は、図 8 のこのスペクトル位置からのデータの除去により影響されない。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図 1】本発明の原理に従って構成された、超音波ドップラフロー測定システムを示すブ

10

20

30

40

50

ロツク図。

【図2】ドップラフロー情報を得るために探索されている領域を示す図。

【図3】超音波ベクトルに沿うドップラ探索から得られるデータ値の配列を示す図。

【図4】組織の動き信号成分を含む2つのドップラスペクトルを示す図。

【図5】本発明の原理に従ってドップラスペクトルから組織の動きの信号成分を除去するためのプロセスを示す図。

【図6】本発明の原理に従った、組織の動きの信号成分の識別を示す位相図。

【図7】本発明の原理に従って組織の動きの信号成分を除去するためのデジタルフィルタを示す図。

【図8】組織動きの信号成分の不在が識別されるドップラスペクトルを示す第1の図。 10

【図9】組織動きの信号成分の不在が識別されるドップラスペクトルを示す第2の図。

【図10】本発明による組織動き信号成分除去装置の好適実施例を示すブロック図。

【符号の説明】

【0027】

10 ... スキャンヘッド

12 ... アナログ／デジタル変換器

14 ... ビーム形成装置

16 ... デジタル復調器

18 ... 組織成分除去装置

20 ... スペクトル評価装置

22 ... スキャン変換器

24 ... 画像表示装置

26 ... 走査領域

40 ... 自己相関演算装置

42 ... スイッチ

44 ... 比較器

46 ... 複素変調器

48 ... 無限インパルス応答ハイパスフィルタ

50 ... 複素変調器

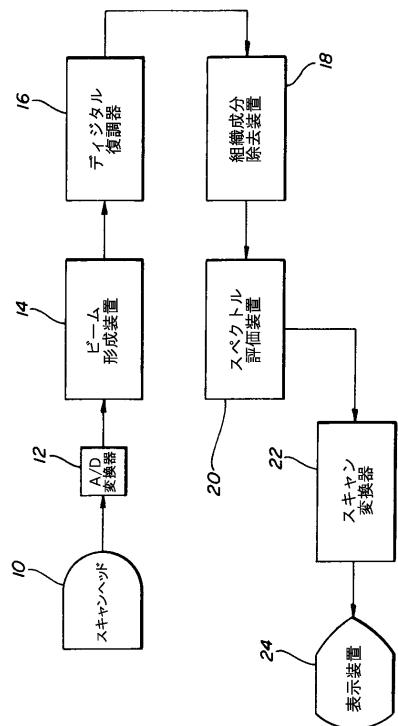
52 ... 反転素子

10

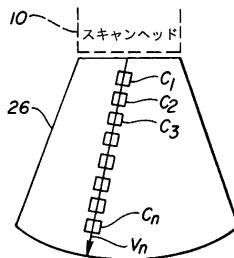
20

30

【図1】



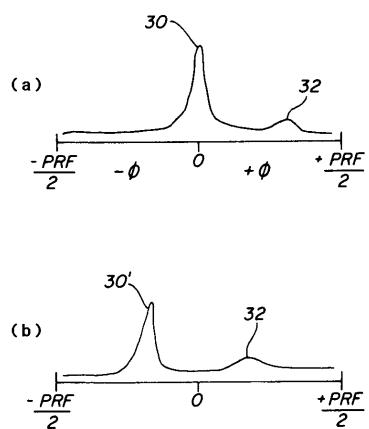
【図2】



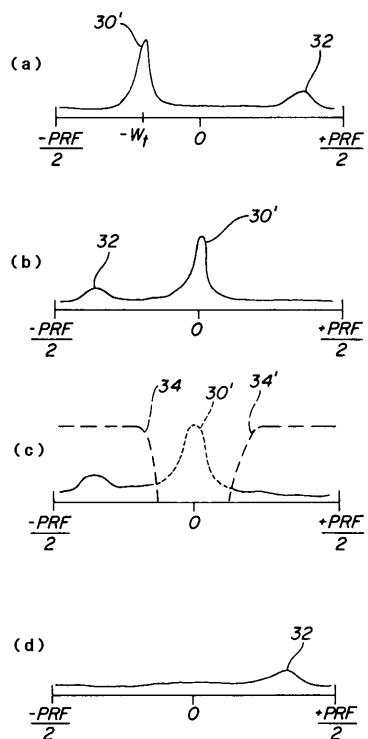
【図3】

	P_1	P_2	P_3	P_4
C_1	$I_{10} Q_{10}$	$I_{11} Q_{11}$	$I_{12} Q_{12}$	$I_{13} Q_{13}$
C_2	$I_{20} Q_{20}$	$I_{21} Q_{21}$	$I_{22} Q_{22}$	$I_{23} Q_{23}$
C_3	$I_{30} Q_{30}$	$I_{31} Q_{31}$	$I_{32} Q_{32}$	$I_{33} Q_{33}$
C_n	$I_{n0} Q_{n0}$	$I_{n1} Q_{n1}$	$I_{n2} Q_{n2}$	$I_{n3} Q_{n3}$

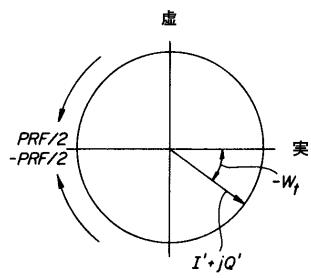
【図4】



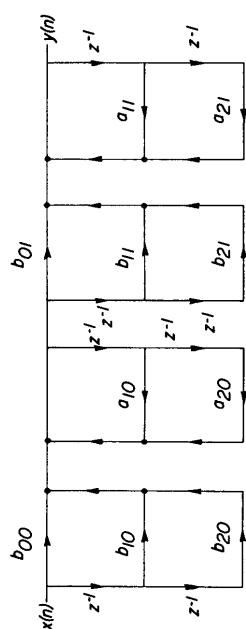
【図5】



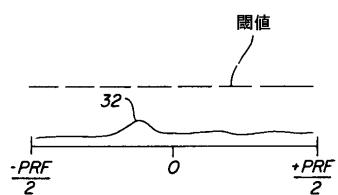
【図6】



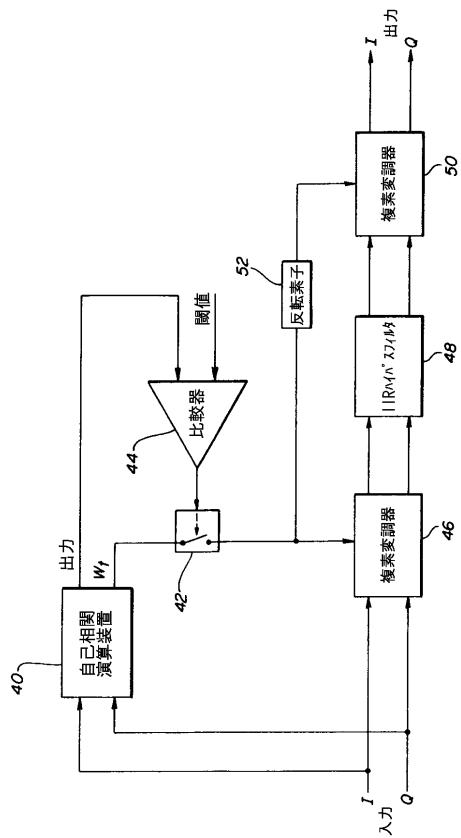
【図7】



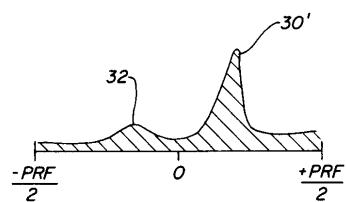
【図8】



【図10】



【図9】



【手続補正書】

【提出日】平成16年7月16日(2004.7.16)

【手続補正1】

【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】

超音波診断装置であって、

- ・ドップラ情報信号を受信して受信ドップラ情報信号を生成する受信手段と、
- ・前記受信ドップラ情報信号を復調して復調ドップラ情報信号を生成する復調手段と、
- ・前記復調ドップラ情報信号から組織動き成分の所定基準周波数からの偏移を識別する識別手段と、
- ・前記組織動き成分が前記所定基準周波数に配されるように前記復調ドップラ情報信号のスペクトルを前記偏移に応じてスペクトルシフトするスペクトルシフト手段と、
- ・前記所定基準周波数に除去帯域を有し、走査すべき領域内の1ベクトルに沿う位置から戻るエコーから得られる信号サンプルを含むデータセット毎に前記スペクトルシフト手段により得られるスペクトルから前記組織動き成分を除去するフィルタと、
- ・ドップラ流動成分が元のスペクトル位置に戻るよう前記フィルタにより得られるスペクトルを前記偏移の逆の偏移に応じてスペクトルシフトする再スペクトルシフト手段と、
- ・前記再スペクトルシフト手段から得られるスペクトルを有する信号からドップラ速度情報信号を生成する手段と、
- ・前記ドップラ速度情報信号に表示用のフォーマット化を施す手段と、
- を有する超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、前記識別手段は、空間的に連付けられた複数の位置から得られた前記復調ドップラ情報信号の中に存在する組織動き成分を識別する手段を有する、超音波診断装置。

【請求項3】

請求項1又は2に記載の超音波診断装置であって、前記識別手段は、前記組織動き成分の値を識別し、この組織動き成分の値が所定値より低い場合には当該装置の組織動き成分の除去作用が抑制される、超音波診断装置。

フロントページの続き

(74)代理人 100122769

弁理士 笛田 秀仙

(72)発明者 ロイ・ベック・ピーターソン

アメリカ合衆国 9 8 0 5 3 ワシントン州レッドモンド、ノース・イースト、トゥーハンドレッドナ
インス・アベニュー 9 1 2 0 番

(72)発明者 ジェフリー・イー・パワーズ

アメリカ合衆国 9 8 2 5 8 ワシントン州レイク・スティーブンス、デイビーズ・ロード 1 2 5 番

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DE04 EE04 EE09 JB25 JB30 JB32 JB33 JB37

JB40 JB43 KK18 KK19

专利名称(译)	具有组织运动识别功能的超声多普勒血流测量系统		
公开(公告)号	JP2004255213A	公开(公告)日	2004-09-16
申请号	JP2004178259	申请日	2004-06-16
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ロイベックピーターソン ジェフリーイー・パワーズ		
发明人	ロイ・ベック・ピーターソン ジェフリー・イー・パワーズ		
IPC分类号	A61B8/06 G01F1/66 G01P5/00 G01P5/24 G01S15/52 G01S15/58 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/06 G01F1/663 G01P5/241 G01S15/52 G01S15/582 G01S15/8981		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/JB25 4C601/JB30 4C601/JB32 4C601/JB33 4C601/JB37 4C601/JB40 4C601/JB43 4C601/KK18 4C601/KK19		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	07/596838 1990-10-12 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[目的]在使用超声波多普勒血流测量的超声波诊断系统中，例如使患者的身体像心脏一样移动，以获得仅表示诸如血液的流体流动的状态的信号。代表生命组织状态的信号的影响被消除。[结构]在对检测到的数据进行图像格式化之前，要识别并消除由于组织运动引起的影响因素。在去除影响因素之后，通过处理数据来执行图像格式化。[选型图]图1

