

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4122453号
(P4122453)

(45) 発行日 平成20年7月23日(2008.7.23)

(24) 登録日 平成20年5月16日(2008.5.16)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 7 (全 12 頁)

| | |
|---|---|
| <p>(21) 出願番号 特願2001-337546 (P2001-337546) (22) 出願日 平成13年11月2日(2001.11.2) (65) 公開番号 特開2003-135466 (P2003-135466A) (43) 公開日 平成15年5月13日(2003.5.13) 審査請求日 平成16年10月21日(2004.10.21)</p> <p>前置審査</p> | <p>(73) 特許権者 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 (74) 代理人 100098017 弁理士 吉岡 宏嗣 (72) 発明者 浅房 勝徳 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内</p> <p>審査官 川上 則明</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】

被検体に超音波の送波ビームを照射するとともに被検体から反射されるエコー信号を受信する超音波探触子と、該超音波探触子から出力されるエコー信号を整相して受波ビーム信号を生成する整相手段と、該整相手段から出力される受波ビーム信号を処理する信号処理手段と、該信号処理手段から出力される受波ビーム信号に基づいて表示画像情報を生成する画像生成手段と、前記表示画像を表示する表示手段とを有してなり、前記信号処理手段は、前記整相手段から出力される受波ビーム信号の角速度の変化を検出して血流速度を検出する血流速度検出手段を有し、該血流速度検出手段は、1ビームラインへの1回の送波ビームの照射に対応する受波ビーム信号を一定周期でサンプリングしてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の位相を検出し、今回サンプリング時の位相と一サンプリング周期前の位相との位相差を求める位相差検出手段と、該位相差検出手段により求められた位相差に基づいてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の角速度を求め、今回サンプリング時の角速度と一サンプリング周期前の角速度との差を求めて角速度の変化量を求める角速度変化検出手段とを有してなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

被検体に超音波の送波ビームを照射するとともに被検体から反射されるエコー信号を受信する超音波探触子と、該超音波探触子から出力されるエコー信号を整相して受波ビーム信号を生成する整相手段と、該整相手段から出力される受波ビーム信号を処理する信号処理手段と、該信号処理手段から出力される受波ビーム信号に基づいて表示画像情報を生成

する画像生成手段と、前記表示画像を表示する表示手段とを有してなり、前記信号処理手段は、前記整相手段から出力される受波ビーム信号の角速度の変化を検出して血流速度を検出する血流速度検出手段を有し、該血流速度検出手段は、前記送波ビームを同一のビームライン方向に複数回照射して得られる複数の受波ビーム信号について、受波ビーム信号ごとに一定周期でサンプリングしてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の位相を検出する位相検出手段と、

複数の受波ビーム信号の対応するサンプリング周期において前記位相検出手段により検出された位相を比較して、確度の高い位相を検出位相として出力する1次元空間フィルタと、

該1次元空間フィルタから出力される検出位相のうち前後するサンプリング周期間の位相差を求める位相差検出手段と、

該位相差検出手段により求められた位相差に基づいてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の角速度を求め、今回サンプリング時の角速度と一サンプリング周期前の角速度との差を求めて角速度の変化量を求める角速度変化検出手段とを有してなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

前記信号処理手段は、前記整相手段から出力される受波ビーム信号を複素数に変換する複素変換手段を有し、前記位相差検出手段は前記複素数に変換された複素数信号に基づいて前記受波ビーム信号の位相を検出することを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記信号処理手段は、前記整相手段から出力される受波ビーム信号の強度を検出する信号強度検出手段と、該信号強度検出手段から出力される信号強度と前記血流速度検出手段から出力される血流速度に、それぞれ信号強度と血流速度の範囲に応じて定められた係数を乗じて血流らしさの度合いを求める血流判定手段とを有してなることを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記送波ビームは、高帯域な超音波であることを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

被検体に超音波の送波ビームを照射するとともに被検体から反射されるエコーを受信する超音波探触子と、該超音波探触子から出力されるエコー信号を整相して受波ビーム信号を生成する整相手段と、該整相手段から出力される受波ビーム信号を処理する信号処理手段と、該信号処理手段から出力される受波ビーム信号に基づいて表示画像情報を生成する画像生成手段と、前記表示画像を表示する表示手段とを有してなり、

前記信号処理手段は、前記整相手段から出力される受波ビーム信号の角速度の変化を検出して血流速度を検出する血流速度検出手段を有し、

前記血流速度検出手段は、1ビームラインへの1回の送波ビームの照射に対応する受波ビーム信号を一定周期でサンプリングしてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の位相を検出する第1の位相検出手段と、前記送波ビームを同一のビームライン方向に複数回照射して得られる複数の受波ビーム信号について、受波ビーム信号ごとに一定周期でサンプリングしてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の位相を検出するとともに、複数の受波ビーム信号の対応するサンプリング周期において前記位相検出手段により検出された位相を比較して、確度の高い位相を検出位相として出力する第2の位相検出手段と、前記第1又は第2の位相検出手段により検出された今回サンプリング時の検出位相と前回のサンプリング時の検出位相との位相差を求める位相差検出手段と、該位相差検出手段により求められた位相差に基づいてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の角速度を求め、今回サンプリング時の角速度と一サンプリング周期前の角速度との差を求めて角速度の変化量を求める角速度変化検出手段とを有してなることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項7】

前記制御部は、前記表示部に血流計測について感度重視又はフレームレート重視の一方を選択するメニュー画面を表示し、選択されたメニューに応じて前記送波ビームの照射を制御するとともに、前記第1と第2の位相検出手段を制御することを特徴とする請求項6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、超音波診断装置に関し、特に血流の速度、強度、分散等の血流情報を計測して画像等により表示する機能を備えた超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置は、超音波探触子を介して被検体である生体に超音波ビームを送信し、生体の組織等から反射されるエコー信号を計測し、そのエコー信号に基づいて診断に必要な情報を画像等により表示するものであり、例えば血管に関する情報を血流像として画像化することが知られている。

【0003】

血流情報は、血球の移動によりエコー信号の超音波周波数がドブラシフトすることを利用して計測するものであり、エコー信号の周波数の偏移量(シフト量)を抽出し、血流速度等として画像化して可視化することが行なわれている。このような血流像を得る方法として、ドプラモード、カラーモード、あるいはパワーモードと称される手法が知られている。ドプラモードは、あるサンプリング点の周波数応答をファーストフーリエ変換(FFT)処理により求め、縦軸を周波数、横軸を時間としてグラフに表わしている。

【0004】

一方、カラーモード又はパワーモードは、ある関心領域において同一のビームラインに送波ビームを複数回照射し、これに対応する複数回の受波ビーム信号を受信し、各サンプリング点の自己相関をとって、血流の平均流速、分散量、強度等を求めてカラー画像化するようにしている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来の手法は、血流情報を抽出するために、同一のビームラインに対して複数回の送受波を必要としている。例えば、ドプラモードの場合は 2^n (例えば、128回又は256回等)、カラーモードやパワーモードの場合は約10回程度繰返す必要がある。そのため、単位時間あたりに表示できる画像枚数であるフレームレートが低下し、血流像の時間分解能を向上することができないという問題がある。

【0006】

このような問題を解決するため、他の手法として、超音波断層像のRF信号について2回～4回程度の差分処理を行なうとともに、血流に対応する高周波成分を抽出して低周波成分を除去する広域通過フィルタ処理をして血流情報を計測することが提案されている。この手法によれば、血流像のフレームレートを高くして、時間分解能を向上することができる。しかし、カラーモードやパワーモードに比べて、血流情報の検出感度が低下し、しかも得られる血流情報が血流速度などの変化の有無に止まり、物理的な定量性がないという問題がある。

【0007】

本発明の課題は、物理的な定量性のある血流情報を計測でき、かつ時間分解能を向上させることができる血流計測法を実現することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】

本発明は、被検体に超音波の送波ビームを照射するとともに被検体から反射されるエコー信号を受信する超音波探触子と、該超音波探触子から出力されるエコー信号を整相して受波ビーム信号を生成する整相手段と、該整相手段から出力される受波ビーム信号を処理す

10

20

30

40

50

る信号処理手段と、該信号処理手段から出力される受波ビーム信号に基づいて表示画像情報を生成する画像生成手段と、前記表示画像を表示する表示手段とを有してなり、前記信号処理手段は、前記整相手段から出力される受波ビーム信号の角速度の変化を検出して血流速度を検出する血流速度検出手段を有することを特徴とする。

【0009】

すなわち、血球から反射されるエコー信号は血球の速度に応じてドブラ効果により周波数が偏移する。この周波数偏移に応じて受波ビーム信号の角速度が変化するため、その角速度を検出すれば血流速度を検出することができる。したがって、本発明によれば、1ビームラインに対して送波ビームの1回照射し、その受波ビーム信号の角速度の変化を検出するだけで、血流速度を定量的に検出することができる。その結果、2次元血流像を撮像する時間を短縮することができるから、フレームレートを高くして、時間分解能を向上することができる。

10

【0010】

ここで、受波ビーム信号の角速度の変化を検出して血流速度を検出する血流速度検出手段の第1の構成として、1ビームラインへの1回の送波ビームの照射に対応する受波ビーム信号を一定周期でサンプリングしてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の位相を検出し、今回サンプリング時の位相と一サンプリング周期前の位相との位相差を求める位相差検出手段と、該位相差検出手段により求められた位相差に基づいてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の角速度を求め、今回サンプリング時の角速度と一サンプリング周期前の角速度との差を求めて角速度の変化量を求める角速度変化検出手段とを有して構成

20

【0011】

また、血流速度検出手段の第2の構成として、前記送波ビームを同一のビームライン方向に複数回照射して得られる複数の受波ビーム信号について、受波ビーム信号ごとに一定周期でサンプリングしてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の位相を検出する位相検出手段と、複数の受波ビーム信号の対応するサンプリング周期において前記位相検出手段により検出された位相を比較して、確度の高い位相を検出位相として出力する1次元空間フィルタと、該1次元空間フィルタから出力される検出位相のうち前後するサンプリング周期間の位相差を求める位相差検出手段と、該位相差検出手段により求められた位相差に基づいてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の角速度を求め、今回サンプリング時の

30

【0012】

この第2の構成によれば、サンプリング方位とビームラインの時間ずれ方位の2次元的な位相差に基づいて血流速度を求めていることから、検出精度を向上することができる。

【0013】

また、前記位相差検出手段は、前記整相手段から出力される受波ビーム信号を複素数に変換する複素変換手段により複素数に変換された複素数信号に基づいて、受波ビーム信号の位相を検出することができる。

【0014】

さらに、前記信号処理手段は、前記整相手段から出力される受波ビーム信号の強度を検出する信号強度検出手段と、該信号強度検出手段から出力される信号強度と前記血流速度検出手段から出力される血流速度に、それぞれ信号強度と血流速度の範囲に応じて定められた係数を乗じて血流らしさの度合いを求める血流判定手段とを有して構成することができる。

40

【0015】

また、送波ビームは、高帯域な超音波であることが好ましい。

【0016】

さらに、血流速度検出手段を、1ビームラインへの1回の送波ビームの照射に対応する受波ビーム信号を一定周期でサンプリングしてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の

50

位相を検出する第1の位相検出手段と、前記送波ビームを同一のビームライン方向に複数回照射して得られる複数の受波ビーム信号について、受波ビーム信号ごとに一定周期でサンプリングしてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の位相を検出するとともに、複数の受波ビーム信号の対応するサンプリング周期において前記位相検出手段により検出された位相を比較して、確度の高い位相を検出位相として出力する第2の位相検出手段とを備えて構成し、前記第1又は第2の位相検出手段により検出された今回サンプリング時の検出位相と前回のサンプリング時の検出位相との位相差を求める位相差検出手段と、該位相差検出手段により求められた位相差に基づいてサンプリング周期ごとの受波ビーム信号の角速度を求め、今回サンプリング時の角速度と一サンプリング周期前の角速度との差を求めて角速度の変化量を求めるようにすることができる。

10

【0017】

この場合、制御部により表示部に血流計測について感度重視又はフレームレート重視の一方を選択するメニュー画面を表示し、選択されたメニューに応じて前記送波ビームの照射を制御するとともに、前記第1と第2の位相検出手段を制御するものとするのが好ましい。

【0018】

【発明の実施の形態】

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態について説明する。図1は、本実施形態の超音波診断装置の全体構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置は、送信部1、探触子3、受信部5、整相部7、信号処理部9、画像処理部11、表示部13、制御部15及び入力手段17を有して構成される。送信部1は、制御部15から与えられる指令にตอบสนองして、超音波パルス信号を生成して探触子3に出力する。探触子3は、列状または面状に並べられてなる図示しない複数の振動子を有し、送信部1から出力された超音波パルス信号により複数の振動子が駆動され、被検体内に超音波の送波ビームを照射するようになっている。この送波ビームが被検体内の組織や血球により反射されてなるエコー信号は、探触子3の振動子で受波され、受信信号として受信部5に入力される。受信信号は受信部5において増幅された後、整相部7において整相加算処理され、受波ビーム信号が生成される。

20

【0019】

信号処理部9は、帯域制御フィルタ19、強度検出部21、ドブラ演算部(DOP)22、カラードブラ演算部(Color)23、位相差検出部24、角速度偏移検出部25、強度検出部26及び血流判定部27を備えて構成される。また、画像処理部11は、強度輝度変換部31、周波数輝度変換部32、カラーマッピング部33、カラーマッピング部34、血流輝度変換部35、データメモリ36、デジタルスキャンコンバータ(DSC)37、フレームメモリ38、重畳処理部39、画像メモリ40、画像インターフェイス部41を有して構成される。制御部15は超音波計測に係る一連の処理や動作を制御するものであり、入力手段17から入力される指令に応じて制御を開始する。

30

【0020】

ここで、本実施形態の特徴部は、図中破線で囲まれた位相差検出部24、角速度偏移検出部25、強度検出部26及び血流判定部27と、カラーマッピング部34及び血流輝度変換部35にある。

40

【0021】

このように構成される信号処理部9と画像処理部11の基本動作を説明する。整相部7から出力された受波ビーム信号は、周知の帯域制御フィルタ19において体動などのノイズ周波数成分が除去される。強度検出部21は、帯域制御フィルタ19から出力される受波ビーム信号に対して検波処理、圧縮処理等の処理を施して信号強度を検出する。検出された信号強度は画像処理部11の強度輝度変換部31において輝度信号に変換されてデータメモリ36に格納される。ドブラ演算部(DOP)22は、帯域制御フィルタ19から出力される受波ビーム信号に基づいて血流速度に相当する周波数偏移を算出する。算出された周波数偏移は画像処理部11の周波数輝度変換部32において輝度信号に変換されてデ

50

ータメモリ 36 に格納される。カラー Doppler 演算部 23 は、帯域制御フィルタ 19 から出力される受波ビーム信号に基づいて、平均血流速度及び血流速度の分布を表わす分散を抽出する。抽出された平均血流速度及び分散情報は、画像処理部 11 のカラーマッピング部 33 においてカラー表示するためマッピング処理され、データメモリ 36 に格納される。データメモリに格納されたデータ配列は、デジタルスキャンコンバータ(DSC) 37 により画像表示配列に変換されてフレームメモリ 38 に格納される。フレームメモリ 38 に格納された各種の画像フレームや状態設定などのキャラクタ表示フレームは、適宜読み出されて重畳処理部 39 で合成される。重畳処理部 39 から出力される画像データは、画像インターフェイス 41 を介して表示部 13 に送られて表示される。また、画像メモリ 40 は、重畳処理部 39 から出力される画像データを格納するとともに、適宜読み出されて表示部 13 に表示される。

10

【0022】

次に、本実施形態の特徴部である図中破線で囲まれた部分の信号処理部及び画像処理部について詳細に説明する。図 1 において、位相差検出部 24 と角速度偏移検出部 25 は、本発明に係る血流速度検出手段を構成する。位相差検出部 24 と角速度偏移検出部 25 の詳細構成図を図 2 に示す。同図に示すように、位相差検出部 24 は、複素変換手段 24a と位相演算手段 24b と位相差演算手段 24c とから構成され、さらに位相演算手段 24c はレジスタなどの遅延手段 24d と差分演算手段 24e とから構成されている。また、角速度偏移検出部 25 は角速度演算手段 25a と角速度差演算手段 25b とから構成され、さらに角速度差演算手段 25b はレジスタなどの遅延手段 25c と差分演算手段 25d

20

【0023】

このように構成される超音波診断装置の特徴部の詳細構成を、生体の血流を観察する場合を例にとって動作とともに説明する。制御部 15 は入力手段 17 から入力される計測条件を含めた開始指令に基づいて動作し、送信部 1 に対して血流計測用の超音波送波ビームを生成させる制御指令を出力する。送信部 1 は、制御部 15 の制御指令に従って、指定されたビームアドレスに対応するパルス状の超音波信号を生成して探触子 3 に出力する。これにより、探触子 3 から指定されたビームアドレスの方向の生体内に送波ビームが送波される。すなわち、図 3 の模式図に示すように、探触子 3 の複数の振動子から発せられる複数の超音波は、波面が一致する方向に進行する送波ビーム 51 として生体内に送波される。この送波ビーム 51 が生体内の血管 52 の壁や血流内の血球 53 で反射され、その反射波であるエコー信号 54 が探触子 3 に受信される。血球 53 によって反射されるエコー信号 54 は、血球の移動速度(血流速度)及び探触子 3 に近づく方向か、あるいは遠ざかる方向かによって異なる Doppler 効果を受け、エコー信号 54 の角速度が偏移を受ける。つまり、送波ビーム超音波の角速度 ω_0 に対し、エコー信号 54 の角速度が ω 偏移されて $\omega = (\omega_0 + \omega)$ となる。

30

【0024】

このように周波数偏移を受けたエコー信号が探触子 3 で受信され、受信部 5 と整相部 7 で周知の信号処理がなされ、受波ビーム信号として信号処理部 9 の帯域制御フィルタ 19 に入力される。受波ビーム信号は、帯域制御フィルタ 19 においてノイズ等の周波数成分が除去された後、位相差検出部 24 に入力される。

40

【0025】

位相差検出部 24 に入力される復調後の受波ビーム信号 $x(t)$ は、図 4 に示す実数部 $I(t)$ と虚数部 $Q(t)$ のベクトル値を用い、次式の数 1 で表すことができる。

【0026】

【数 1】

$$x(t) = (I(t), Q(t))$$

ここで、 ω_0 と近似し、かつ十分に短いサンプリング周期にすれば、送信ビームと受波ビーム信号の実数部 $I(t)$ および虚数部 $Q(t)$ は、回転座標系で考えると相対的な位相のずれを無視できる。したがって、受波ビーム信号 $x(t)$ の実数部 $I(t)$ および虚数部 $Q(t)$

50

は、次式の数 2 により求めることができる。

【 0 0 2 7 】

【数 2】

$$I(t) = x(t) \times \cos \theta_0$$

$$Q(t) = x(t) \times \sin \theta_0$$

数 2 によって、受波ビーム信号 $x(t)$ の $I(t)$ と $Q(t)$ が求めれば、次式の数 3 により、受波ビーム信号 $x(t)$ の任意の時点の位相 $\theta(t)$ を求めることができる。

【 0 0 2 8 】

【数 3】

$$\theta(t) = \text{atan}(Q(t)/I(t))$$

10

但し、

$$I(t) \text{ 及び } Q(t) \text{ が正のとき } \theta(t) < \pi/2$$

$$I(t) \text{ が負及び } Q(t) \text{ が正のとき } \pi/2 < \theta(t) < \pi$$

$$I(t) \text{ 及び } Q(t) \text{ が負のとき } \pi < \theta(t) < 3\pi/2$$

$$I(t) \text{ が正及び } Q(t) \text{ が負のとき } 3\pi/2 < \theta(t) < 2\pi$$

そこで、位相差検出部 2 4 の複素数変換手段 2 4 a は、数 2 に従って、受波ビーム信号 $x(t)$ に $\cos \theta_0$ 及び $\sin \theta_0$ を乗じて $I(t)$ と $Q(t)$ を求めるように構成されている。そして、位相演算手段 2 4 b は、求められた $I(t)$ と $Q(t)$ から、数 3 に従って $\theta(t)$ を求めるように構成されている。ここで、 $I(t)$ と $Q(t)$ の正負と値に対応させて予め数 3 の演算をして $\theta(t)$ を求めておき、 $I(t)$ 、 $Q(t)$ をアドレスとして $\theta(t)$ を読み出すテーブルをメモリに格納しておくことにより、位相演算手段 2 4 b を形成することができる。

20

【 0 0 2 9 】

このようにして、受波ビーム信号 $x(t)$ をサンプリング周波数 f_s (サンプリング周期 $T_s = 1/f_s$) でサンプリングして $x(t)$ を求める。いま、サンプリング周波数 f_s によりタイミング $(t-1)$ 、 (t) 、 $(t+1)$ でサンプリングしたとし、各回のサンプリングにより求められた位相がそれぞれ $\theta(t-1)$ 、 $\theta(t)$ 、 $\theta(t+1)$ であったとする。この場合の、受波ビーム信号 $x(t-1)$ 、 $x(t)$ 、 $x(t+1)$ の位相関係は、極座標で表わすと図 5 に示すようになっている。図 5 から判るように、受波ビーム信号 $x(t)$ は、サンプリング周期 T_s の間に、角速度 ω で $x(t-1)$ 、 $x(t)$ 、 $x(t+1)$ のように位相が変化したのであるから、それらの位相差 $\Delta\theta$ を求めれば、角速度 ω を逆算できる。

30

【 0 0 3 0 】

そこで、位相差検出部 2 4 の位相差演算手段 2 4 c は、レジスタなどの遅延手段 2 4 d に前回サンプリング時の位相 $\theta(t-1)$ を格納しておき、差分演算手段 2 4 e は今回サンプリング時に求めた位相 $\theta(t)$ から前回サンプリング時の $\theta(t-1)$ を引いて、つまり、次式の数 4 によって位相差 $\Delta\theta(t)$ を求めるように形成されている。

【 0 0 3 1 】

【数 4】

$$\Delta\theta(t) = \theta(t) - \theta(t-1)$$

このようにして求めた位相差 $\Delta\theta(t)$ は、角速度偏移検出部 2 5 の角速度演算手段 2 5 a に入力される。角速度演算手段 2 5 a は、次式の数 5 によって今回サンプリング時の角速度 $\omega(t)$ を求めるように形成されている。なお、サンプリング周波数 f_s は予め設定されているので、位相差 $\Delta\theta(t)$ と $\Delta\theta(t)$ を対応付けたテーブルをメモリに格納しておき、位相差 $\Delta\theta(t)$ をアドレスとして $\omega(t)$ を読み出すようにすることにより、角速度演算手段 2 5 a を形成することができる。

40

【 0 0 3 2 】

【数 5】

$$\omega(t) = \Delta\theta(t) / T_s$$

ここで、血流速度は、送波ビーム超音波の角速度 ω_0 に対する受波ビーム信号 $x(t)$ の角速度 $\omega(t)$ の 偏移 $\Delta\theta$ に対応することから、血流速度を求めるには角速度の 偏移 $\Delta\theta$ を求める必要がある。そこで、角速度差演算手段 2 5 b は、サンプリングタイミング $(t-1)$

50

)で求められた $\theta(t-1)$ を遅延手段 25c に格納しておき、差分演算手段 25d において次式の数 6 のように、今回のサンプリングで求められた $\theta(t)$ から前回の $\theta(t-1)$ を引くことによって、サンプリング間の角速度の変化量 $\dot{\theta}(t)$ を求めるようになっている。

【0033】

【数 6】

$$\dot{\theta}(t) = \theta(t) - \theta(t-1)$$

このようにして、1 ビームラインに対して 1 回の送波ビーム照射により、血球の移動により生じた受波ビーム信号の周波数偏移をサンプリングごとに角速度の変化量 $\dot{\theta}(t)$ から求めることができ、これに基づいて血流速度を求めることができる。その結果、従来のように、1 ビームラインに対して複数回の送波ビーム照射をすることなく、血流情報を得ることができるから、フレームレートを高めて、時間分解能を高めることができる。また、フレームレートを従来と同一にすれば、送波ビームのスキャン領域を広げることができる。

10

【0034】

次に、本実施形態の他の特徴部である強度検出部 26 及び血流判定部 27 について詳細構成を動作とともに説明する。強度検出部 26 は、複素数演算手段 24a により求められた実数部 $I(t)$ と虚数部 $Q(t)$ をそれぞれ取り込みそれらの自乗を求める自乗手段 26a、26b と、自乗手段 26a、26b により求められた $I^2(t)$ と $Q^2(t)$ を加算する加算手段 26c と、加算手段 26c の出力の平方根を演算する平方根手段 26d を有し、これによって受波ビーム信号の信号強度を求めて血流判定部 27 に出力するように構成されている。

20

【0035】

一方、血流判定部 27 は、角速度偏移検出部 25 によって計測された角速度の変化量 $\dot{\theta}(t)$ に基づいて求めた血流速度に重み付けを行なう判定係数部 27a と、強度検出部 26 によって計測された強度信号に重み付けを行なう判定係数部 27b とを有する。そして、これら判定係数部 27a、27b の出力信号に基づいて、エコー信号が血流に係るものであるか否かを判断する判定手段 27c が設けられている。判定手段 27c の出力信号は血流判定部 27 の出力信号、すなわち血流らしさの度合いを表わす信号として出力される。また、判定手段 27c の出力信号は一時的に記憶する判定結果記憶手段 27d を介して判定手段 27c にフィードバックされるようになっている。

30

【0036】

すなわち、受波ビーム信号のサンプリング成分の角速度偏移 $\dot{\theta}(t)$ には、血流により生じた成分の他に、心拍などの体動に係る体動成分に起因するものが含まれているから、それらを区別して血流による成分を抽出する必要がある。一般に、図 6 に示すように、体動成分 101 の速度は血流成分 102 の速度に比べて低く、血流成分 102 の信号強度は体動成分 101 の信号強度に比べて低いことが知られている。そこで、図 2 の血流判定部 27 の判定係数部 27a は、図 6 の関係に基づいて、一定速度以上の信号の場合は重み係数 103 を出力し、判定係数部 27b は、信号強度が血流成分に相当する範囲の場合は重み係数 104 を出力する。そして、血流判定部 27 は、それらの重み係数 103、104 の値から、受波ビーム信号のサンプリング成分が血流成分に係る信号成分か、あるいは心拍などの体動に係る体動成分かを判定し、血流らしさの度合い信号を出力するようになっている。このように構成される血流判定部 27 は、メモリ及びデジタルシグナルプロセッサ(DSP)を用いて実現できる。

40

【0037】

このようにして求められた角速度の変化量 $\dot{\theta}(t)$ 及び血流らしさの度合いは、それぞれカラーマッピング部 34 及び血流輝度変換部 35 に入力され、血流速度に応じた色付け及び血流らしさの度合いに応じた輝度に変換されてデータメモリ 31 に格納される。データメモリ 31 に格納された血流速度の応じた色付けデータ及び血流らしさの度合いに応じた輝度データは、DSC 37 により画像データに変換され、フレームメモリ 38、重畳処理部 39、画像インターフェイス 41 を介して表示部に血流像として表示される。

50

【0038】

図7に本実施形態による血流像の一例を示す。血流速度又は平均速度、及び血流速度の分布に相当する分散に応じてカラーマッピング部34において色付けすることにより、血流カラー信号と血流らしさの度合い信号とを同一画像情報として融合することができる。また、血流が存在する部位の信号強度の輝度を低い値にすることにより、血流と組織との分別を明瞭にすることができ、血流の微妙な変化を表現することができる。

【0039】

上述したように、本実施形態によれば、1ビームラインに対して1回の送波ビーム照射により、血球の移動により生じた受波ビーム信号の周波数偏移を求めて血流速度を計測でき、同様に、血流の信号強度を計測することができる。その結果、従来のように、1ビームラインに対して複数回の送波ビーム照射をすることなく、血流情報を得ることができるから、フレームレートを高めて、時間分解能を高めることができる。また、フレームレートを従来と同一にすれば、送波ビームのスキャン領域を広げることができる。

【0040】

図8に、位相差検出部24の他の実施形態を示す。本実施形態は、図示のように、位相演算手段24bと位相差演算手段24cとの間に、ラインメモリ24fと1次元空間フィルタ24gを挿入している点が、図2の位相差検出部24と相違する。本実施形態は、1本のビームラインに2回以上送波ビームを照射し、それに対応して2回以上受信される受波ビームの角速度偏移に基づいて、血流速度を計測することにより、検出感度ないし精度を向上させるようにしたものである。すなわち、位相演算手段24bからサンプリング周期ごとに出力される位相 (t) を、ラインメモリ24fに前回以前に受波された1本又は複数本の受波ビーム分記憶しておく。そして、今回計測された受波ビームの位相 (t) と前回以前に受波された受波ビームの位相 (t) とを1次元空間フィルタ24gに入力する。1次元空間フィルタ24gは、受波ビームラインの深度方向が対応するサンプリング点における複数の位相 (t) の値に基づいて、一定の範囲で一致する位相 (t) の値を出力するようになっている。これにより、位相検出の精度を向上させることができる。その結果、図2の実施形態に比べて、位相差演算手段24cにおいて求まる位相差 (t) は、サンプリング方向(深度方向)とビームラインの時間ずれ方向の2次元空間の位相差になるから、血流速度の計測精度及び血流判定における判定精度を向上させることができる。

【0041】

また、図2の実施形態と図8の実施形態の両方の機能を設け、図9に示すように、感度重視か、フレームレート重視(時間分解能重視)かの選択メニューを画像の一部に表示して、入力手段17などにより選択可能にすることができる。この場合、制御部15により、送受信回数や各部の演算係数を選択に合わせて制御する。

【0042】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、物理的な定量性のある血流情報を計測でき、かつ血流像の時間分解能を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態の全体構成を示す図である。

【図2】図1の超音波診断装置の特徴部に係る血流情報計測部の詳細な構成を示す図である。

【図3】血流によるドブラー効果を説明する図である。

【図4】送信波とドブラ効果を受けた受信波を実数部Iと虚数部Qとに分けて複素数のベクトル量として示した図である。

【図5】サンプリング周期ごとの受波ビーム信号のベクトルを極座標で表わした図である。

【図6】血流成分と体動成分の速度と強度の関係及び重み係数の設定パターンを示した線図である。

【図7】図2の実施形態により得られる血流像の一例を示す図である。

10

20

30

40

50

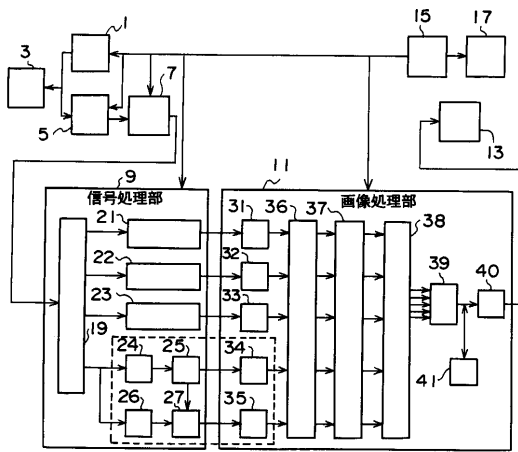
【図8】本発明に係る位相差検出部の他の実施形態を示す構成図である。

【図9】図1と図2の実施形態を組合わせた超音波診断装置により得られる血流像及び選択メニューの一例を示す図である。

【符号の説明】

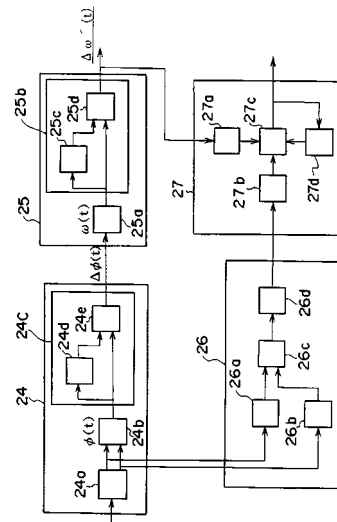
- 1 送信部
- 3 探触子
- 5 受信部
- 7 整相部
- 9 信号処理部
- 11 画像処理部
- 13 表示部
- 15 制御部
- 17 入力手段
- 19 帯域制御フィルタ
- 24 位相差検出部
- 25 角速度偏移検出部
- 26 強度検出部
- 27 血流判定部

【図1】

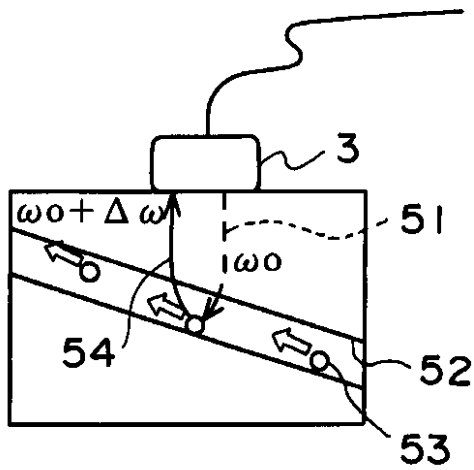


- | | | |
|------------|----------------|----------------|
| 1 : 送信部 | 19 : 帯域制御フィルタ | 32 : 周波数輝度変換部 |
| 3 : 探触子 | 21 : 強度検出部 | 33 : カラーマッピング部 |
| 5 : 受信部 | 22 : ドプラ演算部 | 34 : カラーマッピング部 |
| 7 : 整相部 | 23 : カラードプラ演算部 | 35 : 血流輝度変換部 |
| 9 : 信号処理部 | 24 : 位相差検出部 | 36 : データメモリ |
| 11 : 画像処理部 | 25 : 角速度偏移検出部 | 37 : DSC |
| 13 : 表示部 | 26 : 強度検出部 | 38 : フレームメモリ |
| 15 : 制御部 | 27 : 血流判定部 | 39 : 重ね処理部 |
| 17 : 入力手段 | 31 : 強度輝度変換部 | 40 : 画像インタフェース |
| | | 41 : 画像メモリ |

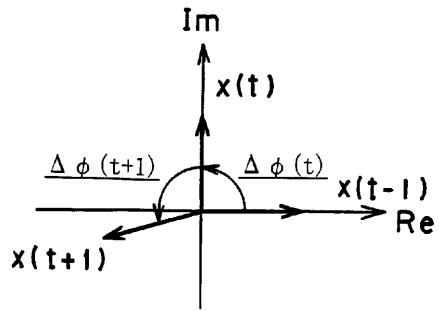
【図2】



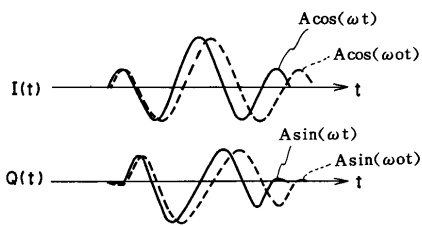
【図3】



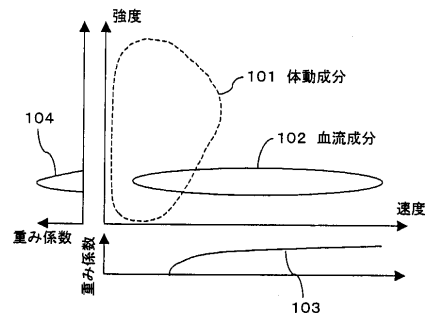
【図5】



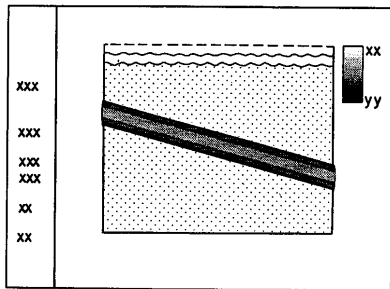
【図4】



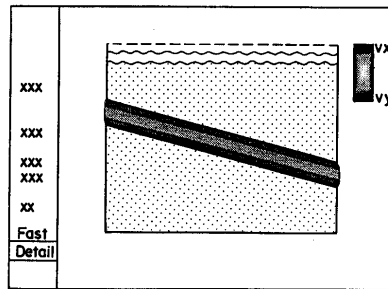
【図6】



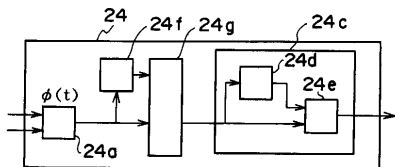
【図7】



【図9】



【図8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭64-080351(JP,A)
特開平07-250835(JP,A)
特開平04-218143(JP,A)
特開平01-155830(JP,A)
特開平05-269129(JP,A)
特開昭58-073338(JP,A)
特開昭61-135639(JP,A)
特開昭62-270139(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06