

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5578756号
(P5578756)

(45) 発行日 平成26年8月27日(2014.8.27)

(24) 登録日 平成26年7月18日(2014.7.18)

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

請求項の数 3 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2007-121845 (P2007-121845)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成19年5月2日(2007.5.2)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2008-272325 (P2008-272325A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成20年11月13日(2008.11.13)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成22年5月6日(2010.5.6)	(73) 特許権者	594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社
審判番号	不服2013-6914 (P2013-6914/J1)		栃木県大田原市下石上1385番地
審判請求日	平成25年4月15日(2013.4.15)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波ドブラ診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内の運動体を含む診断部位との間で超音波ビームを送受信する送受信手段と、
前記送受信手段により得られた受信信号から所望のレンジゲートの位置の運動体に起因したドブラ信号を抽出する抽出手段と、

前記抽出手段により抽出されたドブラ信号に基づいて瞬時毎のスペクトラムから成るド
プラスペクトラムを演算するスペクトラム演算手段と、

前記ドプラスペクトラムを表示する表示手段と、

前記ドプラスペクトラムに基づいて所定時間範囲内の複数の時刻に関する複数の s M A
P を作成する手段であって、前記 s M A P 各々は、閾値以上のパワー値を有する周波数領
域に対応する第 1 領域と前記閾値以下のパワー値を有する周波数領域に対応する第 2 領域
とを有し、前記第 1 領域は前記 s M A P 各々において値 0 を有し、前記第 2 領域は前記 s
M A P 各々において値 1 を有する s M A P 作成手段と、

前記複数の s M A P の O R 演算により前記所定時間範囲に関する S M A P を作成する手
段であって、前記 S M A P は、値 1 を有する第 1 の信号非存在領域と値 0 を有する信号存
在領域とを有する S M A P 作成手段と、

前記 S M A P に含まれる前記第 1 の信号非存在領域の重心を求め、前記 S M A P におい
て前記重心から周波数の上下方向に関して値が最初に 0 になる周波数間の領域を第 2 の信
号非存在領域とする決定手段と、

前記重心が前記ドプラスペクトラムの表示領域の上下端に位置するように 0 H z 位置を

10

20

調整する調整手段と、

を備える超音波ドブラ診断装置であって、

検出可能周波数範囲に対する前記第2の信号非存在領域の占める割合が一定範囲内にあるか否かを判定し、前記割合が前記一定範囲内ないと判定した場合、PRFを変更する変更手段をさらに備えることを特徴とする超音波ドブラ診断装置。

【請求項2】

前記変更手段は、前記割合が前記一定範囲を超える場合、PRFを小さくし、前記割合が前記一定範囲に満たない場合、前記PRFを大きくする、請求項1に記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項3】

前記sMAP作成手段は、前記ドプラスペクトラムを間引いて処理することを特徴とする請求項1に記載の超音波ドブラ診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波のドブラ効果を利用して、血液等、体内の運動体の運動状態を診断する超音波ドブラ診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波パルスドブラ法と超音波パルス反射法とを併用し、1つの超音波プローブで断層像（白黒Bモード像）と血流情報とを得ると共に、少なくともその血流情報をリアルタイムで表示するようにした超音波ドブラ診断装置が知られている（例えば、下記特許文献1参照）。

【0003】

こうした超音波ドブラ診断装置の一例を、図12を参照して説明する。この診断装置は血流情報として血流速度を計測するものである。

【0004】

図12に示される診断装置は、超音波振動子1に接続された送信用のパルサ2及び受信用の前置増幅器3を有する。前置増幅器3の出力側は、ミキサ4、ローパスフィルタ5、サンプルホールド回路6、バンドパスフィルタ7及び周波数分析器（FFT）8を介して表示器9に接続されている。

【0005】

この超音波ドブラ診断装置は、また、送信制御及び受信制御のためのパルス発生回路11と、レンジゲート制御用のレンジゲート回路12とを備えている。パルス発生回路11は分周回路、ゲート回路等を備えており、所定周波数のクロックパルスa（図13参照）を発生させ、そのクロックパルスaをレンジゲート回路12及びミキサ4に供給すると共に、そのクロックパルスaに基づいて超音波繰返し周波数に相当するレートパルスb（図13参照）を生成し、そのレートパルスbをパルサ2及びレンジゲート回路12に供給する。

【0006】

上記パルサ2は、供給されたレートパルスbに基づいて高電圧の駆動電圧パルスを生成し、その駆動電圧パルスにより超音波振動子1を励振する。この励振に伴って、超音波振動子1は超音波パルス信号を生体P内に送波する。送波された超音波パルス信号の一部は、生体P内の血管壁BW及び血管内の血流B（主に赤血球）で反射して超音波エコー信号となる。この超音波エコー信号は再び同一の超音波振動子1により受信され、電圧エコー信号d（図13参照）に変換される。

【0007】

この電圧エコー信号dは、超音波のドブラ効果を反映した受信信号となる。つまり、生体P内を流れている血流に対して超音波パルスを送波すると、流動する血球によって散乱され、ドブラ偏移を受ける。このため、超音波ビームの中心周波数fcがfdだけ変化し

10

20

30

40

50

、受信周波数 f は $f = f_c + f_d$ となる。このドブラ偏移周波数 f_d は、血流速度 v 、超音波ビームと血管のなす角度 θ 、音速 c として、およそ以下のように表される。

【0008】

$$f_d = \{ (2 \cdot v \cdot \cos \theta \cdot f_c) / c \} \cdot f_c$$

このため、受信電圧信号 f_d からドブラ偏移周波数 f_d を検出することにより血流速度 v を知ることができるから、この検知に向けて前述した受信経路が動作する。

【0009】

すなわち、前置増幅器 3 は電圧エコー信号 d を増幅し、その増幅信号をミキサ 4 に出力する。ミキサ 4 は、増幅されたエコー信号 d とクロックパルス a とを混合し、その混合信号を次段のローパスフィルタ 5 に出力する。ローパスフィルタ 5 は、入力する混合信号の内、超音波搬送周波数等の高周波成分を除去し、ドブラ偏移周波数 f_d を中心とする低周波分のみをサンプルホールド回路 6 に出力する。

【0010】

このサンプルホールド回路 6 は、血流 B の速度の観測位置、すなわちサンプリング・スタ上の血流 B に対するレンジゲート（サンプリングポイント、サンプリングボリュームともいう）の位置のみのドブラ偏移信号を抽出するための回路である。この信号抽出を行うために、サンプルホールド回路 6 には、レンジゲート回路 12 からサンプリングパルス c が供給される。

【0011】

レンジゲート回路 12 は遅延時間を任意に設定できる回路で、超音波パルスを振動子 1 とレンジゲート位置 0 との間を往復伝搬するに等しい時間だけレートパルス b よりも遅延させ、且つ、設定されたパルス幅のサンプリングパルス c （図 13 参照）を形成し、このパルス c をサンプルホールド回路 6 に供給する。尚、レンジゲート位置 0 は、オペレータにより、 B モード断層上の血流速度を得たい血管の位置に、トラックボールやジョイスティックで任意に設定される。

【0012】

サンプルホールド回路 6 は、体表面からレンジゲート位置 0 に対応したサンプリングパルス c でローパスフィルタ 5 の出力信号をサンプルホールドし、そのホールド結果をバンドパスフィルタ 7 に出力する。バンドパスフィルタ 7 では、サンプルホールド回路 6 のサンプリングで生じた高調波成分や血管等の固定反射信号及び比較的遅い生体内の動きに拠るドブラ偏移周波数が除去され、血流 B のドブラ偏移周波数のみが抽出される。この抽出信号が次段の周波数分析器 8 に送られ、高速フーリエ変換等の周波数分析によってドブラ偏移周波数の周波数スペクトルパターン（ドブラスペクトラム）が演算される。この周波数スペクトルパターンは、時間（横軸）の経過に伴うドブラ偏移周波数（血流速度に対応：縦軸、各周波数成分の強度は輝度で表される）の変化を示すもので、表示器 9 にて、例えば図 14 に示される如くリアルタイムに表示される。

【特許文献 1】特開平 8 - 308843 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

しかしながら、前述した超音波ドブラ診断装置では、検出された周波数が繰り返し周波数（ $\pm 1/2 f_r$ ）を越えた場合、図 15 に示されるように折り返されたような波形になる。これを図 14 に示される如く、折り返されていないものにするためには、血流速度に応じて、パルス繰り返し周波数（レート周波数）や 0 Hz 表示位置をオペレータが適切に設定しなければならず、操作時間がかかり、オペレータの大きな負担になっていた。また、同時に診断に非常に多くの時間がかかっていた。

【0014】

したがって本発明は、前記実情に鑑みてなされたものであり、その目的は、検出可能周波数範囲に対する信号非存在領域の重心/中心とその範囲を検出することにより、レート周波数、0 Hz 表示位置を自動的に設定し、オペレータの負担を軽減し、診断時間を著し

10

20

30

40

50

く短縮することができる超音波ドブラ診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明の超音波ドブラ診断装置は、被検体内の運動体を含む診断部位との間で超音波ビームを送受信する送受信手段と、前記送受信手段により得られた受信信号から所望のレンジゲートの位置の運動体に起因したドブラ信号を抽出する抽出手段と、前記抽出手段により抽出されたドブラ信号に基づいて瞬時毎のスペクトラムから成るドブラスペクトラムを演算するスペクトラム演算手段と、前記ドブラスペクトラムを表示する表示手段と、前記ドブラスペクトラムに基づいて所定時間範囲内の複数の時刻に関する複数のSMAPを作成する手段であって、前記SMAP各々は、閾値以上のパワー値を有する周波数領域に対応する第1領域と前記閾値以下のパワー値を有する周波数領域に対応する第2領域とを有し、前記第1領域は前記SMAP各々において値0を有し、前記第2領域は前記SMAP各々において値1を有するSMAP作成手段と、前記複数のSMAPのOR演算により前記所定時間範囲に関するSMAPを作成する手段であって、前記SMAPは、値1を有する第1の信号非存在領域と値0を有する信号存在領域とを有するSMAP作成手段と、前記SMAPに含まれる前記第1の信号非存在領域の重心を求め、前記SMAPにおいて前記重心から周波数の上下方向に関して値が最初に0になる周波数間の領域を第2の信号非存在領域とする決定手段と、前記重心が前記ドブラスペクトラムの表示領域の上下端に位置するように0Hz位置を調整する調整手段と、を備える超音波ドブラ診断装置であって、検出可能周波数範囲に対する前記第2の信号非存在領域の占める割合が一定範囲内にあるか否かを判定し、前記割合が前記一定範囲内ないと判定した場合、PRFを変更する変更手段をさらに備えることを特徴とする。

10

20

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、検出可能周波数範囲に対する信号非存在領域の重心/中心とその範囲を検出することにより、レート周波数、0Hz表示位置を自動的に設定し、オペレータの負担を軽減し、診断時間を著しく短縮することができる超音波ドブラ診断装置を提供することができる。

【0017】

本発明の超音波ドブラ診断装置によれば、ドブラスペクトラムの折り返しを検出して自動的にPRF及び0Hz位置という2つのパラメータを変化させ、折り返しを持たないドブラスペクトラムにすることによって、オペレータの負担を軽減し、診断時間を著しく短縮できる。加えて、煩わしい操作はなく、折り返しのないスペクトラムを観察することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【0019】

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波ドブラ診断装置の構成を示すブロック図である。

40

【0020】

図1に示されるように、本発明の一実施形態に係る超音波ドブラ診断装置20は、電子走査型の超音波プローブ(以下、単にプローブと記す)25と、このプローブ25に接続された電子走査部30とを備えている。

【0021】

前記電子走査部30は、基準クロックを発生させる基準信号発生器31と、その基準クロックを受けて遅延駆動信号を生成するディレイライン(後述する受信時の遅延も兼用)32と、このディレイライン32からの遅延駆動信号を受けてプローブ25のアレイ型の圧電振動子群を励振させるパルサ33とを備えている。また、この電子走査部30には、受信系の回路も内蔵されている。つまり、プローブ25に接続された前置増幅器34と、

50

この前置増幅器 34 の出力信号を遅延させるディレイライン 32 と、このディレイライン 32 の遅延信号を加算する加算器 35 と、この加算器 35 の出力信号を対数増幅及び包絡線検波に付す検波器 36 とを備えている。ディレイライン 32 と加算器 35 とにより受信エコー信号の整相加算が行われ、これにより電子走査に付される。

【 0 0 2 2 】

前記検波器 36 の出力信号は B モード断層像の画像信号としてデジタルスキャンコンバータ (D S C) 41 に供給されて、この D S C 41 に於いて超音波走査から標準 T V 走査の信号に変換される。 D S C 41 の変換信号は、 D / A 変換器 42 を介して表示器 (C R T) 43 に送られる。

【 0 0 2 3 】

前記加算器 35 の出力は、また、位相検波用のミキサ 51 を介して、ローパスフィルタ 53 にも供給される。

【 0 0 2 4 】

前記基準信号発生器 31 の出力は、ミキサ 51 の一方のチャンネルに直接に供給され、90度移相器 52 を介してミキサ 51 の他方のチャンネルに接続されている。このため、電子走査部 30 に於ける整相加算された受信エコー信号がミキサ 51 に加えられる他、基準信号発生器 31 からの基準信号 f_0 及び 90度の位相差をもった基準信号 f_0 が、ミキサ 51 の 2 チャンネルに各々加えられる。これにより、ミキサ 51 は、ドブラ偏移信号 f_d と「 $2 f_0 + f_d$ 」の信号をローパスフィルタ 53 に出力する。このローパスフィルタ 53 では、ミキサ 51 からの混合信号の内の高周波成分が除去され、ドブラ偏移信号 f_d のみが得られる。このドブラ偏移信号 f_d は、血流情報に演算するための位相検波出力であり、次段のドブラスペクトラム演算部 60 に出力される。

【 0 0 2 5 】

このドブラスペクトラム演算部 60 は、サンプリングパルスを出力するレンジゲート回路 61 と、そのサンプリングパルスを入力するサンプルホールド (S / H) 回路 62 と、このサンプルホールド回路 62 の出力をフィルタリングするバンドパスフィルタ 63 と、このバンドパスフィルタ 63 の出力をデジタル化する A / D 変換器 64 と、この A / D 変換器 64 の変換出力を周波数解析する周波数分析器 (F F T) 65 とを備えている。尚、サンプルホールド回路 62、バンドパスフィルタ 63、及び A / D 変換器 64 は、図示されていないが、何れも 2 チャンネルである。周波数分析器 65 の出力端は、図示されないスペクトラム平均回路を通して、 D S C 41 に接続されていると共に、流速レンジ (P R F) / 0 H z 位置決定部 71 に接続されている。

【 0 0 2 6 】

前記サンプルホールド回路 62 は、生体内の所望深さ位置の血流だけのドブラ信号を抽出しようとするものであり、前記ローパスフィルタ 53 の位相検波出力信号がサンプルホールド回路 62 の入力信号となっている。

【 0 0 2 7 】

レンジゲート回路 61 は、後述する操作パネル 75 から供給されるレンジゲート位置信号に基づいて遅延時間を任意に設定可能な回路構成になっている。そして、プローブ 25 と所望のレンジゲート (サンプリングポイント、サンプリングボリュームともいう) の位置との間を、超音波信号が往復するに相当する時間だけレートパルスよりも遅延させ、且つ、設定幅を有するサンプリングパルスをサンプルホールド回路 62 に供給する。これにより、サンプルホールド回路 62 は、ローパスフィルタ 53 からの位相検波出力信号をサンプリングパルスでサンプルホールドする。このサンプルホールドされた位相検波信号は、その後、バンドパスフィルタ 63 を通過し、該バンドパスフィルタ 63 によって、サンプルホールド回路 62 でのサンプリングにより生じた高調波成分、血管壁等からの固定反射信号、更には比較的遅い動きに拠るドブラ偏移周波数に相当した成分が除去され、血流に拠るドブラ信号のみが抽出される。

【 0 0 2 8 】

周波数分析器 65 は、高速フーリエ変換回路を有し、バンドパスフィルタ 63 から入力

10

20

30

40

50

したドブラ偏移周波数の周波数解析を行い、その解析結果、すなわちドブラスペクトラム（周波数スペクトルパターン）を、スペクトラム平均回路（図示せず）を介してD S C 4 1に出力する。これにより、表示器4 3には、Bモード断層像と並列にドブラスペクトルが分割表示されるようになっている。

【0029】

前記P R F / 0 H z位置決定部7 1は、血流非存在領域の重心と幅（大きさ）を検出して自動的に2つのパラメータ（P R F及び0 H z位置）を変化させるためのものである。このP R F / 0 H z位置決定部7 1は、ある一定時間を検査域とし、先ず、検査域内で血流信号の周波数軸の存在しない領域が全周波数軸のX割となるように流速レンジ（P R F）を決める。そして、非存在領域の重心が表示領域の上下端となるように、0 H zの位置をシフトさせる。こうして、自動的にドブラスペクトラムを見やすいようにする。更に、このP R F / 0 H z位置決定部7 1には、コントローラ7 3が接続されている。

10

【0030】

コントローラ7 3は、操作パネル7 5からの操作に応じて電子走査部3 0を調整し、基準信号発生器3 1からのサンプリングパルス等のクロックパルスを変化させ、ドブラスペクトラムの範囲の調整等、装置各部の制御を行うものである。

【0031】

操作パネル7 5は、オペレータが任意に操作可能なトラックボールやキーボードを備えており、この操作パネル7 5の操作を介して、前述したレンジゲート位置信号及びフリーズ指令信号を出力する。また、操作パネル7 5は、前述したP R F / 0 H z位置決定のための機能をO N / O F Fするスイッチを有している。

20

【0032】

次に、本実施形態に於ける超音波ドブラ診断装置2 0の全体の動作について説明する。

【0033】

この超音波ドブラ診断装置2 0が起動すると、電子走査部3 0は、基準信号発生器3 1から出力されるレートパルスによって、プローブ2 5を励振し、超音波信号を被検体内に送波させる。この超音波信号は被検体の各部で反射し、再びプローブ2 5で受信される。プローブ2 5からは超音波エコー信号に対応する電気信号に変換された信号が出力され、電子走査部3 0の加算器3 5で受信フォーカスが掛けられる。そして、加算器3 5から出力された指定ラスタアドレスの受信信号のうち一方は、検波器3 6に供給され、対数増幅処理、包絡線検波処理がなされ、指定ラスタアドレスの画像信号に検波・変換される。このBモード断層像を形成する画像信号は、D S C 4 1に供給される。

30

【0034】

これに対し、電子走査部3 0の加算器3 5から出力された受信信号のうち他方は、ミキサ5 1で位相検波されて、ドブラ偏移信号 f_d と周波数 $(2f_0 + f_d)$ の成分を有する信号が得られる。更に、ローパスフィルタ5 3によって高周波成分が除去されて、ドブラ偏移信号 f_d のみが得られる。この血流情報演算のための位相検波出力信号は、ドブラスペクトラム演算部6 0に出力され、サンプルホールド回路6 2によって生体内の血流が流れている深さの位置だけの信号を抽出し、A / D変換して高速フーリエ変換することによって、リアルタイムに周波数解析される。

40

【0035】

このスペクトラム演算部6 0では、レンジゲート回路6 1の遅延時間が任意に設定可能である。これは、プローブ2 5からサンプリングポイント位置（レンジゲート位置）までの往復する時間を遅延し、設定された長さに対応する幅を有するサンプリングパルスをサンプルホールド回路6 2に与えることによってなされ、オペレータが指定したレンジゲートの位置のドブラ信号が得られるようになっている。

【0036】

こうして、高速フーリエ変換することによって得られたドブラスペクトルは、D S C 4 1に供給される。そして、Bモードの画像データと共に、ドブラスペクトラムのデータは、標準TV走査方式の画像に合成・変換され、D / A変換器4 2を介して表示器4 3に供

50

給される。この結果、表示器 43 には、診断部位の B モード断層像とドプラスペクトラムとが、例えば分割表示される。

【0037】

一方、周波数分析器 65 からのドプラスペクトルは、PRF / 0 Hz 位置決定部 71 にも供給される。PRF / 0 Hz 位置決定部 71 では、次の 3 つのステップに従って、自動的にドプラスペクトラムを見やすいように調整が行われる。

【0038】

第 1 ステップでは、まず、各周波数軸に於いて、ある閾値以上のパワーの周波数の値が“0”、閾値以下のパワーの周波数の値が“1”となるような sMAP を作成する。

【0039】

例えば、図 2 に示されるようなドプラスペクトラムが存在した場合、時刻 t_1 での周波数軸上のドプラスペクトラムは、図 3 のように示される。そして、閾値 T_h よりも大きければ“0”、小さければ“1”とすると、図 4 に示されるような、時刻 t_1 での sMAP が作成される。同様にして、図 2 に示される時間 t 軸の全ての時刻について、このような sMAP が作成される。

【0040】

これを一定時間範囲の周波数軸に対して行い、それらの結果 (sMAP) を OR 演算して、SMAP を作成する。この SMAP の値が“1”の領域が、信号非存在領域である。

【0041】

ここで、検出可能周波数範囲に対する信号非存在領域の占める割合を信号非存在比率と記すことにする。例えば、図 2 に示されるようなドプラスペクトラムでは、周波数 f の全ての値が存在することから、全ての sMAP の OR 演算を行うと、図 5 に示されるような SMAP になる (もちろん、このように 2 段階の処理を経ず、一気に SMAP を作成しても良い)。この場合、信号非存在比率は“0”である。

【0042】

この信号非存在領域の中心は、SMAP の重心位置を求めることで検出可能である。また、信号非存在領域の中心から周波数の上下方向に信号領域をサーチすることで、信号非存在領域 (幅) を求めることができる。

【0043】

信号非存在領域の重心から周波数の高い方向に SMAP の値が“0”になる周波数を探していき、最初に“0”になった周波数が信号の存在する周波数 1、信号非存在領域の重心から周波数の低い方向に SMAP の値が“0”になる周波数を探していき、最初に“0”になった周波数が信号の存在する周波数 2 である。この周波数 1 から周波数 2 の間が信号非存在領域、その距離が信号非存在幅となる。

【0044】

尚、ここでは最初に“0”になった周波数を検出するように説明したが、ノイズ等の影響を受けにくくするために、最初に数周波数分連続して“0”になった周波数を検出するようにしても良い。例えば、最初に連続した 5 周波数中 3 周波数が“0”になった周波数を検出するようにしても良い。

【0045】

次いで、第 2 ステップでは、前記信号非存在比率が、設定された一定の範囲内の値になるように、コントローラ 73 を介してサンプリングパルスを変化させて PRF を変化させる。求められた信号非存在比率が、この範囲を越える場合には PRF を変化させる。つまり、求められた信号非存在比率がこの範囲を越える場合には PRF を小さくし、この範囲を下回る場合には PRF を大きくする。例えば、この範囲は 0.2 ~ 0.3 等に設定される。

【0046】

図 2 に示されるように、信号非存在領域が存在しない場合は、例えば PRF を倍にして、図 6 に示されるドプラスペクトラムのように、信号が存在しない領域 (信号非存在領域) ができるようにしても良い。すると、図 7 に示されるような SMAP を作成することがで

10

20

30

40

50

き、ここから最適なPRFを求めることができる。

【0047】

第3ステップでは、信号非存在領域の中心が周波数軸の上下端となるように、0Hz位置の移動を行う。

【0048】

この0Hz位置の移動は、コントローラ73を介してDSC41で表示を制御するか、周波数分析器65からの出力フォーマットを制御することによって行われる。例えば、図8に示されるように、ドプラスペクトラムが折り返すように表示されている場合、図9に示されるようなSMAPになる。そして、信号が存在しない領域の中心が両端にくるように0Hz位置の移動を行うことで、図10に示されるような折り返しのないドプラスペクトラムが表示される。

10

【0049】

この際、もしPRGFの変更と0Hz位置の移動を同時に行う必要がある場合には、PRF変更後の信号非存在領域を計算によって求めた後に、0Hz位置の移動量を求める。この折り返しのないドプラスペクトラムの場合、図11に示されるようなSMAPが作成される。また、この0Hzの位置の移動は、信号存在領域の中心が周波数軸の上下端からある範囲以上ずれた場合に動作するようにしても良い。

【0050】

このように、オペレータの煩わしい操作なく、検出可能周波数範囲に対する信号存在領域を検出することで、レート周波数、0Hz表示位置を自動的に設定することにより、オペレータの負担を軽減し、診断時間を著しく短縮できる。煩わしい操作はなく、折り返しのないスペクトラムが観察できる。

20

【0051】

尚、前述した実施形態に於いて、第2ステップと第3ステップは同時に行うようにしても良い。

【0052】

また、

信号存在比率 = 1 . 0 - 信号非存在比率

として、前記制御を、信号存在比率を用いて行っても良い。

【0053】

尚、前述した本機能のON/OFFするスイッチを、著得音波ドブラ診断装置に設けても良い。更に、交互段数を変化させても良い。

30

【0054】

また、本実施形態では、PRF/0Hz位置決定部71の入力信号を周波数分析器65の出力としたが、DSC41の出力を用いても良い。更に、第1ステップ前に、PRFを設定可能な最大に設定する手段を挿入しても良い。そして、PRFが変化した時に変化したことを示すマーカを表示させても良い。

【0055】

更に、PRF/0Hz位置決定部71への入力信号全てを処理するのではなく、時間軸方向、または周波数軸方向に間引いたデータを用いて処理しても良い。

40

【0056】

このように、本実施形態の超音波ドブラ診断装置によれば、ドプラスペクトラムの折り返しを検出して自動的にPRF及び0Hz位置という2つのパラメータを変化させ、折り返しを持たないドプラスペクトラムにすることによって、オペレータの負担を軽減し、診断時間を著しく短縮することができる。これにより、煩わしい操作はなく、折り返しのないスペクトラムを観察することができる。

【0057】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は前述した実施形態以外にも、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の変形実施が可能である。

【0058】

50

更に、前述した実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件の適当な組合せにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成も発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波ドプラ診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】ドプラスペクトラムの一例を示す図である。

10

【図3】図2の場合で、時刻 t_1 での周波数軸上のドプラスペクトラムの一例を示す図である。

【図4】時刻 t_1 でのSMA Pを示す図である。

【図5】図2の場合のSMA Pを示す図である。

【図6】図2のような場合で、PRFを大きくしたときのドプラスペクトラムを示す図である。

【図7】信号が存在しない領域がある場合のSMA Pを示す図である。

【図8】ドプラスペクトラムが折り返すように表示されている場合を示す図である。

【図9】図8の場合のSMA Pを示す図である。

【図10】0 Hz位置を移動させて、折り返しのないドプラスペクトラムを示す図である

20

【図11】折り返しのない場合のSMA Pを示す図である。

【図12】従来の超音波ドプラ診断装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図13】図12の超音波ドプラ診断装置の動作を説明するためのタイミングチャートである。

【図14】従来の周波数スペクトルパターンを示す図である。

【図15】従来の折り返りが生じた周波数スペクトルパターンを示す図である。

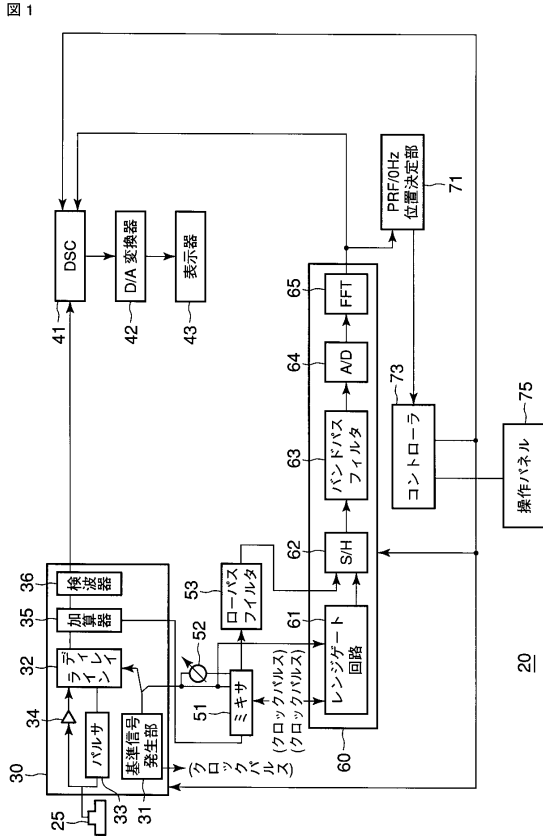
【符号の説明】

【0060】

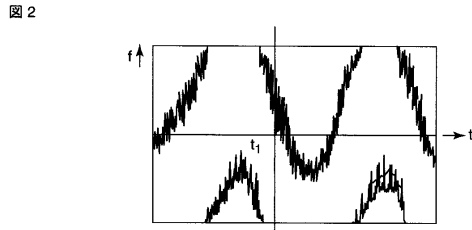
20...超音波ドプラ診断装置、25...超音波プローブ(プローブ)、30...電子走査部、31...基準信号発生器、35...加算器、36...検波器、41...デジタルスキャンコンバータ(DSC)、43...表示器、51...ミキサ、53...ローパスフィルタ、60...ドプラスペクトラム演算部、62...サンプルホールド(S/H)回路、63...バンドパスフィルタ、65...周波数分析器(FFT)、71...PRF/0 Hz位置決定部、73...コントローラ、75...操作パネル。

30

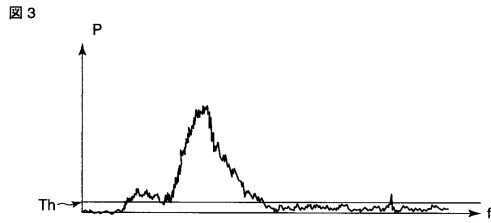
【 図 1 】



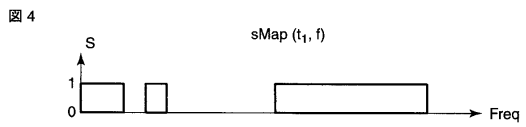
【 図 2 】



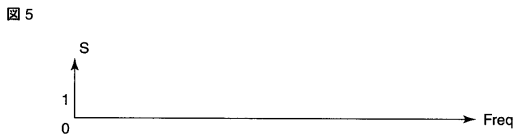
【 図 3 】



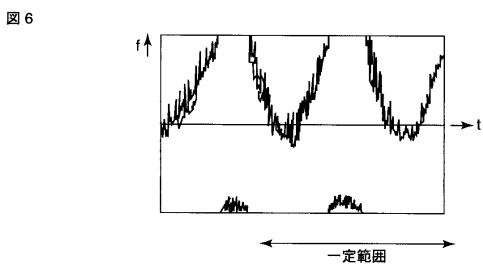
【 図 4 】



【 図 5 】



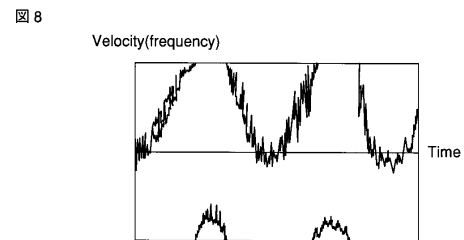
【 図 6 】



【 図 7 】



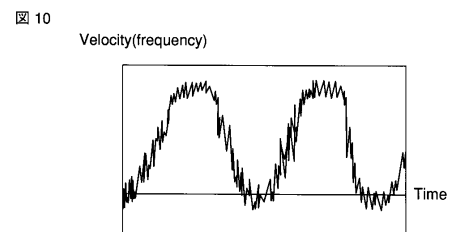
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



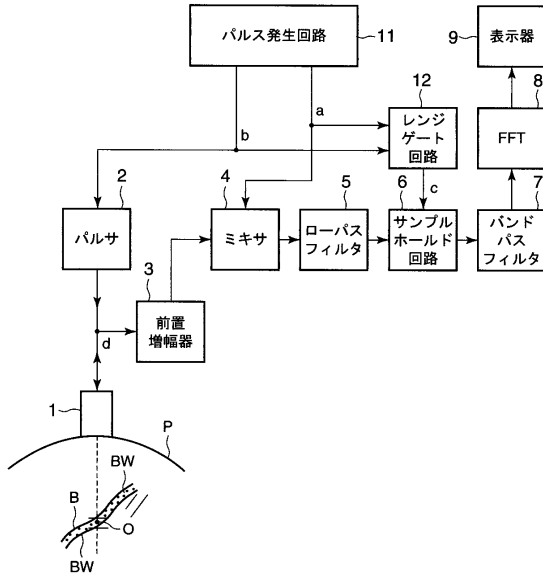
【図 1 1】

図 11



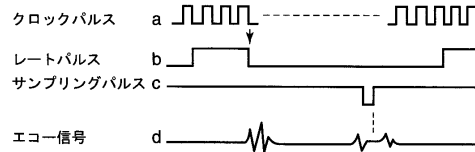
【図 1 2】

図 12



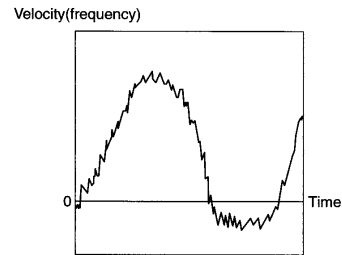
【図 1 3】

図 13



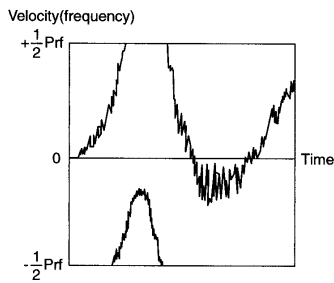
【図 1 4】

図 14



【図 1 5】

図 15



フロントページの続き

(74)代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(72)発明者 内堀 孝信

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

合議体

審判長 尾崎 淳史

審判官 三崎 仁

審判官 渡戸 正義

(56)参考文献 特開平8-308843(JP,A)

特開平11-285495(JP,A)

特開2003-245279(JP,A)

特開2000-197634(JP,A)

特開2005-185731(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声多普勒诊断装置		
公开(公告)号	JP5578756B2	公开(公告)日	2014-08-27
申请号	JP2007121845	申请日	2007-05-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	内堀孝信		
发明人	内堀 孝信		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/BB01 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/HH13 4C601/JP16 4C601/JP31 4C601/JP40 4C601/JP49 4C601/JP53 4C601/KK09 4C601/KK17 4C601/KK31		
代理人(译)	中村诚		
助理审查员(译)	仁美咲		
其他公开文献	JP2008272325A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够通过检测相对于可检测频率范围的质心/中心和信号不存在区域的范围来自动设定速率频率和OHZ显示位置的超声波多普勒诊断设备，从而减少施加在操作员身上的负荷，极大地缩短了诊断时间。ZSOLUTION：超声波束在被诊断部位之间发送和接收，包括受试者中的移动体。多普勒频谱计算部分60从通过发送和接收获得的接收信号中提取由期望距离门的位置处的移动体引起的多普勒信号，并基于每个时刻计算由频谱构成的多普勒频谱。提取的多普勒信号。PRF / OHZ确定部分71获得多普勒频谱的信号不存在区域的质心，并检测多普勒频谱的信号不存在区域。OHZ位置显示在显示装置43中，以便允许信号不存在区域的质心成为显示的每个垂直端。Z

