

(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2008-272325

(P2008-272325A)

(43) 公開日 平成20年11月13日(2008.11.13)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F I
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2007-121845 (P2007-121845)
(22) 出願日 平成19年5月2日(2007.5.2)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲

最終頁に続く

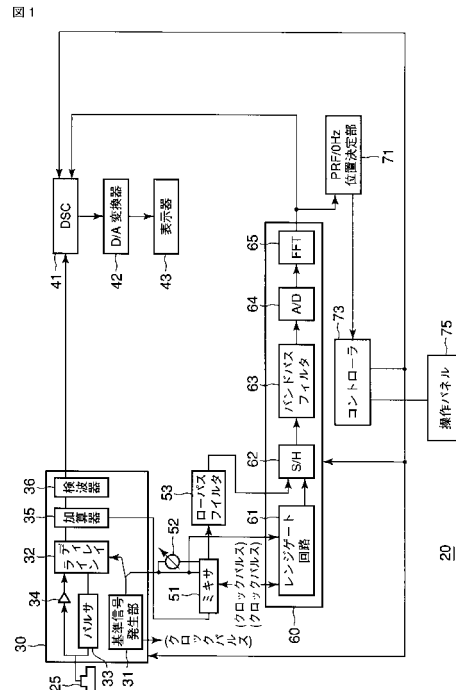
(54) 【発明の名称】 超音波ドブラ診断装置

(57) 【要約】

【課題】 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、診断時間を著しく短縮可能な超音波ドブラ診断装置を提供することである。

【解決手段】 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し、前記送受信により得られた受信信号から、ドブラスペクトラム演算部 60 にて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し、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。そして、PRF/0 Hz 決定部 71 にて、前記ドブラスペクトラムの信号非存在領域の重心を求め、前記ドブラスペクトラムの信号非存在領域を検出する。その信号非存在領域の重心が表示上下端となるように、表示器 43 に 0 Hz 位置を表示させる。

【選択図】 図 1



【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の信号非存在領域を検出して、前記ドブラスペクトラムの信号非存在領域の重心を求める決定手段と、

その信号非存在領域の重心が表示上下端となるように 0 Hz 位置を調整する調整手段と

10

、
を備えたことを特徴とする超音波ドブラ診断装置。

【請求項 2】

前記決定手段は、前記ドブラスペクトラムの信号非存在領域を検出する検出手段と、前記ドブラスペクトラムの信号非存在領域の重心を求める演算手段と、を有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。

【請求項 3】

前記調整手段で 0 Hz 位置が調整されたドブラスペクトラムの信号領域を表示するスペクトラム表示手段を更に具備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。

20

【請求項 4】

前記調整手段は、前記演算手段による前記ドブラスペクトラムの信号非存在領域の重心の算出の後に、その信号非存在領域の重心が表示上下端となるように 0 Hz 位置を調整することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項 5】

前記演算手段による前記ドブラスペクトラムの信号非存在領域の重心の算出と、前記調整手段による信号非存在領域の重心が表示上下端となるように 0 Hz 位置を調整することは、同時に行われることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波ドブラ診断装置。

【請求項 6】

前記決定手段は、前記ドブ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 2 に記載の超音波ドブラ診断装置。

30

【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）。

40

【0003】

こうした超音波ドブラ診断装置の一例を、図 1 2 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 1 2 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。

50

【 0 0 0 5 】

この超音波ドプラ診断装置は、また、送信制御及び受信制御のためのパルス発生回路 1 1 と、レンジゲート制御用のレンジゲート回路 1 2 とを備えている。パルス発生回路 1 1 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 1 3 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 1 2 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 1 3 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 1 2 に供給する。

【 0 0 0 6 】

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 B W 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 1 3 参照) に変換される。

10

【 0 0 0 7 】

この電圧エコー信号 d は、超音波のドプ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、ドプラ偏移を受ける。このため、超音波ビームの中心周波数 f_c が f_d だけ変化し、受信周波数 f は $f = f_c + f_d$ となる。このドプラ偏移周波数 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。

20

【 0 0 0 8 】

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

このため、受信電圧信号 f_d からドプラ偏移周波数 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。

【 0 0 0 9 】

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、ドプラ偏移周波数 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。

30

【 0 0 1 0 】

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) の位置のみのドプ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 1 2 からサンプリングパルス c が供給される。

【 0 0 1 1 】

レンジゲート回路 1 2 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 O 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 1 3 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 O 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。

40

【 0 0 1 2 】

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 O 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プラ偏移周波数が除去され、血流 B のドプラ偏移周波数のみが抽出される。この抽

50

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 1 4 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 - 3 0 8 8 4 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 1 3】

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 1 5 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 1 4 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。

10

【0 0 1 4】

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。

20

【課題を解決するための手段】

【0 0 1 5】

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の信号非存在領域を検出して、前記ドブラスペクトラムの信号非存在領域の重心を求める決定手段と、その信号非存在領域の重心が表示上下端となるように 0 Hz 位置を調整する調整手段と、を備えたことを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0 0 1 6】

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、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。

【0 0 1 7】

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りを検出して自動的に PRF 及び 0 Hz 位置という 2 つのパラメータを変化させ、折り返り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、折り返りのないスペクトラムを観察することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0 0 1 8】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【0 0 1 9】

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。

【0 0 2 0】

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 2 0 は、電子

50

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、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。

10

【００２２】

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（ＤＳＣ）４１に供給されて、このＤＳＣ４１に於いて超音波走査から標準ＴＶ走査の信号に変換される。ＤＳＣ４１の変換信号は、Ｄ／Ａ変換器４２を介して表示器（ＣＲＴ）４３に送られる。

【００２３】

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。

20

【００２４】

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「 $2f_0 + f_d$ 」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、次段のドプラスペクトラム演算部６０に出力される。

30

【００２５】

このドプ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（ＦＦＴ）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、ＤＳＣ４１に接続されていると共に、流速レンジ（ＰＲＦ）／０Ｈｚ位置決定部７１に接続されている。

40

【００２６】

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。

【００２７】

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

50

より、サンプルホールド回路 6 2 は、ローパスフィルタ 5 3 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 6 3 を通過し、該バンドパスフィルタ 6 3 によって、サンプルホールド回路 6 2 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 6 5 は、高速フーリエ変換回路を有し、バンドパスフィルタ 6 3 から入力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。

10

【 0 0 2 9 】

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。

20

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

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。

30

【 0 0 3 3 】

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。

40

【 0 0 3 4 】

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 $(2 f_0 + f_d)$ 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。

【 0 0 3 5 】

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

50

である。これは、プローブ 25 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実サンプルホールド回路 62 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プ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プラスペクトルは、DSC 41 に供給される。そして、Bモードの画像データと共に、ドプ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 42 を介して表示器 43 に供給される。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。

10

【0037】

一方、周波数分析器 65 からのドプラスペクトルは、PRF/0Hz位置決定部 71 にも供給される。PRF/0Hz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SMA P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SMA P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SMA Pが作成される。

20

【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(SMA P)をOR演算して、SMA Pを作成する。このSMA P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SMA PのOR演算を行うと、図5に示されるようなSMA Pになる(もちろん、このように2段階の処理を経ず、一気にSMA Pを作成しても良い)。この場合、信号非存在比率は“0”である。

30

【0042】

この信号非存在領域の中心は、SMA P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SMA P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SMA P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。

40

【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

50

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 P R F 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 P R F を小さくし、この範囲を下回る場合には P R F 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。

【 0 0 4 6 】

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 P R F を倍にして、図 6 に示されるドブ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 S M A P を作成することができ、ここから最適な P R F を求めることができる。

【 0 0 4 7 】

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、0 H z 位置の移動を行う。

【 0 0 4 8 】

この 0 H z 位置の移動は、コントローラ 7 3 を介して D S C 4 1 で表示を制御するか、周波数分析器 6 5 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、ドブ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 S M A P 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 0 H z 位置の移動を行うことで、図 1 0 に示されるような折り返しのないドブラスペクトラムが表示される。

【 0 0 4 9 】

この際、もし P R G F の変更と 0 H z 位置の移動を同時に行う必要がある場合には、P R F 変更後の信号非存在領域を計算によって求めた後に、0 H z 位置の移動量を求める。この折り返しのないドブラスペクトラムの場合、図 1 1 に示されるような S M A P が作成される。また、この 0 H z 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。

【 0 0 5 0 】

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、0 H z 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。

【 0 0 5 1 】

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。

【 0 0 5 2 】

また、

$$\text{信号存在比率} = 1 . 0 - \text{信号非存在比率}$$

として、前記制御を、信号存在比率を用いて行っても良い。

【 0 0 5 3 】

尚、前述した本機能の O N / O F F 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。

【 0 0 5 4 】

また、本実施形態では、P R F / 0 H z 位置決定部 7 1 の入力信号を周波数分析器 6 5 の出力としたが、D S C 4 1 の出力を用いても良い。更に、第 1 ステップ前に、P R F 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、P R F 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。

【 0 0 5 5 】

更に、P R F / 0 H z 位置決定部 7 1 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。

【 0 0 5 6 】

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、ドブラスペクトラムの折り

10

20

30

40

50

返りを検出して自動的に P R F 及び 0 H z 位置という 2 つのパラメータを変化させ、折り返り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、折り返りのないスペクトラムを観察することができる。

【 0 0 5 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

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 】

【 0 0 5 9 】

【 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。

【 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 S M A P を示す図である。

【 図 5 】図 2 の場合の S M A P を示す図である。

【 図 6 】図 2 のような場合で、P R F 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 S M A 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 S M A P を示す図である。

【 図 1 0 】0 H z 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。

【 図 1 1 】折り返しのない場合の S M A P を示す図である。

【 図 1 2 】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 1 3 】図 1 2 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 1 4 】従来の周波数スペクトルパターンを示す図である。

【 図 1 5 】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。

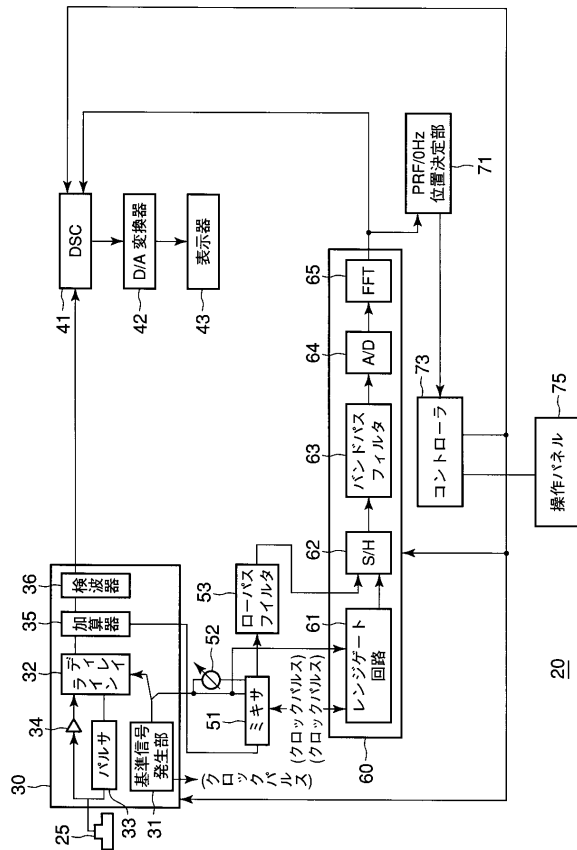
【 符号の説明 】

【 0 0 6 0 】

2 0 ... 超音波ドプラ診断装置、 2 5 ... 超音波プローブ（プローブ）、 3 0 ... 電子走査部、 3 1 ... 基準信号発生器、 3 5 ... 加算器、 3 6 ... 検波器、 4 1 ... デジタルスキャンコンバータ（D S C）、 4 3 ... 表示器、 5 1 ... ミキサ、 5 3 ... ローパスフィルタ、 6 0 ... ドプラスペクトラム演算部、 6 2 ... サンプルホールド（S / H）回路、 6 3 ... バンドパスフィルタ、 6 5 ... 周波数分析器（F F T）、 7 1 ... P R F / 0 H z 位置決定部、 7 3 ... コントローラ、 7 5 ... 操作パネル。

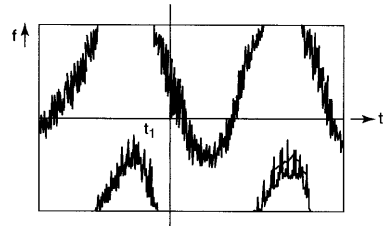
【 図 1 】

図 1



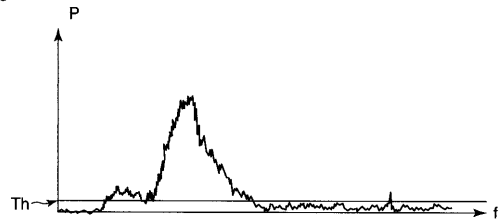
【 図 2 】

図 2



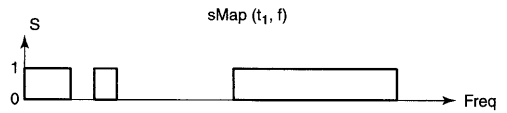
【 図 3 】

図 3



【 図 4 】

図 4



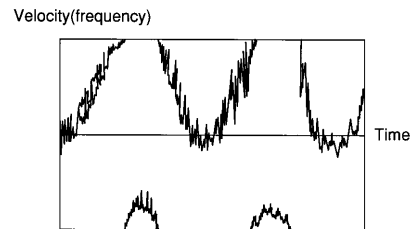
【 図 5 】

図 5



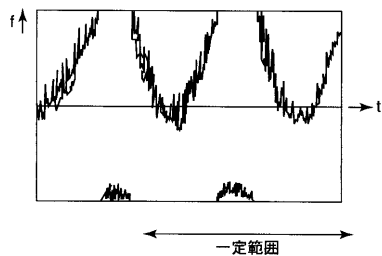
【 図 8 】

図 8



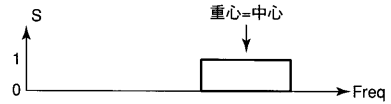
【 図 6 】

図 6



【 図 9 】

図 9



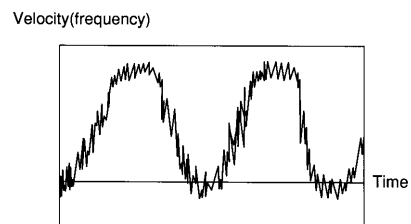
【 図 7 】

図 7



【 図 10 】

図 10



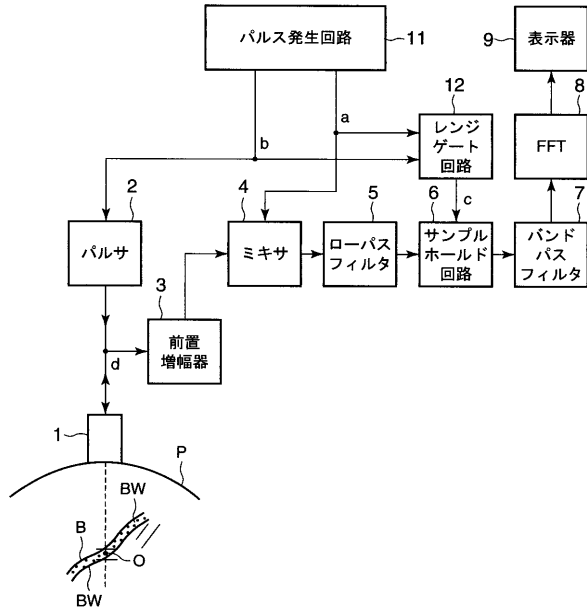
【 図 1 1 】

図 11



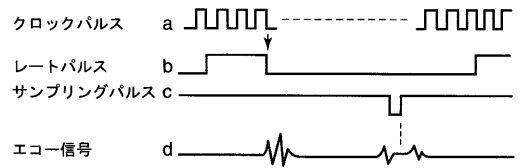
【 図 1 2 】

図 12



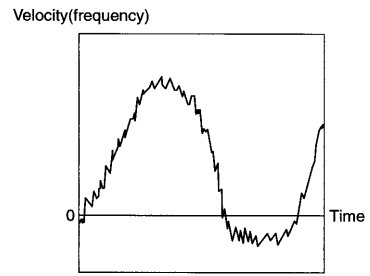
【 図 1 3 】

図 13



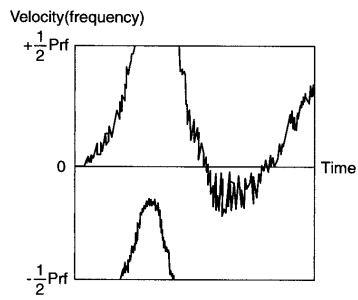
【 図 1 4 】

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 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 内堀 孝信

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB01 DE03 EE11 EE22 HH13 JB16 JB31 JB40 JB49 JB53

KK09 KK17 KK31

专利名称(译)	超声多普勒诊断装置		
公开(公告)号	JP2008272325A	公开(公告)日	2008-11-13
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		
[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/JB16 4C601/JB31 4C601/JB40 4C601/JB49 4C601/JB53 4C601/KK09 4C601/KK17 4C601/KK31		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP5578756B2		
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。Z SOLUTION：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

