

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5342104号
(P5342104)

(45) 発行日 平成25年11月13日(2013.11.13)

(24) 登録日 平成25年8月16日(2013.8.16)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 2 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2006-294922 (P2006-294922)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成18年10月30日(2006.10.30)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2008-110072 (P2008-110072A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成20年5月15日(2008.5.15)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成21年10月1日(2009.10.1)		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
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ドプラスペクトラム画像のベースライン位置を上端部と下端部それぞれにシフトさせるシフト手段と、

前記ベースライン位置を上端部にシフトさせた画像を上端部から下端部方向にサーチし、前記サーチの結果、上端部側に波形が検出されたときに、上部の波形を消去した第1の画像を取得する第1のサーチ手段と、

前記ベースライン位置を下端部にシフトさせた画像を下端部から上端部方向にサーチし、前記サーチの結果、下端部側に波形が検出されたときに、下部の波形を消去した第2の画像を取得する第2のサーチ手段と、

前記第1の画像に対して前記スペクトラムドブラ波形をトレースし、前記第2の画像に対して前記スペクトラムドブラ波形をトレースするためのオートトレース処理を行う処理手段と、

前記第1の画像に対するトレース結果と、前記第2の画像に対するトレース結果とに基づいて速度レンジ調整とベースライン調整を行う手段とを具備し、

前記第1のサーチ手段は、前記上端部の画像の少なくとも1つの画素の輝度値が、所定のしきい値より高い場合には、前記上端部と平行な1ラインのすべての画素の輝度値がしきい値より小さくなる部分まで、前記1ラインの輝度値を0に設定することにより前記上部の波形を消去し、

前記第2のサーチ手段は、前記下端部の画像の少なくとも1つの画素の輝度値が、所定

10

20

のしきい値より高い場合には、前記下端部と平行な 1 ラインのすべての画素の輝度値がしきい値より小さくなる部分まで、前記 1 ラインの輝度値を 0 に設定することにより前記下部の波形を消去することを特徴とする超音波ドブラ診断装置。

【請求項 2】

オートトレース演算を実行して、オートトレース値を用いた速度レンジ調整及びベースライン調整を行う画像処理プログラムにおいて、

ドブラスペクトラム画像のベースライン位置を上端部と下端部それぞれにシフトさせるシフト手段と、

前記ベースライン位置を上端部にシフトさせた画像を上端部から下端部方向にサーチし、前記サーチの結果、上端部側に波形が検出されたときに、上部の波形を消去した第 1 の画像を取得する第 1 のサーチ手段と、

前記ベースライン位置を下端部にシフトさせた画像を下端部から上端部方向にサーチし、前記サーチの結果、下端部側に波形が検出されたときに、下部の波形を消去した第 2 の画像を取得する第 2 のサーチ手段と、

前記第 1 の画像に対して前記スペクトラムドブラ波形をトレースし、前記第 2 の画像に対して前記スペクトラムドブラ波形をトレースするためのオートトレース処理を行う処理手段と、

前記第 1 の画像に対するトレース結果と、前記第 2 の画像に対するトレース結果とに基づいて速度レンジ調整とベースライン調整を行う手段とを具備し、

前記第 1 のサーチ手段は、前記上端部の画像の少なくとも 1 つの画素の輝度値が、所定のしきい値より高い場合には、前記上端部と平行な 1 ラインのすべての画素の輝度値がしきい値より小さくなる部分まで、前記 1 ラインの輝度値を 0 に設定することにより前記上部の波形を消去し、

前記第 2 のサーチ手段は、前記下端部の画像の少なくとも 1 つの画素の輝度値が、所定のしきい値より高い場合には、前記下端部と平行な 1 ラインのすべての画素の輝度値がしきい値より小さくなる部分まで、前記 1 ラインの輝度値を 0 に設定することにより前記下部の波形を消去することを特徴とする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波ドブラ診断装置に関するもので、特に、オートトレース値を用いた速度レンジ調整及びベースライン調整の自動化を行う際に使用する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

スペクトラムドブラモードの速度レンジ調整・ベースライン調整の自動化を行う方法には、特許文献 1（特開 2005 - 185731 号公報）に挙げられるような、オートトレース値を利用した手法がある。このオートトレース値を用いた方法は、簡易的にまた装置回路の規模小さく実現可能であるというメリットはあるが、そのオートトレース性能が自動速度レンジ・自動ベースライン調整の性能を左右してしまい、ユーザの期待に反する調整を行う場合がある。特にスペクトラムドブラ波形が折り返り現象を起こした際には、顕著にあらわれる。そこで、自動速度レンジ・自動ベースライン調整の調整能力を上げるためには、基本となるオートトレース性能をあげる必要がある。

【0003】

従来の技術では、特許文献 1 に記述してあるように、スペクトラム信号の周波数方向の最大流速 V_p 及び平均流速 V_m を時間方向にトレースしそのトレース波形（いわゆるオートトレース波形）を利用したドブラスペクトラム画像の自動速度レンジ調整及び自動ベースライン調整方法は、まずはじめに、最大流速 V_p 及び平均流速 V_m のトレース波形を観測時間分抽出し、次にその V_p 、 V_m の速度データ分布を ± 3 ナイキスト周波数分まで拡張したヒストグラムを作成した上で、その ± 3 ナイキスト周波数範囲内において、現在のベースライン位置を考慮した上で V_p 、 V_m の分布に対して適切な重み付け処理を行う。

ここで、 ± 3 ナイキスト周波数まで拡張するのは、折返りの場合の連続性を確保するためである。また、ここにおいて重み付けの関数としては、台形、矩形、正規分布、ガウス分布などが考えられる。

【0004】

次に、速度レンジの上限・下限を推定するために、統計値計算処理を行う。

その処理方法には、大きく2通りが考えられ、1つめは、重み付けしたVpの分布から平均と分散を計算し、平均 $\pm$ 係数 $\times \sigma$ を速度レンジの上限及び下限の推定値とする正規分布モデルである。例えば、速度レンジの上限及び下限をVpの分布の平均値 ± 3 倍の標準偏差とする 3σ 法がある。2つめは、重み付けしたVpの分布からピーク値の係数%に相当する値を速度レンジの上限及び下限の推定値とする平滑化後閾値処理モデルである。具体的には、重み付けされたVpの分布を平滑化し、そのピーク値から例えば、 -6 dB の値をヒストグラム閾値に定め、平滑化されたVpの分布が最初にヒストグラム閾値以下となる限界を速度レンジの上限及び下限と推定するものである。

10

【0005】

拍動性のある血流の速度レンジ推定には、平滑化後閾値処理モデルが有効である。静脈系速度レンジの推定には、正規分布モデルのほうが有効である。診断部位のドプラ波形の速度ヒストグラムの分布に応じて、これらのモデルを使い分けることができるように構成される。ベースライン位置は、推定速度レンジの上限と下限の中央にくるように設定する。

【0006】

20

リアルタイムオートトレース波形の抽出方法は、すなわち最高周波数の検出アルゴリズムは、まずパワー値のピーク値を基準にし、このピーク値より所定の比率低い値を閾値とし、この閾値を最初に超えるところのドプラ偏移周波数を最高周波数としている。また最高周波数とは、流れの方向が順流方向の場合は、+側から0 Hz側に向かってパワー値をサーチし、逆流方向の場合は、-側から0 Hz側へ向かってパワー値をサーチしていき、パワー値が閾値を最初に越えたところのドプラ偏移周波数としている。（特許文献2：特開平8-229039号公報）

そこで、図10に示すような折返り現象を起こしていないようなドプラ波形データについては、オートトレース処理により、ドプラ波形の最高流速値を正確にトレースすることができる。一方、図11に示されたような折返り現象を生じているドプラ波形データに対して、オートトレース処理を行うと、オートトレース波形は、ドプラ波形の最高流速値を正確にトレースすることはできない。例えば、トレース波形は、図12に示すようになり、図12に示した波形によれば、実際には存在しないはずのデータ50をオートトレース波形が作りだしているように見える。そして、このオートトレース波形を利用して速度レンジ調整・ベースライン調整を自動で行うと、その結果は、全く信頼性のないものになってしまうという問題が発生する。

30

【0007】

上記のように、オートトレース値を用いた方法は、簡易的にまた装置回路の規模小さく実現可能であるというメリットはあるが、そのオートトレース性能が自動速度レンジ・自動ベースライン調整の性能を左右してしまい、ユーザの期待に反する調整を行ってしまうという問題があった。特にスペクトラムドプラ波形が折り返り現象を起こした際には、顕著に現われる。そこで、自動速度レンジ・自動ベースライン調整の調整能力を上げるためには、基本となるオートトレース性能を上げる必要がある。

40

【特許文献1】特開2005-185731号公報

【特許文献2】特開平8-229039号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、オートトレース値を用いた自動速度レンジ調整及び自動ベースライン調整を高性能に実現できる超音波ドプラ診断装置及び画像処理プログラムを提供することを目的

50

とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の局面に係る超音波ドプラ診断装置は、ドプラスペクトラム画像のベースライン位置を上端部又は下端部のいずれか一方にシフトさせるシフト手段と、前記シフトさせた画像を上端部から下端部方向にサーチし、前記サーチの結果、上端部側に波形が検出されたときに、上部の波形を消去した第1の画像を取得する第1のサーチ手段と、前記シフトさせた画像を下端部から上端部方向にサーチし、前記サーチの結果、下端部側に波形が検出されたときに、下部の波形を消去した第2の画像を取得する第2のサーチ手段と、前記第1と第2の画像に対して前記スペクトラムドプラ波形の最高流速値をトレースするためのオートトレース処理を行う処理手段と、を具備する。

10

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、オートトレース値を用いた自動速度レンジ調整及び自動ベースラインシフト調整を高性能に実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図1は、本実施形態に係る超音波ドプラ診断装置の全体的な概要を示すブロック図である。この超音波ドプラ診断装置は、超音波断層像（Bモード断層像）を表示するBモード、超音波ビーム方向の反射源の時間的位置変化を運動曲線として表示するMモード、血流情報を表示するドプラモード（パルスドプラ（PW）/連続波ドプラ（CW））、及び血流情報を二次元的に表示するCFM（カラー・フロー・マッピング、或いはカラードプラともいう。）モード等の既知の各種モードに応じて動作可能である。

20

【0012】

図1に示す超音波ドプラ診断装置は、被検体P内の血流BFを含む診断部位に対し超音波を送信しその超音波エコーをそれに対応する電圧信号に変換して受信する複数の圧電振動子を有する電子走査型の超音波プローブ1と、この超音波プローブ1に接続される装置本体2とを備える。装置本体2には、被検体Pの心電波形（ECG波形）を計測するECGモジュール3が接続される。

30

【0013】

装置本体2は、装置全体の制御中枢としての全体コントローラ11のほか、この全体コントローラ11からの制御信号に基づきその動作が制御可能な各部（後述）を備える。すなわち、この装置本体2には、超音波プローブ1に接続される送受信部21が含まれる。この送受信部21には、図示しない送信側の構成要素として、超音波プローブ1に接続されその各圧電振動子を励振するパルサ、そのパルサに遅延を与えた駆動信号を供給するディレイライン（受信時の遅延にも兼用される）、及びそのディレイラインに基準クロックを与える基準発信器が、また図示しない受信側の構成要素として、超音波プローブ1の各圧電振動子に接続されたプリアンプ、そのプリアンプの出力信号に遅延を与えるディレイライン、及びそのディレイラインからの遅延を与えた出力信号を整相加算する加算器が、それぞれ内蔵されている。

40

【0014】

また、装置本体2には、上記の送受信部21の出力側に、その加算器出力を対数増幅及び包絡線検波に付す包絡線検波器22と、その検波出力をBモード断層像及びMモード画像等の画像信号として超音波走査から標準TV走査の信号に変換するデジタル・スキャン・コンバータ（DSC）23と、そのDSC23の変換信号をD/A変換器24を介してBモード断層像等として表示する表示器25とが含まれる。

【0015】

そして、装置本体2には、上記の送受信部21の出力側に、ドプラモード（CW/PW）等に関する信号処理系として、2チャンネル構成で基準発信器からの基準信号及びその

50

90度の位相差をもつ基準信号と送受信部21の加算器出力を混合する位相検波用の直交位相検波器26と、その混合信号の内の高周波成分を除去してドブラ偏移周波数成分のみから成るドブラ信号を得て、その内、被検体P内の所望深さ位置（ROIに相当するレンジゲートで指定された位置）のドブラ信号を抽出するローパスフィルタ及びサンプルホールド回路を有するレンジゲート（RG）処理部27と、後述するDSP（Digital Signal Processor）31内において、RG処理部27の出力から比較的動きの遅い血管壁、心臓壁等の不要低周波ドブラ信号を除去して検出すべき血流BFのドブラ信号を抽出し、そのドブラ信号の出力に対し周波数解析を行なってその解析結果であるドブラスペクトラム信号を得て、前述のDSC23に出力するスペクトラムドブラ処理ブロック28が装備される。これにより、表示器25上には、例えばBモード断層像と共にドブラスペクトラム画像が表示される。

10

【0016】

さらに、装置本体2には、CFMモードに関する信号処理系として、ミキサ25の出力側に、直交位相検波器26の出力から心臓壁等の不要固定反射信号を除去するMTIフィルタ及びその出力に対し自己相関法を用いて各点の平均速度演算、分散演算、及びパワー演算を行い、その演算結果である二次元の血流情報（血流BFの速度、方向、分散）を前述のDSC23に出力するCFMモード処理ブロック30が接続される。これにより、表示器25上には、例えばBモード断層像上に2次的に血流情報、例えば、血流BFの速度を輝度、その方向を赤と青、その分散を緑の色相とするカラー情報として表示される。

【0017】

20

さらにまた、装置本体2には、前述のスペクトラムドブラ処理ブロック28、RG処理部27からのドブラスペクトラム信号を入力して、そのスペクトラムの周波数方向の最大速度Vp、平均速度Vmの位置を時間方向にトレースしてそのトレース波形をリアルタイムで検出する機能を有するDSP（Digital Signal Processor）31と、このDSP31からのVp、Vmトレース波形から上述のPS/EDのピーク位置をリアルタイム又はフリーズ後に検出する機能を有するPS/ED検出部32と、このPS/D検出部32により検出されたPS/EDの情報を元に血管内の血液流量や拍動流のHR、PI、及びRI（Resistance Index）等の診断に関する各種パラメータを計測する機能を有する計測部33と、本発明の超音波ドブラ診断装置の要部構成としての速度レンジ調整機能及びベースライン調整機能を有するオートレンジ/オートBLS処理部49とを備える。この内、PS/ED検出部32、計測部33及びオートレンジ/オートBLS処理部49は、例えば装置本体2に搭載されるコンピュータで実行されるソフトウェア部品を構成するアプリケーション・ソフトとして実装される。

30

【0018】

上記のDSP31及び計測部33の各出力は、ビデオI/F34を介してDSC23に供給される。これにより、表示器25上には、Vp、Vmのトレース波形の画像上に、PS/ED、及び各計測結果がリアルタイムで表示される。また、DSP31のVp、Vmのトレース波形データは、画像ストレージ部35に保持され、フリーズ後にPS/ED検出部32に供給可能となっている。

【0019】

40

DSP31は、図2に示す例では、機能上、レンジゲート処理部27からのレンジゲートで指定された被検体P内の所望位置のドブラ信号から、比較的動きの遅い血管壁、心臓壁等の不要低周波ドブラ信号を除去して検出すべき血流BFのドブラ信号を抽出するドブラフィルタとしてのウォール・フィルタ（Wall Filter）41と、その抽出されたドブラ信号をシネメモリバッファ42を介して入力し、そのドブラ信号の出力に対し周波数解析を行なってその解析結果であるドブラスペクトラム信号を得て、前述のDSC23に出力するFFTスペクトラム処理部43とが装備される。これらウォール・フィルタ41、シネメモリバッファ42及びDSC23が上述のスペクトラムドブラ処理ブロック28を構成する。

【0020】

50

また、DSP31は、FFTスペクトラム処理部43から出力されたスペクトラム信号からVp、Vmのトレース波形を得るVp、Vmトレース波形検出処理部44と、そのVp、Vmのトレース波形を入力する表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45とを備える。

【0021】

さらに、このDSP31には、FFTスペクトラム処理部43からのドブラスペクトラム信号を音声信号（ドブラ音）に変換して表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45に出力するオーディオ処理部46と、ECGモジュール3からのECG波形データに所定の波形処理を施して表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45に出力するECG波形処理部54と、包絡線検波器22からのMモード像等の検波出力やCFMモード処理ブロック30からの二次元的な血流情報に所定のカラー処理を施して表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45に出力するM/Mカラー処理部55とを備える。

10

【0022】

これにより、Vp、Vmトレース波形検出処理部44からのトレース波形データは、表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45からピンポンバッファ34aを介してビデオ・インターフェース34に供給され、表示器25上でVp、Vmのオートトレース波形としてリアルタイム表示される。また、オーディオ処理部46からのドブラ信号の音声信号は、表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45からピンポンバッファ34aを介してオーディオ・インターフェース38に供給され、オーディオ出力器（スピーカ）から音声出力される。

20

【0023】

また、図2に示す例では、Vp、Vmトレース波形検出処理部44からのトレース波形データは、PS/ED検出部32（図2中ではCPU32aの処理により実行されるピーク検出処理部32bを有する）及び計測部33（図2中では、リアルタイムオート計測処理部33a及びシネ・フリーズ後の再計測処理部33bの機能上の各部を有する）を介して、ビデオ・インターフェース34に供給され、表示器25上で、Vp、Vmのオートトレース波形に加え、PS/EDの情報に基づくオート計測値としてリアルタイムに数値表示される。このPS/EDの情報は、フリーズ後においては、PS/EDバッファ29から計測部33中のシネ・フリーズ後の再計測処理部33bを介して、ビデオ・インターフェース34に供給され、表示器25上で、画像ストレージ部35からのVp、Vmのオートトレース波形とともに、数値表示される。

30

【0024】

DSP31内の表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45及びPS/EDバッファ29の出力側には、図1に示すように、オートレンジ/オートBLS処理部49が接続される。このオートレンジ/オートBLS処理部49は、表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45からのVp、Vmのオートトレース波形を、PS/EDバッファ29からの同期情報に合せてVp、Vmの観測時間毎の分布を計算し、その分布形状を表す統計値等から最適な速度レンジとベースラインシフト量を計算し、速度レンジとベースラインシフト（BLS）を自動最適調整する。

【0025】

上記のDSP31、PS/ED検出部32及びオートレンジ/オートBLS処理部49には、図1に示すように、パラメータ設定部36が接続又は内蔵され、このパラメータ設定部36は、本発明の操作手段を成すオペレータ操作用のユーザインターフェース37に接続される。

40

【0026】

ユーザインターフェース37には、図1に示すように、装置本体2の操作パネル上の各種操作器（スイッチ、ジョイスティック、キーボード、マウス等）からの操作信号（パラメータ設定等）を入力する操作パネル回路38と、その操作パネル上に搭載されたTCS（Touch Command Screen）の画面上からの操作信号（パラメータ設定等）を入力するTCS回路39と、表示器23上のGUI（Graphical User Interface）からの操作信号（パ

50

ラメータ設定等)を入力するGUI回路40とが含まれる。

【0027】

装置を作動させる上で必要な指示、例えば上記のレンジゲート(ROI)の指定等は、このユーザインターフェース37により操作可能となっている。

【0028】

そして、オートレンジ/オートBLS処理部49により実行される、速度レンジとベースラインシフトの自動最適調整用アルゴリズムのパラメータ、例えば、速度レンジのみ自動調整するのかベースラインシフトも行うのかといったことや、速度レンジ更新タイミング等が、ユーザインターフェース37を通してパラメータ設定部36で設定される。

【0029】

このパラメータ設定部36は、速度レンジの変化が観測時間に対して激しい場合にも、速度レンジとベースラインシフトを速い応答性で自動最適調整できるように、内部にPID制御回路50を備える。

【0030】

上記のように構成された、本発明の一実施形態に係る超音波ドブラ診断装置の動作を説明する。本発明では、スペクトラムドブラ波形の最高流速値をトレースするためのオートトレース処理を行う前に、スペクトラムドブラ波形に対してデータの加工を行い、その後にオートトレース処理を行うようにしている。そのデータ加工について、以下説明する。

【0031】

まず初めに、例えば、図3に示すような、スペクトラムドブラ波形(ハッチングで示す)を入力したものとする。図3において、(a)は入力データの折返りのない場合であり、(b)は入力データの折返りのある場合である。そして、この入力データに対して、図4に示すように、ベースライン位置10を上端部または、下端部にシフトさせた画像を作る。この画像に対して、図4の(a)と図4の(b)に示すように、それぞれのサーチ方向の矢印に示すように、画像領域の上端部又は下端部からそれぞれサーチして、各ピクセルの輝度と所定のスレッシュレベルの輝度を比較する。ここで、上端部又は下端部の各ピクセルの輝度がスレッシュレベルの輝度よりも大きい場合には、そのエリアにおいて、信号が双方向に分布していることがわかる。また、上端部又は下端部の各ピクセルの輝度が、スレッシュレベルの輝度と等しいか小さい場合には、信号が双方向に分布していないことがわかる。

【0032】

この場合において、信号が双方向に分布していない場合には、オートトレース処理により、ドブラ波形の最高流速値を正確にトレースすることができるので、オートトレース処理を実行して、処理を終了する。しかし、信号が双方向に分布している場合には、オートトレース処理によるオートトレース波形は、前述したように、ドブラ波形の最高流速値を正確にトレースすることはできない。すなわち、実際には存在しないはずのデータをオートトレース波形が作りだしてしまう可能性がある。

そこで、本発明の実施形態では、図4に示すように、トレースを行った場合において、下記のようにデータを加工している。

【0033】

まず、図4(a)のサーチ方向で、データを加工する場合について説明する。図5は、流速が、ベースライン部から正の最大値方向(又は、負の最大値からベースライン部方向)へサーチを行った場合におけるデータの加工の流れを示すフローチャートである。

【0034】

加工を開始すると、まず、ベースライン部のピクセルの輝度としきい値レベルとが比較される(ステップS51)。ここで、しきい値は、ユーザが設定しても良いし、或いは設計値として与えられても良い。ここで、ベースライン部のピクセルの輝度がしきい値レベル以下であれば、データ加工の必要はないものとして、処理を終了する。ステップS51において、ベースライン部のピクセルの輝度がしきい値レベルを越えていれば、図6(a)のサーチ方向に、ベースライン部と平行な1ライン毎にサーチを続ける。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

そして、サーチを行っている画像の1つのラインにおける少なくとも1つのピクセルの輝度がしきい値レベルよりも大きいときは（ステップS 5 2のY e s）、ピクセルの輝度値を「0」にする（ステップS 5 3）。ステップS 5 2において、サーチを行っている画像の1つのラインにおける少なくとも1つのピクセルの輝度がしきい値レベル以下になった時点で、データ加工を終了する。なお、この処理は、サーチを行っている画像の1つのラインにおける少なくとも1つのピクセルの輝度がしきい値レベル以下になるか（ステップS 5 2のN o）、ラインが正の最大値まで達した時点で終了する（ステップS 5 4）。

【 0 0 3 6 】

上記の処理により、図6に示すような、波形20が得られる。図6の（a）は、ベースライン部から上方向にサーチを行いながら、下部の波形を消去していく処理を示しており、図6の（b）は、下部の波形の消去後に、オートトレース処理を実行するようすを示している。

10

【 0 0 3 7 】

次に、上記と同様にして、図4（b）のサーチ方向で、データを加工する場合について説明する。図7は、流速が、正の最大値方向からベースライン部（又は、ベースライン部から負の最大値の方向）へサーチを行った場合におけるデータの加工の流れを示すフローチャートである。

【 0 0 3 8 】

加工を開始すると、まず、正の最大値のピクセルの輝度としきい値レベルとが比較される（ステップS 7 1）。ここで、しきい値は、ユーザが設定しても良いし、或いは設計値として与えられても良い。ここで、正の最大値のピクセルの輝度がしきい値レベル以下であれば、データ加工の必要はないものとして、処理を終了する。ステップS 7 1において、正の最大値のピクセルの輝度がしきい値レベルを越えていれば、図8（b）のサーチ方向に、ベースライン部と平行な1ライン毎にサーチを続ける。

20

【 0 0 3 9 】

そして、サーチを行っている画像の1つのラインにおける少なくとも1つのピクセルの輝度がしきい値レベルよりも大きいときは（ステップS 7 2のY e s）、ピクセルの輝度値を「0」にする（ステップS 7 3）。ステップS 7 2において、サーチを行っている画像の1つのラインにおける少なくとも1つのピクセルの輝度がしきい値レベル以下になった時点で、データ加工を終了する。なお、この処理は、サーチを行っている画像の1つのラインにおける少なくとも1つのピクセルの輝度がしきい値レベル以下になるか（ステップS 7 2のN o）、ラインがベースライン部まで達した時点で終了する（ステップS 7 4）。

30

【 0 0 4 0 】

上記の処理により、図6に示すような、波形30が得られる。図8の（b）は、正の最大値から下方向にサーチを行いながら、上部の波形を消去していく処理を示しており、図8の（a）は、上部の波形の消去後に、オートトレース処理を実行するようすを示している。

【 0 0 4 1 】

上記の処理により、最終的に、図9の（a）と（b）に示すような波形20、30が残ることになる。このように、まず、パワー値のピーク値を基準にし、このピーク値より所定の比率より低い値を閾値とし、この閾値を最初に超えるところのドブラ偏移周波数を最高周波数としている。そして、この値を時間方向につないでオートトレース波形をつくと、最終的に、図9の（a）と（b）に示すような4本のオートトレース波形20a、30aが得られることになる。そして、これらの4種類のオートトレースデータを自動速度レンジ調整及び自動ベースライン調整回路に入力して処理することにより、ドブラ波形の最高流速値を正確にトレースすることができる。

40

【 0 0 4 2 】

上記の本実施形態のように、入力データが折り返っていて、しかも双方向の信号であっ

50

た場合であっても、ドブラ波形の最高流速値を正確にトレースすることができるので、オートトレース波形を利用した速度レンジ調整・ベースライン調整の結果として、信頼性の高いものを提供することができる。

【 0 0 4 3 】

本発明は、上記各実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。上記の説明において、上記の方法を実現する手段は、装置でも良いし、或いは上記の方法を実行可能なプログラムであっても良い。また、上記の実施形態では、ベースライン部と平行な1ライン毎にサーチを行う例について説明したが、これに限らず、1画素～数画素単位にサーチを行うようにしても良い。さらに、上記各実施形態には、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における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

10

また、例えば各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が発明として抽出され得る。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 4 】

【図1】本実施形態に係る超音波ドブラ診断装置の全体的な概要を示すブロック図である。

【図2】本実施形態に係るドブラ超音波診断装置の要部構成を示す概略の機能ブロック図である。

20

【図3】本実施形態における入力波形の例を示す図である。

【図4】ベースライン部を上端部（又は下端部）に移動させた図である。

【図5】本実施形態において、下端部から上端部に画像を加工する場合の処理の流れを示すフローチャートである。

【図6】本実施形態において、下端部から上端部に画像を加工する場合のようすを示す図である。

【図7】本実施形態において、上端部から下端部に画像を加工する場合の処理の流れを示すフローチャートである。

【図8】本実施形態において、上端部から下端部に画像を加工場合のようすを示す図である。

30

【図9】加工後の画像を示す図である。

【図10】折返り現象を起こしていないようなドブラ波形データ例を示す図である。

【図11】折返り現象を生じている場合のドブラ波形データ例を示す図である。

【図12】図11に示すドブラ波形データのオートトレース処理の実行後の最高流速値のトレース結果の例を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 5 】

- 1 超音波プローブ
- 2 装置本体
- 3 ECGモジュール
- 11 全体コントローラ
- 21 送受信部
- 22 包絡線検波器
- 23 デジタル・スキャン・コンバータ(DSC)
- 24 D/A変換器
- 25 表示機
- 26 直交位相検波器
- 27 RG処理部
- 28 スペクトラムドブラ処理ブロック
- 29 PS/EDバッファ

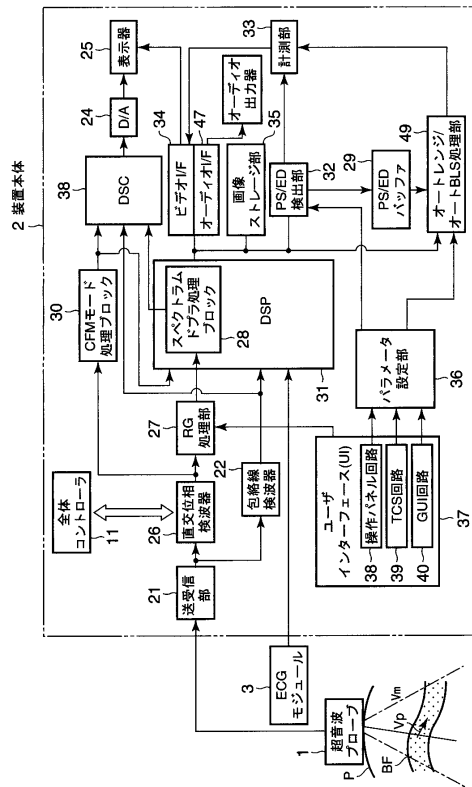
40

50

3 0	C F Mモード処理ブロック	
3 1	D S P	
3 2	P S / E D検出部、3 2 a C P U、3 2 b ピーク検出処理部	
3 3	計測部、3 3 a リアルタイムオート計測処理部、3 3 b シネ・フリーズ後の再計測処理部	
3 4	ビデオ・インターフェース (I / F)、3 4 a ピンポンバッファ	
3 5	画像ストレージ部	
3 6	パラメータ設定部	
3 7	ユーザインターフェース	
3 8	操作パネル回路	10
3 9	T C S回路	
4 0	G U I回路	
4 1	ウォール・フィルタ	
4 2	シネメモリバッファ	
4 3	F F Tスペクトラム処理部	
4 4	V p , V mトレース波形検出処理部	
4 5	表示用オーディオ・ビデオ・バッファ	
4 6	オーディオ処理部	
4 7	オーディオ・インターフェース (I / F)	
4 8	オーディオ出力器	20
4 9	オートレンジ/オートB L S 処理部	
5 0	P I D制御回路	
5 1	比較器	
5 2	調整器	
5 3	変換器	
5 4	E C G波形処理部	
5 5	M / Mカラー処理部	

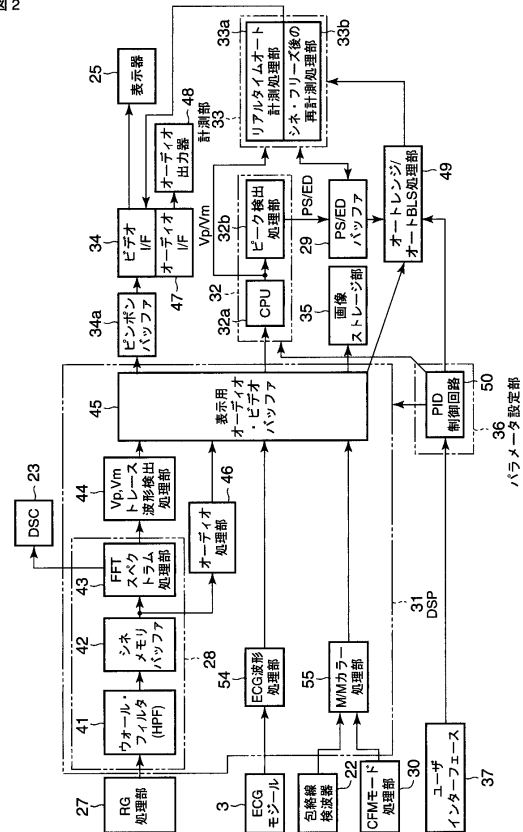
【 図 1 】

图 1



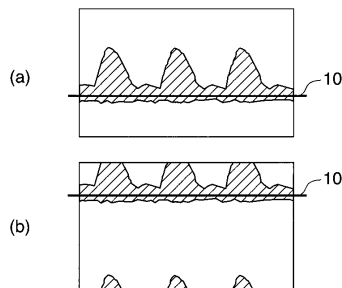
【 図 2 】

图 2



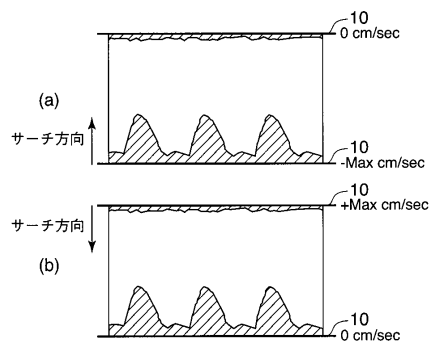
【 図 3 】

图 3



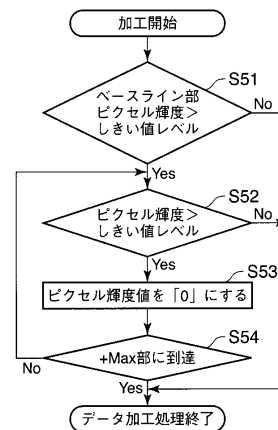
【圖 4】

図 4



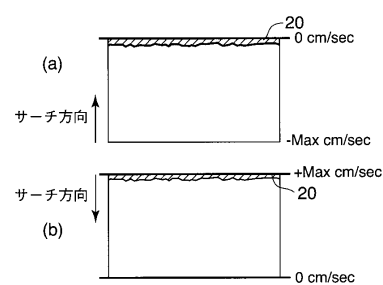
【 図 5 】

图 5



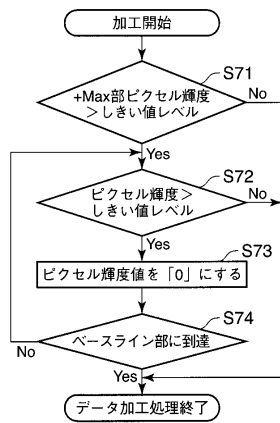
【図 6】

图 6



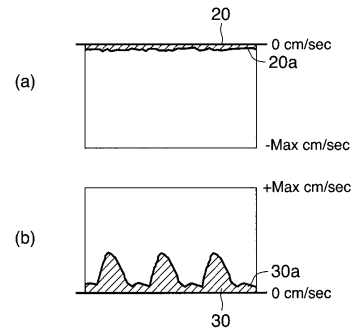
【図 7】

図 7



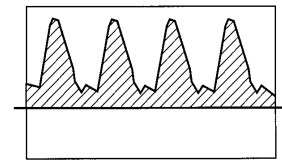
【図 9】

図 9



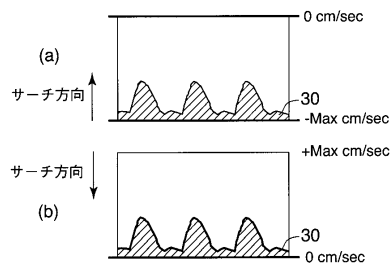
【図 10】

図 10



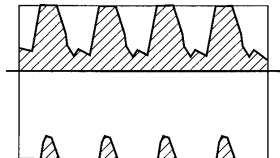
【図 8】

図 8



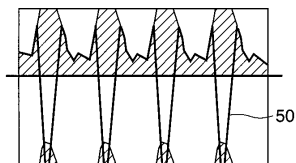
【図 11】

図 11



【図 12】

図 12



フロントページの続き

(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 滝本 雅夫

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 五関 統一郎

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 1 9 7 6 3 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备和图像处理程序		
公开(公告)号	JP5342104B2	公开(公告)日	2013-11-13
申请号	JP2006294922	申请日	2006-10-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	滝本雅夫		
发明人	滝本 雅夫		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB51 4C601/JB53 4C601/JC11 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/KK19		
代理人(译)	中村 诚		
其他公开文献	JP2008110072A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用自动跟踪值可以实现性能提供一种超声波多普勒诊断装置和自动速度范围调整的图像处理程序和自动基线调整。和移位装置，用于移位到基线位置A多普勒频谱图像的上端部或下端部中的任一个，搜索由从上端转移到下端的方向，搜索结果，上端获得的图像当检测部侧的波形，一个第一搜索用于获得第一图像擦除波形的上部装置，搜索所述搜索通过从下端的移位所获得的上部方向的图像中，结果，当在其下端侧被检测到的波形和用于获得第二图像擦除波形的底部，用于第一和第二图像的光谱多普勒波形的第二搜索装置并且处理装置用于执行跟踪最大流速值的自动跟踪过程。点域1

【 図 2 】

