

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4891590号  
(P4891590)

(45) 発行日 平成24年3月7日(2012.3.7)

(24) 登録日 平成23年12月22日(2011.12.22)

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

請求項の数 25 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2005-300305 (P2005-300305)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成17年10月14日(2005.10.14)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2006-141996 (P2006-141996A)	(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 栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成18年6月8日(2006.6.8)	(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
審査請求日	平成20年9月24日(2008.9.24)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
(31) 優先権主張番号	特願2004-303440 (P2004-303440)		
(32) 優先日	平成16年10月18日(2004.10.18)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波ドブラ計測装置及びドブラ信号処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の所定方向に対して超音波送受信を行なう超音波振動子を有した超音波プローブと、

前記超音波振動子を駆動して超音波の送信を行なう送信ユニットと、

前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの受信信号を受信する受信ユニットと、

前記受信信号に対しドブラ信号を検出するドブラ信号検出ユニットと、

前記所定方向に対し超音波送受信を繰り返すことによって時系列的に得られる複数のドブラ信号に対し所定の窓関数を設定してドブラスペクトラムデータを時系列的に生成するスペクトラムデータ生成ユニットと、

前記窓関数の周波数領域への変換によってスペクトラム形状モデルを作成するスペクトラム形状モデル作成ユニットと、

前記ドブラスペクトラムデータに基づいて、ドブラ感度を計測するドブラ感度計測ユニットと、

前記スペクトラム形状モデルと前記ドブラ感度とに基づいて、前記ドブラスペクトラムデータからトレース波形データを生成するための条件を設定する所定のパラメータに対して閾値範囲を設定し、この閾値範囲に複数の閾値を設定する閾値設定ユニットと、

前記複数の閾値の中から選択された閾値に対応する前記スペクトラムデータのドブラ周波数の経時的变化を、前記トレース波形データとして生成するトレースデータ生成ユニッ

10

20

トと、

前記トレース波形データを表示する表示ユニットとを具備することを特徴とする超音波ドブラ計測装置。

【請求項 2】

前記閾値設定ユニットは、トレース波形データが周波数軸方向に対して所定量変位する閾値範囲を設定し、この閾値範囲に複数の閾値を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波ドブラ計測装置。

【請求項 3】

前記閾値設定ユニットは、隣接した閾値の各々に基づいて生成されるトレース波形データが周波数軸方向に略等間隔となるように、前記閾値範囲における閾値の間隔を設定することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波ドブラ計測装置。

10

【請求項 4】

前記閾値設定ユニットによって設定された前記複数の閾値の中から所定の閾値を選択あるいは更新するための指示信号を入力する入力ユニットを備え、

前記トレースデータ生成ユニットは、前記入力ユニットによって選択あるいは更新された前記閾値に基づいてトレース波形データを生成すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波ドブラ計測装置。

【請求項 5】

前記閾値設定ユニットは、前記スペクトラム形状モデルと前記ドブラ感度に基づいて、トレース波形データが周波数軸方向に対して所定量変位する閾値範囲を設定すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波ドブラ計測装置。

20

【請求項 6】

前記ドブラ感度計測ユニットは、時系列的に得られた複数のドブラスペクトラムデータにおいて得られた平均信号レベルと平均ノイズレベルに基づいて前記ドブラ感度を計測することを特徴とする請求項 5 記載の超音波ドブラ計測装置。

【請求項 7】

前記ドブラ感度計測ユニットは、時系列的に得られた複数のドブラスペクトラムデータの各々における最大信号成分の時間軸方向の平均値から前記平均信号レベルを計測し、ノイズ成分の周波数軸方向及び時間軸方向の平均値から前記平均ノイズレベルを計測することを特徴とする請求項 5 記載の超音波ドブラ計測装置。

30

【請求項 8】

前記スペクトラム形状モデル作成ユニットはモデル補正ユニットを備え、前記モデル補正ユニットは、トレース波形データの計測部位、超音波送受信条件及び被検体情報の少なくとも何れかに基づいて前記スペクトラム形状モデルを補正することを特徴とする請求項 5 記載の超音波ドブラ計測装置。

【請求項 9】

前記閾値設定ユニットは、前記ドブラ感度に基づいて前記スペクトラム形状モデルに相対ノイズレベルを設定し、この相対ノイズレベルを基準として前記閾値範囲を設定することを特徴とする請求項 5 記載の超音波ドブラ計測装置。

【請求項 10】

前記スペクトラムデータ生成ユニットは、前記窓関数によって重み付け処理された所定区間のドブラ信号をフーリエ変換して前記ドブラスペクトラムデータを生成することを特徴とする請求項 5 記載の超音波ドブラ計測装置。

40

【請求項 11】

前記スペクトラムデータ生成ユニットは、矩形窓形状、ハニング窓形状、ハミング窓形状、ガウス窓形状の何れかに基づいて重み付け処理することを特徴とする請求項 10 記載の超音波ドブラ計測装置。

【請求項 12】

被検体の所定方向に対して超音波送受信を行なう超音波振動子を有した超音波プローブと、

50

前記超音波振動子を駆動して超音波の送信を行なう送信ユニットと、  
前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの受信信号を受信する受信ユニットと、

前記受信信号からドブラ信号を検出するドブラ信号検出ユニットと、  
前記所定方向に対し超音波送受信を繰り返すことによって時系列的に得られる前記ドブラ信号に対し所定の窓関数を設定してドブラスペクトラムデータを時系列的に生成するスペクトラムデータ生成ユニットと、

このスペクトラムデータ生成ユニットによって生成された複数の前記ドブラスペクトラムデータに基づいてドブラ感度を計測するドブラ感度計測ユニットと、

前記窓関数の周波数領域への変換によってスペクトラム形状モデルを作成するスペクトラム形状モデル作成ユニットと、

前記スペクトラム形状モデルと前記ドブラ感度に基づいて、トレース波形データが周波数軸方向に対して所定量変位する閾値範囲を設定し、この閾値範囲に複数の閾値を設定する閾値設定ユニットと、

前記複数の閾値の中から選択された閾値に対応する前記ドブラスペクトラムデータのドブラ周波数の経時的变化を前記トレース波形データとして生成するトレースデータ生成ユニットと、

前記トレース波形データを表示する表示ユニットと、  
を具備することを特徴とする超音波ドブラ計測装置。

#### 【請求項 13】

コンピュータに、  
被検体の所定方向に対して超音波送受信を行なう超音波振動子を駆動して超音波を送信させる送信機能と、

前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの受信信号を受信させる受信機能と、

前記受信信号に対しドブラ信号を検出させる検出機能と、

前記所定方向に対し超音波送受信を繰り返すことによって時系列的に得られる複数のドブラ信号に対し所定の窓関数を設定してドブラスペクトラムデータを時系列的に生成するスペクトラムデータ生成機能と、

前記窓関数の周波数領域への変換によってスペクトラム形状モデルを作成するスペクトラム形状モデル作成機能と、

前記ドブラスペクトラムデータに基づいて、ドブラ感度を計測するドブラ感度計測ユニットと、

前記スペクトラム形状モデルと、前記ドブラ感度とに基づいて、前記ドブラスペクトラムデータからトレース波形データを生成するための条件を設定する所定のパラメータに対して閾値範囲を設定し、この閾値範囲に複数の閾値を設定する閾値設定機能と、

前記複数の閾値の中から選択された閾値に対応する前記スペクトラムデータのドブラ周波数の経時的变化を、前記トレース波形データとして生成させる経時的变化生成機能と、

前記トレース波形データを表示させる表示機能と、を実現させること、

を特徴とするドブラ信号処理プログラム。

#### 【請求項 14】

前記閾値設定機能においては、トレース波形データが周波数軸方向に対して所定量変位する閾値範囲を設定し、この閾値範囲に複数の閾値を設定することを特徴とする請求項 13 記載のドブラ信号処理プログラム。

#### 【請求項 15】

前記閾値設定機能においては、隣接した閾値の各々に基づいて生成されるトレース波形データが周波数軸方向に略等間隔となるように、前記閾値範囲における閾値の間隔を設定することを特徴とする請求項 13 又は 14 記載のドブラ信号処理プログラム。

#### 【請求項 16】

コンピュータに、

10

20

30

40

50

設定された前記複数の閾値の中から所定の閾値を選択あるいは更新するための指示信号を受信する受信機能をさらに実現させ、

前記トレースデータ生成機能においては、選択あるいは更新された前記閾値に基づいてトレース波形データを生成すること、

を特徴とする請求項 13 又は 14 記載のドブラ信号処理プログラム。

【請求項 17】

コンピュータに、

生成された複数の前記ドブラスペクトラムデータに基づいて、ドブラ感度を計測させるドブラ感度計測機能と、

前記窓関数に基づいてスペクトラム形状モデルを作成させるモデル生成機能と、

をさらに実現させ、

前記閾値設定機能においては、前記スペクトラム形状モデルと前記ドブラ感度とに基づいて、トレース波形データが周波数軸方向に対して所定量変位する閾値範囲を設定すること、

を特徴とする請求項 13 乃至 16 のうちいずれか一項記載のドブラ信号処理プログラム。

【請求項 18】

前記ドブラ感度計測機能においては、時系列的に得られた複数のドブラスペクトラムデータにおいて得られた平均信号レベルと平均ノイズレベルに基づいて前記ドブラ感度を計測することを特徴とする請求項 17 記載のドブラ信号処理プログラム。

【請求項 19】

前記ドブラ感度計測機能においては、時系列的に得られた複数のドブラスペクトラムデータの各々における最大信号成分の時間軸方向の平均値から前記平均信号レベルを計測し、ノイズ成分の周波数軸方向及び時間軸方向の平均値から前記平均ノイズレベルを計測することを特徴とする請求項 17 又は 18 記載のドブラ信号処理プログラム。

【請求項 20】

前記スペクトラム形状モデル作成機能においては、前記窓関数をフーリエ変換して前記スペクトラム形状モデルを作成することを特徴とする請求項 17 乃至 19 のうちいずれか一項記載のドブラ信号処理プログラム。

【請求項 21】

前記スペクトラム形状モデル作成機能においては、トレース波形データの計測部位、超音波送受信条件及び被検体情報の少なくとも何れかに基づいて前記スペクトラム形状モデルを補正する請求項 17 乃至 20 のうちいずれか一項記載のドブラ信号処理プログラム。

【請求項 22】

前記閾値設定機能においては、前記ドブラ感度に基づいて前記スペクトラム形状モデルに相対ノイズレベルを設定し、この相対ノイズレベルを基準として前記閾値範囲を設定することを特徴とする請求項 18 乃至 22 のうちいずれか一項記載のドブラ信号処理プログラム。

【請求項 23】

前記スペクトラムデータ生成機能においては、前記窓関数によって重み付け処理された所定区間のドブラ信号をフーリエ変換して前記ドブラスペクトラムデータを生成することを特徴とする請求項 17 乃至 22 のうちいずれか一項記載のドブラ信号処理プログラム。

【請求項 24】

前記スペクトラムデータ生成機能においては、矩形窓形状、ハニング窓形状、ハミング窓形状、ガウス窓形状の何れかに基づいて重み付け処理することを特徴とする請求項 23 記載のドブラ信号処理プログラム。

【請求項 25】

コンピュータに、

被検体の所定方向に対して超音波送受信を行なう超音波振動子を駆動して超音波を送信させる送信機能と、

10

20

30

40

50

前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの受信信号を受信させる受信機能と、

前記受信信号に対しドブラ信号を検出させる検出機能と、

前記所定方向に対し超音波送受信を繰り返すことによって時系列的に得られる前記ドブラ信号に対し所定の窓関数を設定してドブラスペクトラムデータを時系列的に生成するスペクトラムデータを生成させるスペクトラムデータ生成機能と、

生成された複数の前記ドブラスペクトラムデータに基づいてドブラ感度を計測させるドブラ感度計測機能と、

前記窓関数の周波数領域への変換によってスペクトラム形状モデルを作成させるスペクトラム形状モデル作成機能と、

前記スペクトラム形状モデルと前記ドブラ感度に基づいて、トレース波形データが周波数軸方向に対して所定量変位する閾値範囲を設定し、この閾値範囲に複数の閾値を設定させる閾値設定機能と、

前記複数の閾値の中から選択された閾値に対応する前記ドブラスペクトラムデータのドブラ周波数の経時変化を前記トレース波形データとして生成させるトレース波形データ生成機能と、

前記トレース波形データを表示させる表示機能と、

を実現させることを特徴とするドブラ信号処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波のドブラ効果を利用して、生体内の血流の流速情報や組織の移動情報などの計測を行なう超音波ドブラ計測装置、及びドブラ信号処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された超音波振動子から発生する超音波パルスが被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記超音波振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像が容易に観察できるため、生体の各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。生体内の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドブラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、これらの技術を用いて得られるBモード画像とカラードブラ画像は、今日の超音波画像診断において不可欠のものとなっている。

【0003】

一方、被検体の任意の観測部位における血流情報を定量的且つ高精度で得る方法としてドブラスペクトラム法がある。このドブラスペクトラム法では、被検体の同一部位に対して一定間隔で複数回の超音波送受信を行ない、血球などの移動反射体において反射した超音波反射波に対し、超音波送受信に使用した超音波振動子の共振周波数と略等しい周波数の基準信号を用いた直交位相検波によってドブラ信号を検出する。そして、このドブラ信号の中から所望部位におけるドブラ信号をレンジゲートによって抽出し、更に、抽出したドブラ信号をFFT分析することによってドブラスペクトラムデータを生成している。

【0004】

このような手順により、被検体の所望部位から得られたドブラ信号に対してドブラスペクトラムデータを連続的に生成し、得られた複数のドブラスペクトラムデータを順次配列することによって、ドブラスペクトラム画像データを生成する。尚、レンジゲートを被検体における所望の観測部位に正確に設定するために、レンジゲートの設定はBモード画像観測下において行なわれ、このとき、レンジゲート位置はBモード画像によってモニタリングされる。

【0005】

10

20

30

40

50

この超音波ドプラ計測装置によって得られるドプラスペクトラムデータでは、一般に、縦軸に周波数（ $f$ ）、横軸に時間（ $t$ ）、各周波数成分のパワー（強さ）が輝度（階調）として表示される。このドプラスペクトラムデータに基づいて各種診断パラメータの計測が行なわれており、その代表的なものとして周波数軸方向の最大周波数成分  $f_p$  に対応する最高血流速  $V_p$  を検出し、この最高血流速  $V_p$  の時間変化を示すトレース波形データに基づいて診断パラメータを計測する方法がある。

【0006】

最高血流速  $V_p$  のトレース波形データの生成では、ノイズのスペクトラムに埋もれていないドプラスペクトラム成分の最大値から最高血流速  $V_p$  を計測する方法が行なわれ、従来はフリーズ（静止表示）されたドプラスペクトラムデータを対象としたマニュアルトレース操作が基本であった。

10

【0007】

これに対して、近年では、リアルタイムで得られるドプラスペクトラムデータに設定した所定閾値に基づいて最高血流速  $V_p$  を自動トレースする方法が開発され、更に、上記閾値をドプラスペクトラムデータの平均信号レベル及び平均ノイズレベルに基づいて自動設定する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照）。又、複数の閾値を予め設定し、これらの閾値に基づいて生成された複数のトレース波形データの中から好適なトレース波形データを最高血流速  $V_p$  のトレース波形データとして選択する方法も提案されている（例えば、特許文献2参照）。

【特許文献1】米国特許第6528321号明細書

20

【特許文献2】特開平7-303641号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、上述の特許文献1の方法によれば、平均信号レベルや平均ノイズレベルの時間的変動に伴い、最高血流速  $V_p$  がノイズの影響を受けて検出不能となる場合がある。このため、医師や検査技師（以下、操作者と呼ぶ。）は、前記閾値を順次更新し、このとき生成されるトレース波形データを観測することによって所望のトレース波形データが得られる閾値を設定する手順が不可欠となっている。

【0009】

30

ところで、ドプラスペクトラムデータに対する閾値を所定間隔で更新しながらトレース波形データの生成を行なう場合、閾値の変化量に対するトレース波形データの変位量はドプラスペクトラムデータにおける平均信号レベル及び平均ノイズレベルに依存する。例えば、総頸動脈の血流から得られるドプラスペクトラムデータのように平均信号レベルと平均ノイズレベルの差（以下では、ドプラ感度と呼ぶ。）が大きな場合には閾値を多少変化させてもトレース波形データに対して大きな影響を与えないが、中大脳動脈や椎骨動脈のドプラスペクトラムデータのようにドプラ感度が悪い場合には、同じ閾値の変位量に対してトレース波形データが周波数軸方向に著しく変位する。又、ドプラ感度は、計測部位のみならず被検体の性別や体質（例えば、肥満度）等にも依存することが知られており、このような被検体に対して得られたトレース波形データにおいても上述と同様な現象が発生する。

40

【0010】

図14(a)はドプラ感度が良好な総頸動脈から得られるドプラスペクトラムデータに対して3つの閾値を所定間隔で設定した場合のトレース波形データであり、縦軸は血流速度（周波数）、横軸は時間を示している。一方、図14(b)は、ドプラ感度が悪い、例えば、中大脳動脈のドプラスペクトラムデータに対し図14(a)の場合と同一の間隔で3つの閾値を設定して得られたトレース波形データであり、縦軸及び横軸は図14(a)の場合と同様である。

【0011】

従って、予め設定された複数の閾値の中から所望のトレース波形データが生成される場

50

合の閾値を効率よく選択するためには、ドブラ感度の悪いドブラスペクトラムデータに対し比較的小さな間隔で閾値を更新し、ドブラ感度の良いドブラスペクトラムデータに対し比較的大きな間隔で閾値を更新して得られたトレース波形データを比較観測することが望ましいが、上述の特許文献1あるいは特許文献2の方法においてはドブラ感度の差異に伴う閾値間隔の設定方法については何等記載されていない。

【0012】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、時系列的に得られるドブラスペクトラムデータに対し閾値を設定して所望のトレース波形データを生成する際に、スペクトラム形状モデルとドブラ感度に基づいて前記ドブラスペクトラムデータに対する閾値範囲を設定し、この閾値範囲に設定された所定数の閾値を順次更新することにより前記所望のトレース波形データを高効率かつ高精度で生成することが可能な超音波ドブラ計測装置、及びドブラ信号処理プログラムを提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0014】

本発明の第1の視点は、被検体の所定方向に対して超音波送受信を行なう超音波振動子を有した超音波プローブと、前記超音波振動子を駆動して超音波の送信を行なう送信ユニットと、前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの受信信号を受信する受信ユニットと、前記受信信号に対しドブラ信号を検出するドブラ信号検出ユニットと、前記所定方向に対し超音波送受信を繰り返すことによってドブラスペクトラムデータを時系列的に生成するスペクトラムデータ生成ユニットと、ドブラスペクトラムデータからトレース波形データを生成するための条件を設定する所定のパラメータに対して閾値範囲を設定し、この閾値範囲に複数の閾値を設定する閾値設定ユニットと、前記複数の閾値の中から選択された閾値に対応する前記スペクトラムデータのドブラ周波数の経時的变化を、前記トレース波形データとして生成するトレースデータ生成ユニットと、前記トレース波形データを表示する表示ユニットと、を具備し、前記閾値設定ユニットは、前記生成されたドブラスペクトラムデータの波形に基づいて、前記閾値範囲又は前記閾値を設定すること、を特徴とする超音波ドブラ計測装置である。

20

【0015】

本発明の第2の視点は、被検体の所定方向に対して超音波送受信を行なう超音波振動子を有した超音波プローブと、前記超音波振動子を駆動して超音波の送信を行なう送信ユニットと、前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの受信信号を受信する受信ユニットと、前記受信信号からドブラ信号を検出するドブラ信号検出ユニットと、前記所定方向に対し超音波送受信を繰り返すことによって時系列的に得られる所定部位の前記ドブラ信号に対し所定の窓関数を設定してドブラスペクトラムデータを時系列的に生成するスペクトラムデータ生成ユニットと、このスペクトラムデータ生成ユニットによって生成された複数の前記ドブラスペクトラムデータに基づいてドブラ感度を計測するドブラ感度計測ユニットと、前記窓関数に基づいてスペクトラム形状モデルを作成するスペクトラム形状モデル作成ユニットと、前記スペクトラム形状モデルと前記ドブラ感度に基づいて、トレース波形データが周波数軸方向に対して所定量変位する閾値範囲を設定し、この閾値範囲に複数の閾値を設定する閾値設定ユニットと、前記複数の閾値の中から選択された閾値に対応する前記ドブラスペクトラムデータのドブラ周波数の経時的变化を前記トレース波形データとして生成するトレースデータ生成ユニットと、前記トレース波形データを表示する表示ユニットと、を具備することを特徴とする超音波ドブラ計測装置である。

30

40

【0016】

本発明の第3の視点は、コンピュータに、被検体の所定方向に対して超音波送受信を行なう超音波振動子を駆動して超音波を送信させる送信機能と、前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの受信信号を受信させる受信機能と、前記受信信号に対しドブラ信号を検出させる検出機能と、前記所定方向に対し超音波送受信を繰り返すことによ

50

てドブラスペクトラムデータを時系列的に生成させるドブラスペクトラムデータ生成機能と、ドブラスペクトラムデータからトレース波形データを生成するための条件を設定する所定のパラメータに対して閾値範囲を設定させ、且つこの閾値範囲に複数の閾値を設定させる閾値設定機能と、前記複数の閾値の中から選択された閾値に対応する前記スペクトラムデータのドブラ周波数の経時的变化を、前記トレース波形データとして生成させる経時的变化生成機能と、前記トレース波形データを表示させる表示能と、を実現させ、前記閾値設定機能においては、前記生成されたドブラスペクトラムデータの波形に基づいて、前記閾値範囲又は前記閾値を設定させること、を特徴とするドブラ信号処理プログラムである。

【0017】

本発明の第4の視点は、コンピュータに、被検体の所定方向に対して超音波送受信を行なう超音波振動子を駆動して超音波を送信させる送信機能と、前記超音波の送受信によって得られた前記被検体からの受信信号を受信させる受信機能と、前記受信信号に対しドブラ信号を検出させる検出機能と、前記所定方向に対し超音波送受信を繰り返すことによって時系列的に得られる所定部位の前記ドブラ信号に対し所定の窓関数を設定してドブラスペクトラムデータを時系列的に生成するスペクトラムデータを生成させるスペクトラムデータ生成機能と、生成された複数の前記ドブラスペクトラムデータに基づいてドブラ感度を計測させるドブラ感度計測機能と、前記窓関数に基づいてスペクトラム形状モデルを作成するスペクトラム形状モデルを作成させるスペクトラム形状モデル作成機能と、前記スペクトラム形状モデルと前記ドブラ感度に基づいて、トレース波形データが周波数軸方向

【発明の効果】

【0018】

以上本発明によれば、時系列的に得られるドブラスペクトラムデータに対し閾値を設定して所望のトレース波形データを生成する際に、スペクトラム形状モデルとドブラ感度に基づいて前記ドブラスペクトラムデータに対する閾値範囲を設定し、この閾値範囲に設定された所定数の閾値を順次更新することにより前記所望のトレース波形データを高効率かつ高精度で生成することが可能な超音波ドブラ計測装置、及びドブラ信号処理プログラムを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、本発明の第1及び第2の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0020】

(第1の実施形態)

(装置の構成)

以下に述べる本発明の実施形態では、被検体の所定部位に対する超音波送受信によって得られたドブラスペクトラムデータの平均信号レベルと平均ノイズレベルとからドブラ感度を計測する。次いで、上述のドブラスペクトラムデータを生成する際の窓関数に基づいて作成したスペクトラム形状モデルと前記ドブラ感度に基づきトレース波形データが周波数軸方向に所定量変化する閾値範囲を設定し、この閾値範囲において所定数の閾値を略等間隔に設定する。そして、設定された複数の閾値の中から所望のトレース波形データが得られる閾値を選択し、選択した閾値を用いてトレース波形データの生成と表示を継続する。

【0021】

以下では、本発明の実施形態における超音波ドブラ計測装置の構成と各ユニットの基本動作につき図面を用いて説明する。尚、図1は、本実施形態における超音波ドブラ計測装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波ドブラ計測装置を構成する送受信部及びデータ生成部のブロック図を示す。

【0022】

図1に示す超音波ドブラ計測装置100は、被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブ3と、超音波プローブ3に対して送受信を行なう送受信部2と、送受信部2から得られた受信信号からBモードデータやカラードブラデータ、更には、ドプラスペクトラムデータを得るための信号処理を行なうデータ生成部4を備え、更に、データ生成部4において生成されたドプラスペクトラムデータに基づいて最高血流速 $V_p$ のトレース波形データを生成するトレース波形生成部5と、データ生成部4において時系列的に得られる上述の各データからBモード画像データ、カラードブラ画像データ及びドプラスペクトラム画像データの生成と保存を行ない、更にトレース波形生成部5にて生成されたトレース波形データを保存するデータ記憶部6を備えている。

10

【0023】

更に、超音波ドブラ計測装置100は、送受信部2、あるいはデータ生成部4に対して、例えば、超音波パルスの中心周波数とほぼ等しい周波数の連続波あるいは矩形波を発生する基準信号発生部1と、データ記憶部6において保存された画像データやトレース波形データ等を表示する表示部7と、操作者によって患者情報の入力、画像表示モードの設定、各種画像データやトレース波形データの生成における条件設定、更には種々のコマンド信号の入力等が行なわれる入力部8と、超音波ドブラ計測装置100における上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部10を備えている。

20

【0024】

超音波プローブ3は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受波を行なうものであり、1次元に配列された複数個(N個)の微小な超音波振動子とその先端部に有している。この超音波振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルス(送信超音波)に変換し、又、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電気信号(受信信号)に変換する機能を有している。そして、上述の複数個の超音波振動子の各々は図示しないケーブルを介して送受信部2に接続されている。超音波プローブ3にはセクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、診断部位に応じて任意に選択される。以下ではセクタ走査用の超音波プローブ3を用いた場合について述べるが、この方法に限定されるものではなく、リニア走査対応、あるいはコンベックス走査対応であってもよい。

30

【0025】

次に、図2に示した送受信部2は、超音波プローブ3から送信超音波を放射するための駆動信号を生成する送信部21と、超音波プローブ3からの受信信号に対して整相加算を行なう受信部22を備えている。

【0026】

送信部21は、レートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、駆動回路213を備え、レートパルス発生器211は、基準信号発生部1から供給される連続波あるいは矩形波を分周することによって送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成し、このレートパルスを送信遅延回路212に供給する。

40

【0027】

送信遅延回路212は、送信に使用される超音波振動子と同数(Nチャンネル)の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と所定の方向に送信超音波を放射するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路213に供給する。駆動回路213は、Nチャンネルの独立な駆動回路を有し、超音波プローブ3に内蔵された超音波振動子を駆動するための駆動パルスを前記レートパルスに基づいて生成する。

【0028】

50

一方、受信部 22 は、N チャンネルから構成される A / D 変換器 221 及び受信遅延回路 222 と、加算器 223 を備えている。超音波プローブ 3 から供給される N チャンネルの受信信号は、A / D 変換器 221 にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 222 に送られる。受信遅延回路 222 は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A / D 変換器 221 から出力される N チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 223 は、これら受信遅延回路 222 からの受信信号を整相加算（所定の方向から得られた受信信号の位相を合わせて加算）する。

#### 【0029】

次に、データ生成部 4 は、受信部 22 の加算器 223 から出力された受信信号に対して B モードデータを生成するための B モードデータ生成部 41 と、前記受信信号に対して直交検波を行なってドブラ信号の検出を行なうドブラ信号検出部 42 と、検出されたドブラ信号に基づいてカラードプラデータの生成を行なうカラードプラデータ生成部 43 と、前記ドブラ信号の周波数分析によってスペクトラムデータを生成するスペクトラムデータ生成部 44 を備えている。

10

#### 【0030】

B モードデータ生成部 41 は、包絡線検波器 411 と対数変換器 412 を備え、包絡線検波器 411 は、受信部 22 の加算器 223 から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波し、この包絡線検波信号は対数変換器 412 においてその振幅が対数変換される。尚、包絡線検波器 411 及び対数変換器 412 は順序を入れ替えて構成しても構わない。

20

#### 【0031】

一方、ドブラ信号検出部 42 は、 $\pi/2$  移相器 421、ミキサ 422-1 及び 422-2、LPF（低域通過フィルタ）423-1 及び 423-2 を備えており、後述する動作により受信部 22 の加算器 223 から供給される受信信号に対して直交位相検波を行なってドブラ信号を検出する。

#### 【0032】

又、カラードプラデータ生成部 43 は、図示しないドブラ信号記憶回路 431、MTI フィルタ 432、自己相関演算器 433 等を備え、ドブラ信号検出部 42 によって検出されたドブラ信号に基づいて血流の平均流速値や分散値などを算出する。但し、本実施形態において、本ユニットは必須な構成要素ではないため詳細な説明は省略する。

30

#### 【0033】

次に、スペクトラムデータ生成部 44 は、SH（サンプルホールド回路）441 と、LPF（低域通過フィルタ）442 と、窓関数設定部 443 と、FFT（Fast-Fourier-Transform）分析器 444 を備えており、ドブラ信号検出部 42 において得られたドブラ信号に対して FFT 分析を行なう。尚、SH 441 及び LPF 442 は何れも 2 チャンネルで構成され、夫々のチャンネルにはドブラ信号検出部 42 から出力されるドブラ信号の複素成分、即ち実成分（I 成分）と虚成分（Q 成分）が供給される。

#### 【0034】

次に、本発明のドブラスペクトラムデータの生成において重要な構成要素となるドブラ信号検出部 42 とスペクトラムデータ生成部 44 の基本動作につき、図 3 のタイムチャートを参照して更に詳しく説明する。尚、図 3 では、説明を容易にするためにアナログ受信信号に対しドブラ成分を検出する場合について示すが、実際の処理は受信部 22 から出力されるデジタル受信信号に対して行なわれる。

40

#### 【0035】

図 3 において、図 3 (a) は、基準信号発生部 1 から出力される基準信号、図 3 (b) は、送受信部 2 のレートパルス発生器 211 から出力されるドブラスペクトラム用のレートパルス、図 3 (c) は、受信部 22 の加算器 223 から得られる整相加算後の受信信号を示している。又、図 3 (d) は、ドブラ信号検出部 42 の LPF 423 から出力される直交位相検波出力、図 3 (e) は、スペクトラムデータ生成部 44 における SH 441 のサンプリング（レンジゲート）位置を設定するためにシステム制御部 10 から供給される

50

サンプリングパルス、図3(f)は、SH441によってサンプルホールドされたドブラ信号、そして、図3(g)は、LPF442によって平滑化されたレンジゲートにおけるドブラ信号を示している。

【0036】

即ち、図2の受信部22から出力された受信信号(図3(c))は、ドブラ信号検出部42のミキサ422-1及び422-2の第1の入力端子に入力される。一方、この受信信号の中心周波数と略等しい繰り返し周波数をもった基準信号発生部1の基準信号(図3(a))は、ミキサ422-1の第2の入力端子に直接供給され、 $\pi/2$ 移相器421において90度位相がシフトした基準信号はミキサ422-2の第2の入力端子に送られる。そして、ミキサ422-1及び422-2の出力は、LPF423-1及び423-2

10

【0037】

次に、スペクトラムデータ生成部44のSH441には、LPF423-1及び423-2から出力されたドブラ信号と、システム制御部10が基準信号発生部1の基準信号を分周して生成したサンプリングパルス(レンジゲートパルス)が供給され(図3(e))、このサンプリングパルスによって所望の距離からのドブラ信号がサンプルホールドされる(図3(f))。尚、このサンプリングパルスは、送信超音波が放射されるタイミングを決定するレートパルス(図3(b))から遅延時間 $T_s$ 後に発生し、この遅延時間 $T_s$

20

【0038】

即ち、操作者は、サンプリングパルスの遅延時間 $T_s$ を変更することによって超音波プローブ3から所望の距離 $L_g$ におけるドブラ信号を抽出することが可能となる。尚、遅延時間 $T_s$ と所望距離 $L_g$ は、被検体の音速度を $C$ とすれば、 $2L_g/C = T_s$ の関係にある。

【0039】

次に、SH441から出力された所望距離 $L_g$ のドブラ信号に重畳した階段状のノイズ成分は、LPF442によって除去され(図3(g))、更に、平滑化されたドブラ信号に対して窓関数設定部443は、ドブラスペクトラムデータの生成におけるドブラ信号の

30

【0040】

データ長を設定し、更に、このドブラ信号に対し所定の重み付け処理を行なう。そしてFFT分析器444は、窓関数設定部443にて重み付け処理されたドブラ信号に対して高速フーリエ変換を行なってドブラスペクトラムデータを生成する。

40

【0041】

図4は、窓関数設定部443及びFFT分析器444によるドブラスペクトラムデータの生成方法を示したものであり、図4(a)は、窓関数設定部443に入力されるドブラ信号 $A_x$ 、図4(b)は、ドブラ信号 $A_x$ に設定されたデータ長 $m$ のドブラ信号成分 $q_1$ 乃至 $q_m$ に対するハニング窓形状を示している。

【0042】

一方、図4(c)は、重み付け関数設定部443において窓関数(即ち、データ長 $m$ と

50

ハニング窓形状)が設定されたドブラ信号をFFT分析して得られたドブラスペクトラムデータ $B_1$ 、 $B_2$ 、 $B_3$ 、 $\dots$ を示す。即ち、スペクトラムデータ生成部44のLPF442から供給された離散的なドブラ信号(図4(a))のうち、例えば、 $q_1$ 乃至 $q_m$ の $m$ 個のドブラ信号成分に対して重み付け処理とFFT分析が行なわれ、スペクトラム成分 $f_1$ 乃至 $f_m$ に対する最初のドブラスペクトラムデータ $B_1$ が生成される。次いで、 $T$ 後の $m$ 個のドブラ信号成分 $q_1 + j$ 乃至 $q_m + j$ に対し重み付け処理とFFT分析が行なわれて新たなドブラスペクトラムデータ $B_2$ が生成される。

【0043】

以下、同様にして、 $2T$ 後の $q_1 + 2j$ 乃至 $q_m + 2j$ 、 $3T$ 後の $q_1 + 3j$ 乃至 $q_m + 3j$ 、 $\dots$ の $m$ 個のドブラ信号成分に対しても順次重み付け処理とFFT分析が行なわれてスペクトラム成分 $f_1$ 乃至 $f_m$ に対するドブラスペクトラムデータ $B_3$ 、 $B_4$ 、 $\dots$ が生成される。(図4(c))。尚、図4(a)では $j = 3$ の場合について示している。

【0044】

図1に戻って、トレース波形生成部5は、ドブラ感度計測部51とスペクトラム形状モデル作成部52と閾値設定部53とトレースデータ生成部54を備えている。

【0045】

ドブラ感度計測部51は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、データ生成部4のスペクトラムデータ生成部44から時系列的に供給される複数のドブラスペクトラムデータの各々における最大パワーの時間軸方向平均値(平均信号レベル) $S_a$ (dB)とノイズ成分の周波軸方向及び時間軸方向平均値(平均ノイズレベル) $N_a$ (dB)の計測を行ない、更に、平均信号レベル $S_a$ と平均ノイズレベル $N_a$ の差からドブラ感度 $D_s$ (dB)を計測する。

【0046】

図5は、良好なドブラ感度を有するドブラスペクトラムデータ(図5(a))と、劣悪なドブラ感度を有するドブラスペクトラムデータ(図5(b))を示したものであり、既に述べた総頸動脈のドブラスペクトラムデータは図5(a)に、又、中大脳動脈のドブラスペクトラムデータは図5(b)に対応している。尚、これらのドブラスペクトラムデータにおける縦軸はパワー、横軸は周波数(血流速度)を示す。そして、ドブラ感度計測部51は、このように異なるドブラ感度を有するドブラスペクトラムデータの各々に対し平均信号レベル $S_a$ 及び平均ノイズレベル $N_a$ の計測とドブラ感度 $D_s$ の計測を行なう。

【0047】

尚、図5(a)のドブラスペクトラムデータのノイズ成分は、入力部8にて初期設定された窓関数をフーリエ変換する際に発生する周波数軸方向の副極大と、ドブラ信号に対し比較的小さな値を有する装置のシステムノイズや血球以外からの反射波成分によって構成されている。一方、図5(b)のドブラスペクトラムデータのノイズ成分は、図5(a)と同じ大きさの副極大と比較的大きな値を有するシステムノイズや血球以外からの反射波成分によって構成されている。

【0048】

次に、スペクトラム形状モデル作成部52は、システム制御部10から供給される窓関数の情報を受信し、この窓関数をフーリエ変換することによってスペクトラム形状モデルを作成する。図6は、各種窓形状に対するスペクトラム形状モデルの具体例を示したものであり、図6(a)に示す矩形窓形状 $a_1$ 、ハニング窓形状 $a_2$ 、及びハニング窓形状におけるスペクトラム形状モデルを図6(b)の $b_1$ 乃至 $b_3$ に示す。

【0049】

一方、閾値設定部53は、ドブラ感度計測部51から供給されるドブラ感度 $D_s$ 、スペクトラム形状モデル作成部52から供給されるスペクトラム形状モデル、更には、システム制御部10より供給される閾値範囲や閾値数の情報に基づいて所望のトレース波形データを生成するための閾値を複数個設定する。

【0050】

10

20

30

40

50

この場合の閾値設定方法の原理につき図7の模式図を用いて説明する。但し、図7の横軸は周波数、縦軸はパワーに対応している。図7(a)は、システム制御部10から供給された窓関数の情報に基づいてスペクトラム形状モデル作成部52が作成したスペクトラム形状モデルMDと、ドブラ感度計測部51から供給されたドブラ感度Dsに基づいて設定された相対ノイズレベルNrを示している。但し、図7(a)では、ドブラ感度がDs1(dB)乃至Ds3(dB)の場合について示しており、この場合の相対ノイズレベルNr1乃至Nr3は、スペクトラム形状モデルの最大値を基準(0dB)としてDs1乃至Ds3だけ下方に設定される。

#### 【0051】

又、図7(b)は、図7(a)の破線枠内に示したスペクトラム形状モデルMDと相対ノイズレベルNr1乃至Nr3を拡大表示したものであり、更に、夫々の相対ノイズレベルNr1乃至Nr3を基準として所定の周波数変位量  $f$  だけ変位させるために必要な閾値範囲  $Th1$  乃至  $Th3$  が設定される。但し、 $Th1$  は相対ノイズレベルNr1を基準に設定された閾値範囲であり、 $Th2$  及び  $Th3$  は、相対ノイズレベルNr2及びNr3を基準に設定された閾値範囲である。そして、通常、これらの閾値範囲  $Th1$  乃至  $Th3$  は、ドブラ感度Ds1乃至Ds3の大きさに対応し  $Th1 > Th2 > Th3$  の関係にある。

#### 【0052】

一方、閾値設定部53は、上述のスペクトラム形状モデルMDと相対ノイズレベルNr1乃至Nr3に基づいて設定した閾値範囲  $Th1$  乃至  $Th3$  の各々において、予め設定されたK個の閾値  $TL1k$ 、 $TL2k$  及び  $TL3k$  ( $k = 1$  乃至  $K$ ) を略等間隔で設定する。但し、図7(b)では、 $K = 5$  の場合について示すが、これに限定されない。尚、上述の説明では、3つの相対ノイズレベルNr1乃至Nr3について述べたが、例えば、被検体から得られたドブラスペクトラムデータにおける相対ノイズレベルが  $Nr_x$  の場合には、閾値設定部53は、上述と同様の手順によって閾値  $TL_xk$  ( $k = 1$  乃至  $K$ ) を設定する。

#### 【0053】

次に、トレースデータ生成部54は、データ生成部4のスペクトラムデータ生成部44から供給される当該ドブラスペクトラムデータに対し閾値設定部53によって得られた閾値  $TL_xk$  ( $k = 1$  乃至  $K$ ) を順次設定して最高血流速  $V_p$  に関するトレース波形データを生成する。即ち、トレースデータ生成部54は、スペクトラムデータ生成部44において  $T$  間隔で得られた複数のドブラスペクトラムデータ  $B1$ 、 $B2$ 、 $B3$ ・・・の各々に対し前記閾値  $TL_xk$  に基づく最大周波数  $f_p$  を検出し、更に、最大周波数  $f_p$  に対応した最高血流速  $V_p$  の時間的变化を示すトレース波形データを生成する。図8は、上述の最大周波数  $f_p$  の検出方法を示したものであり、最大周波数  $f_p$  は、閾値設定部53によって設定された閾値  $TL_xk$  とスペクトラムデータ生成部44から供給されるドブラスペクトラムデータ  $B_x$  との交点に基づいて検出される。

#### 【0054】

次に、図1のデータ記憶部6は、データ生成部4において時系列的に得られたBモードデータ、カラードブラデータ及びドブラスペクトラムデータに基づいてBモード画像データ、カラードブラ画像データ及びドブラスペクトラム画像データを生成して保存すると共に、トレース波形生成部5において生成されたトレース波形データを前記ドブラスペクトラム画像データに対応させて保存する。

#### 【0055】

一方、表示部7は、図示しない表示用データ生成回路、変換回路及びモニタを備えている。そして、データ記憶部6に一旦保存された上述のBモード画像データ、カラードブラ画像データ、ドブラスペクトラム画像データ、更には、トレース波形データは、前記表示用データ生成回路にて合成された後所定の走査変換が行なわれ、次いで、変換回路においてD/A変換とテレビフォーマット変換が行われてモニタに表示される。このとき、ドブラスペクトラム画像データとトレース波形データは重畳して表示される。例えば、表示部

10

20

30

40

50

7のモニタには、Bモード画像データあるいはBモード画像データとカラードプラ画像データが合成表示される画像データ表示領域と、ドプラスペクトラム画像データに重畳したトレース波形データが表示されるスペクトラムデータ表示領域と、これらの各データに対するデータ収集条件や表示条件、あるいは被検体情報等の付帯情報が表示される付帯情報表示領域が設定される。

【0056】

次に、入力部8は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン等の入力デバイスを備えたインタラクティブなインターフェースであり、患者情報の入力、画像データ収集条件の設定、画像表示モードの選択、周波数変位量  $f$  や閾値数  $K$  の設定、閾値更新等の各種コマンド信号の入力が行なわれる。尚、上述の画像表示モードとして、Bモード画像、カラードプラ画像及びドプラスペクトラム画像があり、更に、ドプラスペクトラム画像の画像表示モードにおいては最高血流速  $V_p$  のトレース波形データに関する選択がある。

10

【0057】

又、システム制御部10は、図示しないCPUと記憶回路を備え、操作者によって入力部8から入力された入力情報や設定情報、更には選択情報は前記記憶回路に保存される。一方、CPUは、入力部8から入力された上述の情報に基づいて、超音波ドプラ計測装置100の各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。

【0058】

(トレース波形データの生成及び表示の手順)

20

次に、本実施形態におけるトレース波形データの生成及び表示の手順につき図9のフローチャートに沿って説明する。

【0059】

尚、以下では、ドプラスペクトラムデータを生成する際の窓関数に基づいて作成したスペクトラム形状モデルに対し前記ドプラスペクトラムデータの相対ノイズレベル  $N_r$  を基準とした閾値範囲  $T_h$  を設定し、この閾値範囲  $T_h$  に対して  $K$  個の閾値  $T_{L1}$  乃至  $T_{LK}$  を等間隔に設定する場合について述べる。

【0060】

被検体に対する超音波送受信に先立って、操作者は、入力部8にて患者情報の入力、画像データ生成条件の設定、画像表示モードの選択、更には、ドプラスペクトラムデータ生成時の窓関数、トレース波形データ生成時の周波数変位量  $f$  及び閾値数  $K$  の設定を行ない、これらの入力情報、設定情報及び選択情報を、システム制御部10の記憶回路に保存する。尚、本実施形態では、画像表示モードとしてBモード画像とドプラスペクトラム画像の表示モードを選択し、更に、最高血流速  $V_p$  のトレース波形データの表示モードを選択する(図9のステップS1)。

30

【0061】

これらの入力/選択/設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ3の先端(超音波送受信面)を被検体体表面の所定の位置に固定し、最初の超音波送受信方向(走査方向1)に対してBモードデータ及びドプラスペクトラムデータを得るための超音波送受信を行なう。即ち、図2の送受信部2におけるレートパルス発生器211は、基準信号発生部1から供給される基準信号を分周することによって、被検体内に放射される超音波パルスの繰り返し周期  $T_r$  を決定するレートパルスを生成し、このレートパルスを送信遅延回路212に供給する。

40

【0062】

送信遅延回路212は、所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と、走査方向1に超音波を送信するための偏向用遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路213に供給する。そして、駆動回路213は、レートパルスによって生成された駆動信号を図示しないケーブルを介して超音波プローブ3における  $N$  個の超音波振動子に供給し、被検体の走査方向1に対して超音波パルスを放射する。

【0063】

50

被検体に放射された超音波パルスの一部は、音響インピーダンスの異なる臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。又、この超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体で反射する場合、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。

【 0 0 6 4 】

被検体の組織や血球にて反射した超音波反射波（受信超音波）は、超音波プローブ 3 の超音波振動子によって受信されて電気信号（受信信号）に変換され、この受信信号は、受信部 2 2 における N チャンネルの独立な A / D 変換器 2 2 1 によってデジタル信号に変換される。更に、デジタル信号に変換された受信信号は、受信遅延回路 2 2 2 にて所定の遅延時間が与えられた後、加算器 2 2 3 において加算合成されてデータ生成部 4 の B モードデータ生成部 4 1 に供給される。

10

【 0 0 6 5 】

このとき、受信遅延回路 2 2 2 では、所定の深さからの超音波反射波を集束するための遅延時間と、超音波反射波に対して走査方向 1 に強い受信指向性をもたせるための遅延時間が、システム制御部 1 0 からの制御信号によって設定される。

【 0 0 6 6 】

B モードデータ生成部 4 1 に供給された加算器 2 2 3 の出力信号は、包絡線検波と対数変換がなされた後、図 1 のデータ記憶部 6 における B モード画像データ記憶領域に保存される。

【 0 0 6 7 】

次いで、システム制御部 1 0 は、走査方向 2 乃至走査方向 P に対しても同様の手順で超音波送受信を行ない、このとき得られた B モードデータは、データ記憶部 6 における B モード画像データ記憶領域に保存される。即ち、データ記憶部 6 の B モード画像データ記憶領域には走査方向 1 乃至 P に対する B モードデータが順次保存されて 1 フレーム分の B モード画像データが生成される。

20

【 0 0 6 8 】

一方、表示部 7 の表示データ生成回路は、データ記憶部 6 に保存された 1 フレーム分の B モード画像データを所定の表示フォーマットに従って走査変換し、変換回路は、操作変換後の画像データに対して D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なってモニタに表示する。以下同様にして、1 乃至 P に対する超音波送受信が繰り返し行なわれ、得られた B モード画像データは表示部 7 においてリアルタイム表示される。

30

【 0 0 6 9 】

次いで、操作者は、入力部 8 の入力デバイスを用い、表示部 7 のモニタに表示された被検体の B モード画像データに対してドプラマーカを D 方向に設定する。そして、このドプラマーカ上の距離  $L_g$  にレンジゲートを移動してドプラスペクトラムデータの計測部位を設定する（図 9 のステップ S 2 ）。

【 0 0 7 0 】

このとき、繰り返し周期  $2 T_r$  で行なわれる走査方向 1 乃至 P の B モード用超音波送受信と交互して、ドプラスペクトラムデータを得るための超音波送受信が走査方向 D に対し繰り返し周期  $2 T_r$  で行なわれ、加算器 2 2 3 から出力された受信信号はドプラ信号検出部 4 2 に供給される。

40

【 0 0 7 1 】

ドプラ信号検出部 4 2 は、供給された受信信号をミキサ 4 2 2 - 1、4 2 2 - 2 及び LPF 4 2 3 - 1、4 2 3 - 2 において直交位相検波して 2 チャンネルのドプラ信号（複素信号）を検出し、スペクトラムデータ生成部 4 4 の SH 4 4 1 に供給する。そして、SH 4 4 1 は、システム制御部 1 0 から供給されたレンジゲート位置  $L_g$  のサンプリングパルスに基づいて、このレンジゲート位置からのドプラ信号を所定期間（例えば  $2 T_r$ ）の間サンプルホールドする。

【 0 0 7 2 】

更に、走査方向 D に対し繰り返し周期  $2 T_r$  で行なわれる超音波送受信によって SH 4 4 1 から時系列的に得られるレンジゲート位置のドプラ信号は、LPF 4 4 2 において平

50

滑化された後、窓関数設定部 4 4 3 においてドブラスペクトラムデータを生成するためのデータ長の設定とこれらのデータに対する重み付け処理が行なわれて F F T 分析器 4 4 4 の図示しない記憶回路に保存される。

【 0 0 7 3 】

次いで、F F T 分析器 4 4 4 の図示しない演算回路は、窓関数設定部 4 4 3 が設定した所定データ長のドブラ信号を F F T 分析してドブラスペクトラムデータを生成する。即ち、F F T 分析器 4 4 4 の演算回路は、データ長  $m$  で離散的に供給される重み付け処理後のドブラ信号を用いて F F T 分析を行ない、周波数  $f_1$  乃至  $f_m$  に対するドブラスペクトラムデータ  $B_1$  を生成する（図 4 参照）。そして、生成されたドブラスペクトラムデータ  $B_1$  をデータ記憶部 6 のスペクトラムデータ記憶領域に保存すると共にトレース波形生成部 5 のドブラ感度計測部 5 1 における図示しない記憶回路に保存する。

10

【 0 0 7 4 】

同様に、 $T$  後、 $2T$  後、 $3T$  後・・・に供給される重み付け処理後のドブラ信号に対して、スペクトラムデータ生成部 4 4 の F F T 分析器 4 4 4 はドブラスペクトラムデータ  $B_2$  ,  $B_3$  ,  $B_4$  ... を時系列的に生成する。そして、データ記憶部 6 のスペクトラムデータ記憶領域に保存してドブラスペクトラム画像データを生成すると共にドブラ感度計測部 5 1 の記憶回路に保存する（図 9 のステップ S 3 ）。

【 0 0 7 5 】

又、ドブラ感度計測部 5 1 の演算回路は、記憶回路に保存された複数のドブラスペクトラムデータを読み出して平均信号レベル  $S_a$  と平均ノイズレベル  $N_a$  を計測し、得られた平均信号レベル  $S_a$  と平均ノイズレベル  $N_a$  に基づいてドブラ感度  $D_s$  を計測する（図 9 のステップ S 4 ）。

20

【 0 0 7 6 】

一方、トレース波形生成部 5 のスペクトラム形状モデル作成部 5 2 は、システム制御部 1 0 から供給されるドブラスペクトラムデータ生成のための窓関数情報を受信し、この窓関数をフーリエ変換することによってスペクトラム形状モデル  $M_D$  を作成する（図 9 のステップ S 5 ）。

【 0 0 7 7 】

次に、閾値設定部 5 3 は、ドブラ感度計測部 5 1 から供給されるドブラ感度  $D_s$  、スペクトラム形状モデル作成部 5 2 から供給されるスペクトラム形状モデル  $M_D$  、更には、システム制御部 1 0 より供給される周波数変位量  $f$  に基づいて閾値範囲  $T_h$  を設定し（図 9 のステップ S 6 ） 、更に、システム制御部 1 0 より供給される閾値数  $K$  に基づいて閾値範囲  $T_h$  に  $K$  個の閾値  $T_{L1}$  乃至  $T_{LK}$  を略等間隔で設定する（図 9 のステップ S 7 ）。

30

【 0 0 7 8 】

閾値  $T_{L1}$  乃至  $T_{LK}$  が設定されたならば、トレースデータ生成部 5 4 は、閾値設定部 5 3 から供給される閾値  $T_{L1}$  乃至  $T_{LK}$  の中から例えば平均ノイズレベルに最も近い閾値  $T_{L1}$  を自動選択する（図 9 のステップ S 8 ） 。次いで、データ生成部 4 のスペクトラムデータ生成部 4 4 から時系列的に供給される当該ドブラスペクトラムデータの各々に対し閾値  $T_{L1}$  を設定して最大周波数  $f_p$  を検出し、更に、最大周波数  $f_p$  に対応した最高血流速度  $V_p$  の時間的変化を示すトレース波形データを生成する（図 9 のステップ S 9 ） 。そして、得られたトレース波形データをデータ記憶部 6 に供給し、既に保存されているドブラスペクトラム画像データに対応させて保存する。

40

【 0 0 7 9 】

次に、表示部 7 は、データ記憶部 6 に一旦保存されたドブラスペクトラム画像データとトレース波形データを合成した後所定の表示フォーマットに変換し、更に、D / A 変換とテレビフォーマット変換を行なってモニタに表示する（図 9 のステップ S 1 0 ）。

【 0 0 8 0 】

一方、操作者は、表示部 7 のモニタにおいてドブラスペクトラム画像データと共にリアルタイム表示される上述のトレース波形データを観測し、ノイズ等により本来の最高血流

50

速Vpのトレース波形データが表示されていないと判断した場合には、入力部8より閾値を更新するためのコマンド信号を入力する。システム制御部10を介して上記コマンド信号を受信したトレースデータ生成部54は、閾値TL1を例えばTL2に更新し、データ生成部4のスペクトラムデータ生成部44から新たに供給されるドプラスペクトラムデータの各々に対し閾値TL2を設定してトレース波形データを生成する。

**【0081】**

そして、得られたトレース波形データと、このトレース波形データと並行して生成されたドプラスペクトラム画像データを表示部7のモニタに表示する。このようにして閾値の更新と更新された閾値に基づくトレース波形データの生成及び表示を所望のトレース波形データが表示されるまで繰り返す(図9のステップS8乃至S10)。

10

**【0082】**

所望のトレース波形データが表示されたならば、閾値を固定した状態でトレース波形データの生成を継続し、得られたトレース波形データをドプラスペクトラム画像データと共に表示部7において表示する(図9のステップS11)。このとき、上述のドプラスペクトラム画像データ及びトレース波形データと並行して生成されるBモード画像データを表示部7に表示することが望ましく、このBモード画像データとの同時表示によって計測部位の確認が容易となる。

**【0083】**

即ち、上述の実施形態における閾値の設定では、例えば、平均ノイズレベルNaに最も近い閾値(上述の場合では閾値TL1)が自動的に設定されて最初のトレース波形データの生成と表示が行なわれる。次いで、このトレース波形データを更新する場合には、入力部8より閾値更新のコマンド信号が入力される度に閾値TL1は閾値TL2、TL3・・・の順にステップ状に更新され、更新された閾値に基づいて生成されたトレース波形データがドプラスペクトラム画像データと共に表示部7にリアルタイム表示される。

20

**【0084】**

但し、最初に自動設定される閾値は平均ノイズレベルNaに最も近い閾値に限定されるものではなく、例えば、閾値設定部53にて設定されたK個の閾値の中の中央の閾値が最初に自動設定され、操作者はこの閾値に基づいて生成されたトレース波形データを観察することによって閾値の増減を指示してもよい。

**【0085】**

30

以上述べたように、本実施形態によれば、被検体の計測部位に対する超音波送受信によって得られたドプラスペクトラムデータに基づいて所望のトレース波形データを生成する際に、スペクトラム形状モデルとドブラ感度に基づいて閾値範囲を設定し、この閾値範囲において所定間隔で設定された複数の閾値を順次更新することによって所望のトレース波形データが得られる最適閾値を効率良く選択することが可能となる。図11は、各時相毎に周波数軸上の期待値と本装置で得られる実測値とをプロットした相関図を示している。係る相関図では、傾き=45度の直線上にデータが存在する場合(すなわち、期待値と実測値との比が1である場合)に、理想的なエンベロップトレース処理となる。同図に示す様に、本装置で得られる結果は、期待値と実測値との比がおおよそ0.9~1.1の間に存在している。従って、本超音波ドブラ計測装置によれば、好適なトレース波形データが得られる最適閾値を効率良く選択することができる。

40

**【0086】**

又、上述の実施形態における最適閾値の選択では、隣接した閾値の間隔はトレース波形データの変位量、即ち、周波数変位量が略等しくなるように設定されるため、ドブラ感度の大きさにかかわらず、所望のトレース波形データを生成するための閾値を高精度かつ短時間で設定することが可能となる。

**【0087】**

従って、診断精度と診断効率が向上するのみならず操作者の負担を大幅に軽減することができる。

**【0088】**

50

以上、本発明の実施形態について述べてきたが、本発明は上述の実施形態に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施形態におけるスペクトラム形状モデルは窓関数に基づいて作成されたが、この窓関数の他にトレース波形データの計測部位、被検体の年齢や疾患名、レンジゲート幅等の超音波送受信条件などを考慮して作成してもよい。

【0089】

例えば、レンジゲートが狭い場合には単一周波数のドブラ信号が検出されるが、レンジゲートが広い場合には広帯域の周波数成分を有したドブラ信号が検出され、この場合の帯域幅は血流の乱流/層流に依存する。従って、トレース波形生成部5のスペクトラム形状モデル作成部52は、先ず、窓関数に基づいてスペクトラム形状モデルを作成し、次いで、上述の諸条件に基づいて予め設定された補正係数により前記スペクトラム形状モデルを補正することが望ましい。

10

【0090】

図10は、レンジゲート幅及び乱流/層流に基づいて補正されたスペクトラム形状モデルの具体例を示したものであり、図10(a)は極めて狭いレンジゲートを用いた場合のスペクトラム形状モデルである。これに対して図10(b)は、比較的広いレンジゲートで乱流を計測する場合のスペクトラム形状モデル、又、図10(c)は比較的広いレンジゲートで層流を計測する場合のスペクトラム形状モデルを示す。

【0091】

一方、上述の実施形態では、ハニング窓形状を有した窓関数に基づいてスペクトラム形状モデルを作成したが、矩形窓形状、ハミング窓形状、ガウス窓形状等、他の窓形状を有した窓関数であっても構わない。

20

【0092】

又、閾値範囲  $T_h$  において複数の閾値を等間隔に設定する場合について述べたが、閾値間隔は不等間隔であってもよく、例えば、トレース波形データが周波数軸方向に略等間隔に変位するように上記閾値間隔を設定してもよい。

【0093】

(第2の実施形態)

次に、本願発明の第2の実施形態について説明する。本実施形態では、ミストレー스波形の発生率を基準として、アダプティブに閾値範囲、及び当該閾値範囲内の複数の閾値を設定するものである。

30

【0094】

図12は、本実施形態に係る超音波ドブラ計測装置のブロック図である。本超音波ドブラ計測装置は、図1に示した構成に加えて、ミストレース波形発生率計算部60をさらに具備している。

【0095】

データ記憶部5は、Bモードデータ生成部41において生成された画像データ、スペクトラムデータ生成部44において生成されたスペクトラムデータ、トレース処理によって得られるトレース波形の閾値毎の期待値データを記憶する。

【0096】

ミストレース波形発生率計算部60は、図13に示すように、データ記憶部6において記憶された画像データ、スペクトラムデータ、期待値データに基づいてトレース処理の誤差を評価し、また、得られたトレース処理の誤差に基づいて、初期設定等による各閾値毎のミストレース波形の発生率を計算する。なお、このトレース処理の誤差評価の為の手法は、どの様なものであってもよい。

40

【0097】

システム制御部10は、トレース処理によって得られるトレース波形の閾値毎の期待値データを計算する。また、システム制御部10は、計算されたミストレース発生率に基づいて、現在設定されている閾値を変更するか否かを判定する。閾値を設定すると判定した場合には、システム制御部10は、ミストレース発生率が一定値以下(例えば5%以下)

50

になるように、閾値設定部 53 における閾値設定を制御する。この制御は、ミストレーズ波形がスペクトラム表示のエンベロープ波形の期待値波形に対して内側に出現している場合には、閾値が高くなるように、一方、期待値波形に対して外側に出現している場合には、閾値が低くなるように、例えばデータ記憶部 5 に記憶されるテーブルに従って実行される。

#### 【0098】

閾値設定部 53 は、システム制御部 10 からの指示に従って、ミストレーズ発生率が一定位置以下になるように、閾値範囲及び当該閾値範囲内の複数の閾値を変更・設定する。

#### 【0099】

以上述べた構成によれば、被検体の計測部位に対する超音波送受信によって得られたド  
10 プラスペクトラムデータに基づいて所望のトレース波形データを生成する際に、ミストレーズ波形の発生率を基準として閾値範囲を設定し、この閾値範囲において所定間隔で設定された複数の閾値を順次更新することによって所望のトレース波形データが得られる最適閾値を効率良く選択することが可能となる。

#### 【0100】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

#### 【0101】

(1) 上記各実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステー  
20 ション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。特に、各実施形態で述べたトレース波形データの生成における閾値の適正化は、当該閾値の適正化を実現するドラ信号処理プログラムを起動させ、記憶装置に記憶されたドラ信号に対して各実施形態で述べた処理を実行することで実現される。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

#### 【0102】

(2) 例えば、上記各実施形態においては、最適なトレース波形を得るために、所定の  
30 基準に従ってトレース波形における閾値を制御する構成を示した。しかしながら、これに拘泥されず、例えば、閾値は固定のままとし、超音波走査におけるゲインを調整することでノイズレベルを制御し、ダイナミックレンジを調整することでS/N比を制御してトレース波形を最適化することも可能である。また、超音波走査におけるゲイン及びダイナミックレンジ調整と、各実施形態で述べたトレース波形における閾値制御とを組み合わせる構成としてもよい。

#### 【0103】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。  
40

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0104】

以上本発明によれば、時系列的に得られるドプラスペクトラムデータに対し閾値を設定して所望のトレース波形データを生成する際に、スペクトラム形状モデルとドラ感度に基づいて前記ドプラスペクトラムデータに対する閾値範囲を設定し、この閾値範囲に設定された所定数の閾値を順次更新することにより前記所望のトレース波形データを高効率かつ高精度で生成することが可能な超音波ドラ計測装置、及びドラ信号処理プログラムを実現することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0105】

10

20

30

40

50

【図 1】図 1 は、本発明の第 1 の実施形態における超音波ドプラ計測装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態における送受信部及びデータ生成部の構成を示すブロック図である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態におけるドプラ信号検出部とスペクトラムデータ生成部の基本動作を示すタイムチャートである。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態におけるドプラスペクトラムデータの生成方法を示す図である。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態のドプラスペクトラムデータにおける平均信号レベル、平均ノイズレベル及びドプラ感度を説明するための図である。

10

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態における窓形状とスペクトラム形状モデルの具体例を示す図である。

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態における閾値設定方法の原理を示す図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態におけるドプラスペクトラムデータの最大周波数の検出方法を示す図である。

【図 9】図 9 は、第 1 の実施形態におけるトレース波形データの生成と表示の手順を示すフローチャートである。

【図 10】図 10 は、第 1 の実施形態におけるスペクトラム形状モデルの変形例を示す図。

【図 11】図 11 は、各時相毎に周波数軸上の期待値と本装置で得られる実測値とをプロットした相関図を示している。

20

【図 12】図 12 は、第 2 の実施形態に係る超音波ドプラ計測装置のブロック図である。

【図 13】図 13 は、第 2 の実施形態に係るミストレース波形発生率の計算方法を説明するための概念図である。

【図 14】図 14 は、従来のトレース波形データの生成における問題点を説明するための図。

【符号の説明】

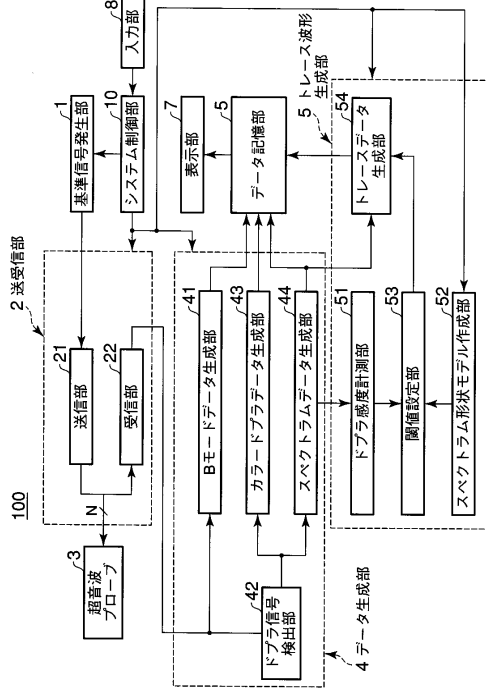
【0106】

1 ... 基準信号発生部、2 ... 送受信部、3 ... 超音波プローブ、4 ... データ生成部、5 ... トレース波形生成部、6 ... データ記憶部、7 ... 表示部、8 ... 入力部、10 ... システム制御部、21 ... 送信部、22 ... 受信部、41 ... Bモードデータ生成部、42 ... ドプラ信号検出部、43 ... カラードプラデータ生成部、44 ... スペクトラムデータ生成部、51 ... ドプラ感度計測部、52 ... スペクトラム形状モデル作成部、53 ... 閾値設定部、54 ... トレースデータ生成部、100 ... 超音波ドプラ計測装置、211 ... レートパルス発生器、212 ... 送信遅延回路、213 ... 駆動回路、221 ... A/D変換器、222 ... 受信遅延回路、223 ... 加算器、411 ... 包絡線検波器、412 ... 対数変換器、421 ...  $\pi/2$  移相器、422 ... ミキサ、423、442 ... LPF (低域通過フィルタ)、441 ... SH (サンプルホールド回路)、443 ... 窓関数設定部、444 ... FFT分析器

30

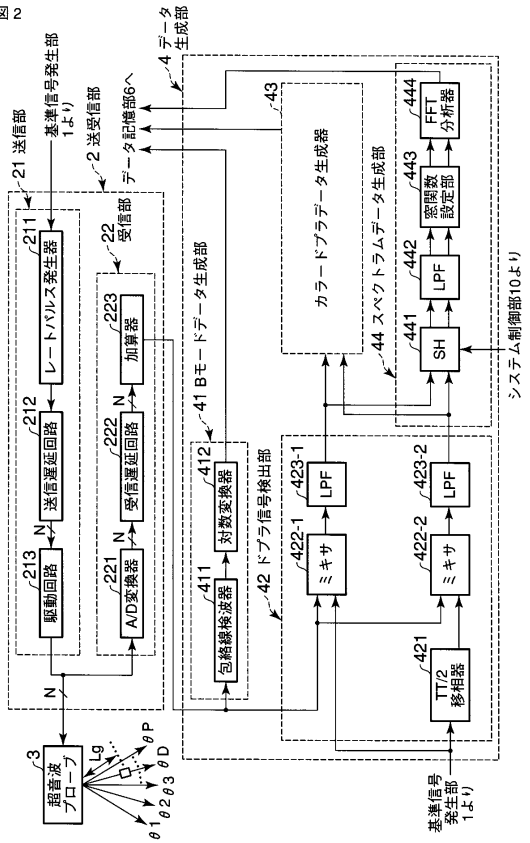
【図 1】

図 1



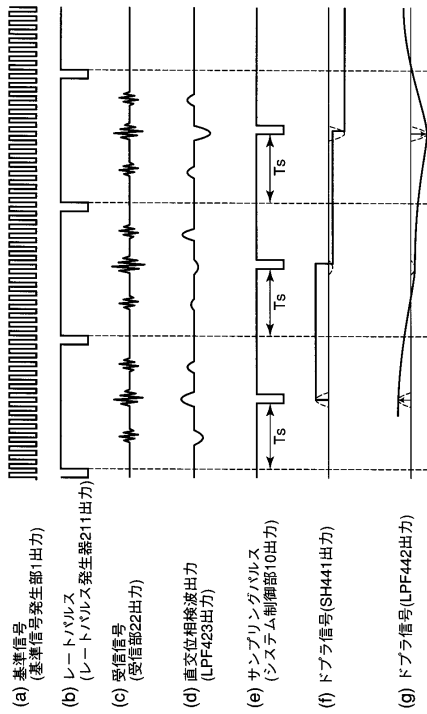
【図 2】

図 2



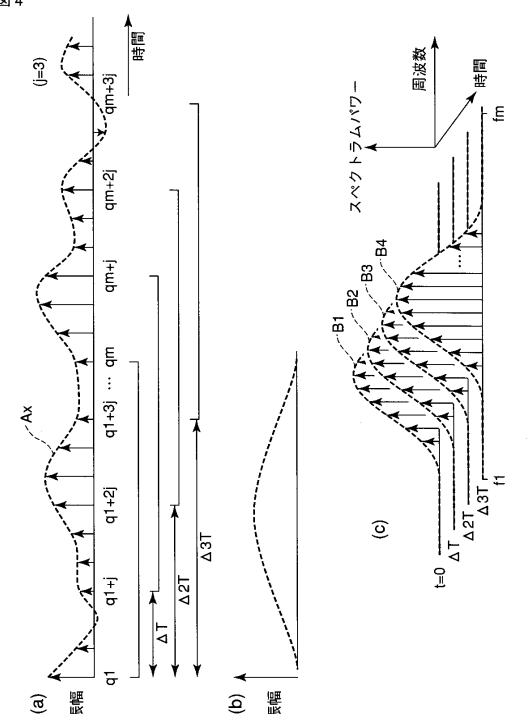
【図 3】

図 3



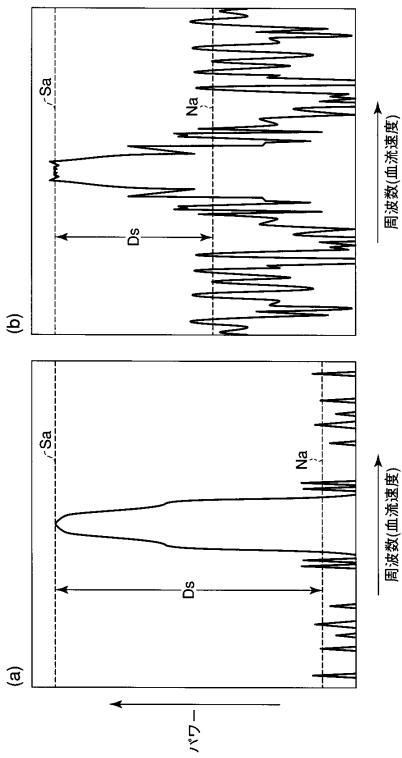
【図 4】

図 4



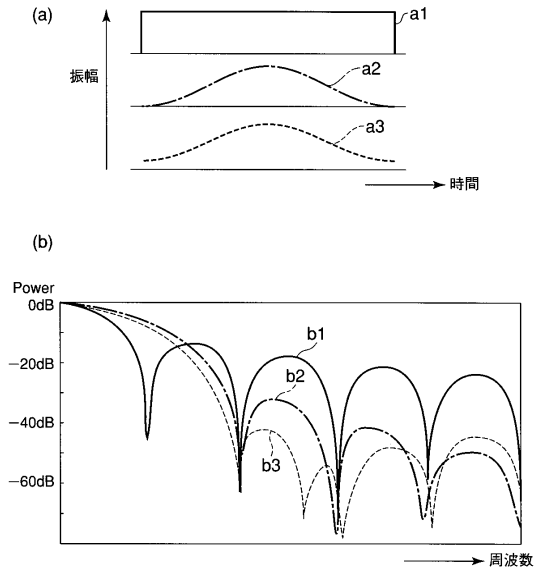
【 図 5 】

図 5



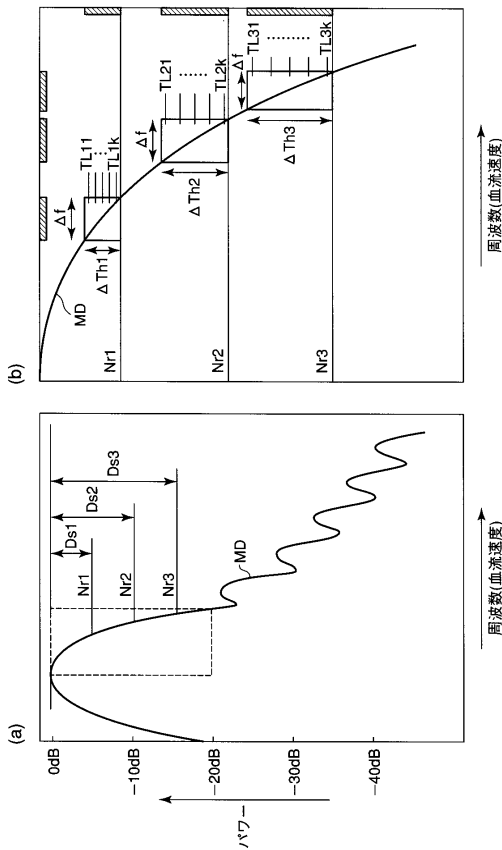
【 図 6 】

図 6



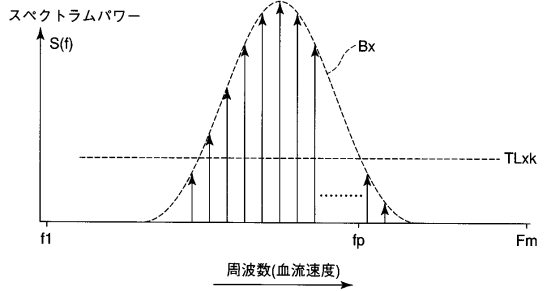
【 図 7 】

図 7



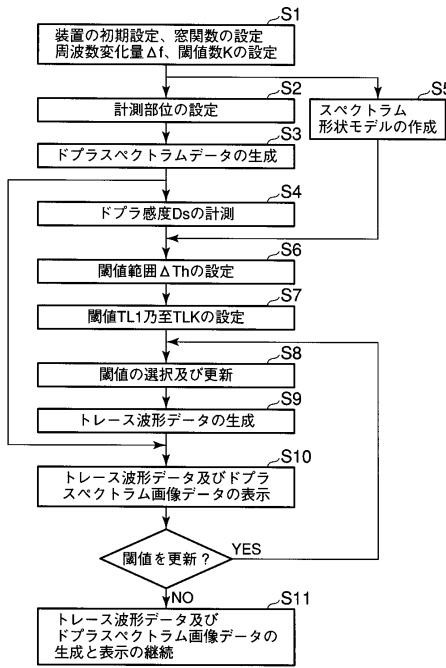
【 図 8 】

図 8



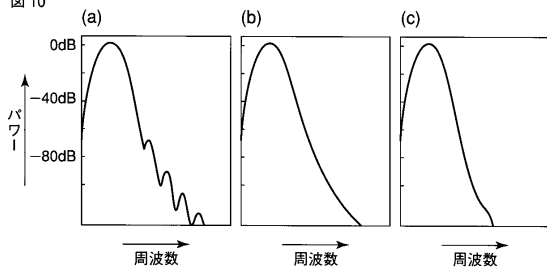
【 図 9 】

図 9



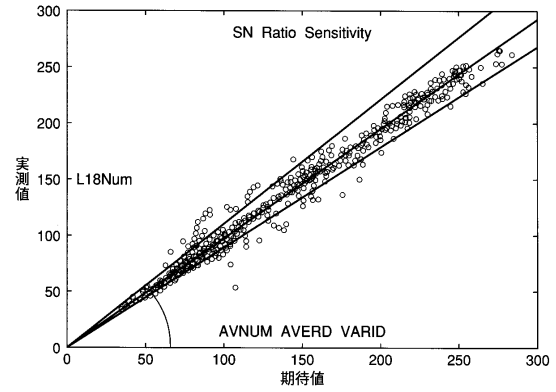
【 図 10 】

図 10



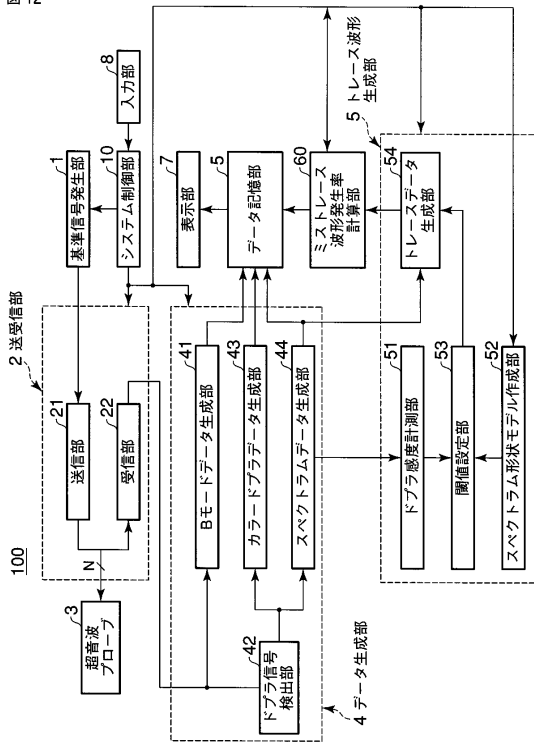
【 図 11 】

図 11



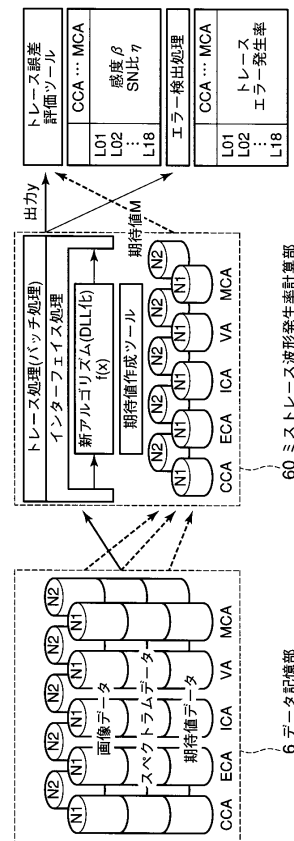
【 図 12 】

図 12



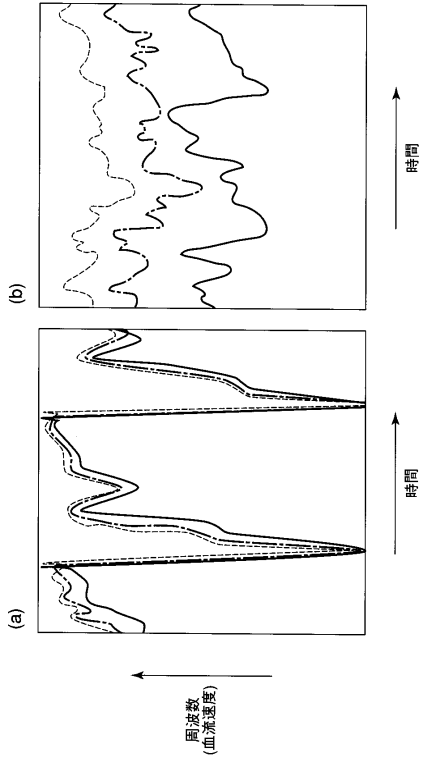
【 図 13 】

図 13



【 図 14 】

図 14



## 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 馬場 達朗  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 高橋 正美  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 滝本 雅夫  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 潟口 宗基  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 佐々木 琢也  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 宮島 泰夫  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (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社内
- (72)発明者 生田目 富夫  
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社内
- (72)発明者 鯉沼 利幸  
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社内

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開2003-284718(JP,A)  
特開平07-303641(JP,A)  
特開平08-322841(JP,A)  
特開2000-051215(JP,A)  
特開平09-000521(JP,A)  
特開平08-229039(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/06

专利名称(译)	超声多普勒测量装置和多普勒信号处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP4891590B2</a>	公开(公告)日	2012-03-07
申请号	JP2005300305	申请日	2005-10-14
[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	馬場達朗 高橋正美 滝本雅夫 瀧口宗基 佐々木琢也 宮島泰夫 内堀孝信 生田目富夫 鯉沼利幸		
发明人	馬場 達朗 高橋 正美 滝本 雅夫 瀧口 宗基 佐々木 琢也 宮島 泰夫 内堀 孝信 生田目 富夫 鯉沼 利幸		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE10 4C601/EE22 4C601/ JB16 4C601/ JB24 4C601/ JB49 4C601/ JB53 4C601/ JC11 4C601/ JC16 4C601/ KK12 4C601/ KK17 4C601/ KK19		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
审查员(译)	川上 則明		
优先权	2004303440 2004-10-18 JP		
其他公开文献	JP2006141996A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：当从多普勒频谱数据生成所需的轨迹波形数据时，有效地设置阈值。解决方案：多普勒灵敏度测量部分51测量通过超声波的发送/接收获得的对象的规定区域上的多普勒频谱数据的多普勒灵敏度。频谱形状模型创建部分52在生成多普勒频谱数据时基于窗函数创建频谱形状模型。阈值设定部53基于光谱形状模型和多普勒灵敏度设定在频率的轴向上以规定量变化的轨迹波形数据的阈值范围，并且以规则间隔设定规定数量的阈值。阈值范围。跟踪数据生成部分54通过在逐个更新多个设置阈值的同时生成跟踪波形数据来选择阈值以获得期望的跟踪波形数据。Z

图 3

