

(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2005-185731

(P2005-185731A)

(43) 公開日 平成17年7月14日(2005.7.14)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/06

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 16 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号 特願2003-434205 (P2003-434205)

(22) 出願日 平成15年12月26日(2003.12.26)

(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

(74) 代理人 100078765

弁理士 波多野 久

(74) 代理人 100078802

弁理士 関口 俊三

(74) 代理人 100077757

弁理士 猿渡 章雄

(74) 代理人 100122253

弁理士 古川 潤一

最終頁に続く

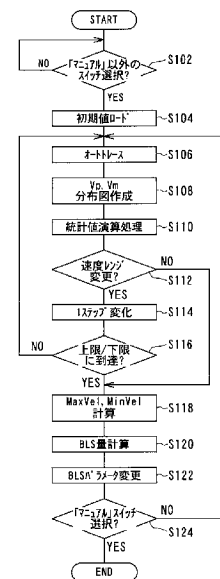
(54) 【発明の名称】 ドブラ超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】ドブラスペクトラム画像の速度レンジ及びベースラインシフトの操作を自動化したドブラ超音波診断装置を提供する。

【解決手段】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 の少なくとも一方を時間方向にトレースしそのトレース波形を出力する処理をリアルタイムで実行するトレース手段と、所定観測時間毎に前記最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方の分布に対する統計値に基づき、ドブラ速度レンジを調整する速度レンジ調整手段と、前記最大流速 V_p の正側最大値及び負側最大値を計算し、ドブラスペクトラム画像表示におけるベースラインのシフト量を求めて、該ベースラインを調整するベースライン調整手段と、前記速度レンジ調整手段及びベースライン調整手段の処理で用いるパラメータを変更するための操作手段とを備える。

【選択図】 図17



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の運動流体を含む診断部位に向けて超音波を送受信させて得られる前記診断部位の流速に関する情報を担うドブラ周波数のスペクトラム信号に基づきスペクトラム画像を表示するドブラ超音波診断装置において、

前記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 の少なくとも一方を時間方向にトレースしそのトレース波形を出力する処理をリアルタイムで実行するトレース手段と、

所定観測時間毎に前記最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方の分布に対する統計値に基づき、ドブラ速度レンジを調整する速度レンジ調整手段と、

10

【請求項 2】

前記ドブラ超音波診断装置は、さらに、前記速度レンジ調整手段の処理で用いるパラメータを変更するための操作手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載のドブラ超音波診断装置。

【請求項 3】

被検体内の運動流体を含む診断部位に向けて超音波を送受信させて得られる前記診断部位の流速に関する情報を担うドブラ周波数のスペクトラム信号に基づきスペクトラム画像を表示するドブラ超音波診断装置において、

前記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 の少なくとも一方を時間方向にトレースしそのトレース波形を出力する処理をリアルタイムで実行するトレース手段と、

20

所定観測時間毎に前記最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方の分布に対する統計値に基づき、ドブラ速度レンジを調整する速度レンジ調整手段と、

前記最大流速 V_p の正側最大値及び負側最大値を計算し、ドブラスペクトラム画像表示におけるベースラインのシフト量を求めて、該ベースラインを調整するベースライン調整手段と、

を備えることを特徴とするドブラ超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ドブラ超音波診断装置は、さらに、前記速度レンジ調整手段及びベースライン調整手段の処理で用いるパラメータを変更するための操作手段を備えることを特徴とする請求項 3 記載のドブラ超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記操作手段は、前記ベースライン調整手段における処理を実行するかスキップするかを選択する手段を備えることを特徴とする請求項 4 記載のドブラ超音波診断装置。

【請求項 6】

前記速度レンジ調整手段は、

所定観測時間毎に前記最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方の分布を少なくとも ± 3 ナイキスト周波数分折り返して拡大し、その分布形状に表示レンジ内と折り返しレンジ内とで設定されたベースラインに応じて適切な重みをかける重み付け手段と、

40

該重みをかけられた最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方の分布からドブラ速度レンジの上限と下限の統計計算を行う統計値計算手段と、

を備えることを特徴とする請求項 1 及び 3 のいずれかに記載のドブラ超音波診断装置。

【請求項 7】

前記統計値計算手段は、前記重み付けした最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方の分布から平均と分散を計算し、平均 \pm 係数* を速度レンジの上限及び下限の推定値とすることを特徴とする請求項 6 記載のドブラ超音波診断装置。

【請求項 8】

前記統計値計算手段は、前記重み付けした最大流速 V_p 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ことを特徴とする請求項 6 記載の

50

ドブラ超音波診断装置。

【請求項 9】

前記統計値計算手段は、前記重み付けした平均流速 V_m の分布のピーク値の位置から周波数レンジの上下方向にレンジを拡げ、該分布が予め設定された閾値以下となる点を速度レンジの上限及び下限の推定値とすることを特徴とする請求項 6 記載のドブラ超音波診断装置。

【請求項 10】

前記統計値計算手段は、

1) 前記重み付けした最大流速 V_p の分布から平均と分散を計算して、平均 \pm 係数 * を速度レンジの上限及び下限の推定値とする演算と、

10

2) 前記重み付けした平均流速 V_m の分布から夫々平均と分散を計算して、平均 \pm 係数 * を速度レンジの上限及び下限の推定値とする演算と、

3) 前記重み付けした最大流速 V_p 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を推定値とする演算と、

4) 前記重み付けした平均流速 V_m の分布のピーク値の位置から周波数レンジの上下方向にレンジを拡げ、該分布が予め設定された閾値以下となる点を速度レンジの上限及び下限を推定し、該夫々の上限及び下限の推定値とする演算と、

の中の少なくとも 2 つの演算を実行し、得られた夫々の推定値の中の最大値を、速度レンジの上限及び下限の推定値として選択することを特徴とする請求項 6 記載のドブラ超音波診断装置。

20

【請求項 11】

前記操作手段は、前記速度レンジの上限及び下限の推定値の何倍を表示範囲に設定するかの倍数を、前記パラメータとして可変に設定する手段を備えることを特徴とする請求項 2 及び 4 のいずれかに記載のドブラ超音波診断装置。

【請求項 12】

前記操作手段は、前記速度レンジ調整手段が実行するドブラ速度レンジを調整する演算の初期値として、該演算に先行するカラードプラモードで採用された速度レンジと、診断部位毎に予め設定された所定の値とのいずれかを選択可能とする手段を備えることを特徴とする請求項 2 及び 4 のいずれかに記載のドブラ超音波診断装置。

【請求項 13】

30

前記操作手段は、前記速度レンジ調整手段による前記所定時間毎の演算結果を、スペクトラムドブラ画像のスクロールに同期させて、何回の画像スクロールに 1 回更新するかを、前記パラメータとして可変に設定する手段を備えることを特徴とする請求項 2 及び 4 のいずれかに記載のドブラ超音波診断装置。

【請求項 14】

前記操作手段は、前記速度レンジ調整手段による演算結果の更新を、スペクトラムドブラ画像のスクロール中の任意の時間に、該スペクトラムドブラ画像のスクロールとともに更新する手段を備えることを特徴とする請求項 13 記載のドブラ超音波診断装置。

【請求項 15】

前記ドブラ超音波診断装置は、さらに、前記最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方のトレース波形を保存するトレース波形記憶手段を備え、フリーズ後に、該トレース波形記憶手段に保存されたトレース波形を基に、前記ベースライン調整手段により、前記最大流速 V_p の正側最大値及び負側最大値を計算し、ドブラスペクトラム画像表示におけるベースラインのシフト量を求めて、該ベースラインを調整することを特徴とする請求項 3 記載のドブラ超音波診断装置。

40

【請求項 16】

前記速度レンジ調整手段は、前記操作手段から入力された速度レンジの制御目標値と、該速度レンジ調整手段からフィードバックされる伝達関数値とを比較し、その差に応じて制御系要素 P, I, D のパラメータを可変に決定する P I D 制御手段を備えることを特徴とする請求項 2 及び 4 のいずれかに記載のドブラ超音波診断装置。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ドブラスペクトラムを表示することのできるドブラ超音波診断装置に係り、特に、ドブラスペクトラム画像の速度レンジ及びベースラインの自動調整が可能なドブラ超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、超音波パルス反射法と超音波ドブラ法を併用し、1つの超音波プローブを用いた超音波走査により診断部位の断層像とその血流情報を得るとともに、少なくともその血流情報をリアルタイム表示するドブラ超音波診断装置が知られている。この装置は、体内の血流等の流れのある診断部位に向けて送受波される超音波のドブラ効果により送信周波数に対して受信周波数が僅かに偏移し、その偏移周波数（ドブラ周波数）が血流速度に比例するといった超音波ドブラ法の原理に基づいてドブラ周波数の周波数解析を行い、その結果から血流情報を得るものである。

10

【0003】

上記のドブラ超音波診断装置では、得られたドブラ信号に対する高速フーリエ変換（FFT）の周波数分析の結果を、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）を輝度（階調）としてスペクトラム表示したドブラ周波数のスペクトラム画像を対象として、診断で用いる項目（パラメータ）の計測処理が行なわれる。

20

【0004】

すなわち、この計測処理によれば、図24に示すように、

1) ドブラ周波数のスペクトラム画像上で、その周波数 f 軸方向の周波数分布内での最大周波数に対応する最大流速 V_p （ V_{peak} ）及び平均周波数に対応する平均流速 V_m （ V_{mean} ）の位置を求め（図24（a）参照）、

2) その最大流速 V_p 、平均流速 V_m の位置の時間変化をその時間軸 t 方向にトレースし（トレース波形検出処理：図24（b）参照）、

3) その V_p 、 V_m の時間的な位置変化曲線を示すトレース波形上で、心周期（1心拍）毎に心臓収縮期の波形ピーク PS （Peak of Systolic）及び心臓拡張期の波形ピーク ED （End of Diastolic）の同期検出を行い（ピーク検出処理：図24（c）参照）、

30

4) その PS/ED の情報を元に、血管内の血液流量や拍動流の HR （Heart Rate：心拍数）、 PI （Pulsatility Index）、及び RI （Resistance Index）等の診断に関する各種パラメータ（指標）を計測し、その計測値を表示する処理（パラメータ計測処理）が実行される。

【0005】

上記の V_p 、 V_m のトレース波形検出処理、 PS/ED のピーク検出処理、 PI 、 RI 等のパラメータ計測処理は、フリーズ画像を対象にしてマニュアル操作を基本に行なわれるものであるが、近年では、リアルタイム画像を対象にして自動操作で行なう装置も普及してきている。

【0006】

ところで、パルスドブラ（PW）法では、周波数解析のためのサンプリング周波数 f_s がドブラ偏移周波数よりも低い場合には、エイリアシング現象（折り返り）が起きてしまう。そこで、これを防ぐために、パルスの繰り返し周波数（PRF：Pulse Repetition Frequency）を上げ、毎回の観測時間間隔を短くする必要がある。この場合、測定したい場所位置を指定すると、必然的に最大のPRFが決定され、PRFが決まると、計測できる最高血流速度も決定されてしまう。この計測できる最高血流速度を速度レンジという。

40

【0007】

例えば、30cm位の血流の速度を測りたいときに、10cm位の速度レンジにすると折り返ってしまって、血流を測ることができない。速度レンジは、50cm程度に設定する必要がある。

50

【0008】

ドプラスペクトラム表示を行ったところ、速度レンジが小さ過ぎると、図25(a)に示すように、折り返し部分(同図中の(ア)部分)が発生する。このような場合、オペレータは速度レンジスイッチを操作して、ドプラスペクトラム画像の速度レンジを大きくする。このように速度レンジを大きくすると、図25(c)に示すように、折返し部分(ア)がナイキスト周波数内に収まり、表示上、繋がりの良いドプラスペクトラムが得られる。

【0009】

逆に速度レンジが大き過ぎると、図25(b)に示すように、スペクトラムの波形が小さくなって観測し難くなる。このような場合、オペレータは速度レンジスイッチを操作して、ドプラスペクトラム画像の速度レンジを小さくして、図25(c)に示すような、表示画面の上下一杯を有効に使った、観測し易いドプラスペクトラムを得る。

10

【0010】

また、ドップラー法においては、血流の方向が超音波プローブに向かってくる血流に正、遠ざかっていく血流に負という符号が付けられる。ある血管に超音波プローブを当てると、その血管が動脈の場合には血流の速度は拍動により変動するけれども、正負にまたがって変化することは少なく、通常正負どちらかに偏っている。

【0011】

例えば、ドプラスペクトラム表示を行ったときに、先程の図25(a)に示したように、折り返し部分が発生した場合、ユーザはベースラインシフトスイッチを操作して、ドプラスペクトラム画像のベースラインBL(BL=0)をシフトさせることもある。これをベースラインシフト(BLS)という。このベースラインBLを-0.25だけシフトさせることで(つまり、ベースラインシフト量BLS=-0.25)、同図(d)に示すように、折り返し部分(ア)がナイキスト周波数を超えて移動し、表示上、繋がりの良いドプラスペクトラムが得られる。

20

【0012】

ドブラ超音波診断装置で血流速度等を測定する際に、被検者の疾患や体調、プローブの当て方(角度)、PWドブラでは血管内のレンジゲート位置や幅、診断部位によって測定する血流速度は大きく変化する。そのため、ユーザは、従来そのたびごとに装置の速度レンジを調整したり、ベースラインをシフトしたりという最適化を行い、拡大された波形から、HR、PI、RIの計測を行っていた。しかし、このように診断する血流の状態が変化する都度、速度レンジやベースラインシフト機能を調整するのは煩雑である。

30

【0013】

そのため、自動で調整するものが提案されている(例えば、特許文献1~4参照。)

【特許文献1】特開2000-197634号公報

【特許文献2】米国特許第5628321号明細書

【特許文献3】米国特許第5871447号明細書

【特許文献4】米国特許第5647366号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0014】

しかしながら、これらの提案の処理アルゴリズムには問題も多い。例えば、ナイキスト周波数付近の速度の判別や、トレース方向が両符号にまたがるとき(DCラインをクロスするとき)、トレース波形での安定性に欠け、元に戻らなくなるとか、発振してしまうとか、全く変なプロセスに陥ってしまい、かえって混乱するという状態が発生するという技術的な問題点である。

【0015】

このような不都合は、これら先行提案では、ドプラスペクトラム画像を基にし、ノイズ領域、信号領域の境界を基に逐次判別するアルゴリズムを用いて計算を行っていることから発生するものと思われる。また、この方法では、フリーズ後にベースラインシフトを行

50

うことはできない。

【0016】

このような問題は、スペクトラムのデータそのものを用いて計算すれば解決することが可能であるが、これでは計算量が膨大となり、リアルタイムでの追従性に問題が生じる。

【0017】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、ドプラスペクトラム画像の速度レンジ及びベースラインシフトの操作を自動化し、血流計測の操作性を向上させて、ユーザが装置設定を気にせず診断できるドブラ超音波診断装置を提供することを目的とするものである。

【0018】

本発明の他の目的は、上記自動調整を、特に高い安定性と、速い応答処理とで行うドブラ超音波診断装置を提供することにある。

【0019】

本発明のさらに他の目的は、リアルタイム時のみならず、フリーズ後においてもベースラインをシフトすることが可能なドブラ超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0020】

本発明に係るドブラ超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、請求項1に記載したように、被検体内の運動流体を含む診断部位に向けて超音波を送受信させて得られる前記診断部位の流速に関する情報を担うドブラ周波数のスペクトラム信号に基づきスペクトラムドブラ画像を表示するドブラ超音波診断装置において、前記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 の少なくとも一方を時間方向にトレースしそのトレース波形を出力する処理をリアルタイムで実行するトレース手段と、所定観測時間毎に前記最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方の分布に対する統計値に基づき、ドブラ速度レンジを調整する速度レンジ調整手段とを備えるものである。

【0021】

より好適には、請求項2に記載したように、さらに、前記速度レンジ調整手段の処理で用いるパラメータを変更するための操作手段を備える構成としてもよい。

【0022】

また、本発明に係るドブラ超音波診断装置は、請求項3に記載したように、前記請求項1の構成に加えて、前記最大流速 V_p の正側最大値及び負側最大値を計算し、ドプラスペクトラム画像表示におけるベースラインのシフト量を求めて、該ベースラインを調整するベースライン調整手段を備えるものである。これに伴い、請求項4に記載したように、さらに、前記速度レンジ調整手段及びベースライン調整手段の処理で用いるパラメータを変更するための操作手段を備える構成とすることも可能である。

【0023】

この場合、前記操作手段は、請求項5に記載したように、前記ベースライン調整手段における処理を実行するかスキップするかを選択する手段を備える構成とすることができる。

【0024】

次に、上述した課題を解決するために、請求項6に係る速度レンジ調整手段は、所定観測時間毎に前記最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方の分布を少なくとも ± 3 ナイキスト周波数分折り返して拡大し、その分布形状に表示レンジ内と折り返しレンジ内とで設定されたベースラインに応じて適切な重みをかける重み付け手段と、該重みをかけられた最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方の分布からドブラ速度レンジの上限と下限の統計計算を行う統計値計算手段とを備えるものである。

【0025】

この統計値計算手段は、より好適には、請求項7に記載したように、前記重み付けした最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方の分布から平均と分散を計算し、平均 \pm 係数 $*$ を速度レンジの上限及び下限の推定値とするものや、請求項8に記載したように

10

20

30

40

50

、前記重み付けした最大流速 V_p 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もの、或いは、請求項 9 に記載したように、前記重み付けした平均流速 V_m の分布のピーク値の位置から周波数レンジの上下方向にレンジを拡げ、該分布が予め設定された閾値以下となる点を速度レンジの上限及び下限の推定値とするものである。

【0026】

さらには、この統計値計算手段は、請求項 10 に記載したように、1) 前記重み付けした最大流速 V_p の分布から平均と分散を計算して、平均±係数* を速度レンジの上限及び下限の推定値とする演算と、2) 前記重み付けした平均流速 V_m の分布から夫々平均と分散を計算して、平均±係数* を速度レンジの上限及び下限の推定値とする演算と、3) 前記重み付けした最大流速 V_p 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を推定値とする演算と、4) 前記重み付けした平均流速 V_m の分布のピーク値の位置から周波数レンジの上下方向にレンジを拡げ、該分布が予め設定された閾値以下となる点を速度レンジの上限及び下限を推定し、該夫々の上限及び下限の推定値とする演算との中の少なくとも2つの演算を実行し、得られた夫々の推定値の中の最大値を、速度レンジの上限及び下限の推定値として選択するものとしてもよい。

10

【0027】

そして、この操作手段は、より好適には、請求項 11 に記載したように、前記速度レンジの上限及び下限の推定値の何倍を表示範囲に設定するかの倍数を、前記パラメータとして可変に設定する手段を備えるものであり、また、請求項 12 に記載したように、前記速度レンジ調整手段が実行するドブラ速度レンジを調整する演算の初期値として、該演算に先行するカラードブラモードで採用された速度レンジと、診断部位毎に予め設定された所定の値とのいずれかを選択可能とする手段を備えるものとしてすることができる。

20

【0028】

さらに、この操作手段は、請求項 13 に記載したように、前記速度レンジ調整手段による前記所定時間毎の演算結果を、スペクトラムドブラ画像のスクロールに同期させて、何回の画像スクロールに1回更新するかを、前記パラメータとして可変に設定する手段を備えるものであり、加えて、請求項 14 に記載したように、前記速度レンジ調整手段による演算結果の更新を、スペクトラムドブラ画像のスクロール中の任意の時間に、該スペクトラムドブラ画像のスクロールとともに更新する手段を備える構成とすることも可能である。

30

【0029】

また、上述した課題を解決するために、請求項 15 に係るドブラ超音波診断装置は、さらに、前記最大流速 V_p 及び平均流速 V_m の少なくとも一方のトレース波形を保存するトレース波形記憶手段を備え、フリーズ後に、該トレース波形記憶手段に保存されたトレース波形を基に、前記ベースライン調整手段により、前記最大流速 V_p の正側最大値及び負側最大値を計算し、ドブラスペクトラム画像表示におけるベースラインのシフト量を求めて、該ベースラインを調整するものである。

【0030】

さらに、上述した課題を解決するために、請求項 16 に係る速度レンジ調整手段は、前記操作手段から入力された速度レンジの制御目標値と、該速度レンジ調整手段からフィードバックされる伝達関数値とを比較し、その差に応じて制御系要素 P, I, D のパラメータを可変に決定する P I D 制御手段を備えるものである。

40

【発明の効果】

【0031】

以上述べたように、本発明に係るドブラ超音波診断装置によれば、ドブラスペクトラム画像の速度レンジ及びベースラインシフトの操作を自動化し、血流計測の操作性を向上させて、ユーザが装置設定を気にせず診断できるドブラ超音波診断装置を提供することが可能となる。

【0032】

50

また、本発明は、上記自動調整を、特に高い安定性と、速い応答処理とで行うドブラ超音波診断装置を提供することができる効果が得られる。

【0033】

本発明は、さらに、リアルタイム時のみならず、フリーズ後においてもベースラインをシフトすることが可能なドブラ超音波診断装置が得られる効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0034】

以下、本発明に係るドブラ超音波診断装置の実施形態について、添付図面を参照して説明する。

【0035】

(装置の構成)

図1は、本実施形態に係るドブラ超音波診断装置の全体的な概要を示すブロック図である。このドブラ超音波診断装置は、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ブラモード(パルスドブラ(PW)/連続波ドブラ(CW))、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、或いはカラードブラともいう。)モード等の既知の各種モードに応じて動作可能なものである。

【0036】

図1に示すドブラ超音波診断装置は、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。

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

そして、装置本体2には、上記の送受信部21の出力側に、ドブラモード(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

10

20

30

40

50

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D S C 2 3に出力するスペクトラムドブラ処理ブロック2 8が装備される。これにより、表示器2 5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。

【0040】

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2 5の出力側に、直交位相検波器2 6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D S C 2 3に出力するCFMモード処理ブロック3 0が接続される。これにより、表示器2 5上には、例えばBモード断層像上に2次元的に血流情報、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。

10

【0041】

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2 8、RG処理部2 7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V_p、平均速度V_m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)3 1と、このDSP3 1からのV_p、V_m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3 2と、このPS/ED検出部3 2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3 3と、本発明のドブラ超音波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4 9とを備える。この内、PS/ED検出部3 2、計測部3 3及びオートレンジ/オートBLS処理部4 9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。

20

【0042】

上記のDSP3 1及び計測部3 3の各出力は、ビデオI/F3 4を介してD S C 2 3に供給される。これにより、表示器2 5上には、V_p、V_m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、DSP3 1のV_p、V_mのトレース波形データは、画像ストレージ部3 5に保持され、フリーズ後にPS/ED検出部3 2に供給可能となっている。

30

【0043】

DSP3 1は、図2に示す例では、機能上、レンジゲート処理部2 7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)4 1と、その抽出されたドブラ信号をシネメモリバッファ4 2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D S C 2 3に出力するFFTスペクトラム処理部4 3とが装備される。これらウォール・フィルタ4 1、シネメモリバッファ4 2及びD S C 2 3が上述のスペクトラムドブラ処理ブロック2 8を構成する。

40

【0044】

また、DSP3 1は、FFTスペクトラム処理部4 3から出力されたスペクトラム信号からV_p、V_mのトレース波形を得るV_p、V_mトレース波形検出処理部4 4と、そのV_p、V_m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4 5とを備える。

【0045】

さらに、このDSP3 1には、FFTスペクトラム処理部4 3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4 5に出

50

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。

【0046】

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からのドプ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。

10

【0047】

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。

20

【0048】

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。

30

【0049】

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のユーザインターフェース37に接続される。

【0050】

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(パラメータ設定等)を入力するGUI回路40とが含まれる。

40

【0051】

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。

【0052】

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

50

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。

【0053】

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。

【0054】

(速度レンジ自動調整の演算アルゴリズム)

続いて、オートレンジ/オート BLS 処理部 49 で実行される速度レンジ及びベースラインシフトの自動最適調整のアルゴリズムについて説明する。図 3 は、この処理に関する一連の処理の概略の流れを示すフローチャートである。

10

【0055】

オートレンジ/オート BLS 処理部 49 は、まず、Vp、Vmトレース波形検出処理部 44 で検出された Vp 及び / 又は Vm のトレース波形を、パラメータ設定部 36 で設定された観測時間分抽出する (ステップ S2)。

【0056】

図 4 は、横軸に時間を、縦軸に速度をとって、各時間における Vp、Vm の速度を示している。この場合、観測時間が 4 秒に設定されていると (図中、太線で囲われた部分)、1 秒当たり 60 カラムに分割したとして、Vp、Vm の各々について 240 カラムのデータが収集される。

20

【0057】

このように収集された Vp、Vm の速度データは、ヒストグラムの形でプロットされる (ステップ S4)。図 5 は、この速度分布の一例を示すものであり、横軸に周波数、縦軸に度数をとっている。図 5 に示すように、同じ形状の分布図が 3 つ並んでいる。中央に位置するものが実際に得られた分布図であり、左右のものは、それを ± 3 ナイキスト周波数 (f_N) まで拡張したものである。すなわち、本来の分布が $-f_N$ から f_N 間に存在するのに対し、左側の分布はこの本来の分布を $-3f_N$ から $-f_N$ の間でコピーしたものである。同様に右側の分布は、本来の分布を f_N から $3f_N$ の間でコピーしたものである。これは後述する「重み付け」の準備作業といえる。

【0058】

次に、表示器 25 に表示される速度レンジ内及び先程の折り返し領域内で、その時点の BLS に応じて Vp、Vm の分布に適切な重みを掛ける重み付け処理を行う (ステップ S6)。単純に表示範囲内での分布のみでは折り返し付近で不連続となり、判別不能となることがある。そのような事態を回避すべく、折り返しもある程度考慮して、連続性を確保するために、Vp、Vm の速度分布を ± 3 ナイキスト周波数 (f_N) まで拡張し、それに重み付けを行う。

30

【0059】

図 6 に示す例は、BLS を行っていない場合に、台形状の重み関数を採用したときのものである。表示領域内での重み付け係数は 1 で不変であるが、マイナス側では、 $-2f_N$ から $-f_N$ の間で、重み付け係数が 0 から 1 まで直線的に変化している。これとは対照的に、プラス側では、 f_N から $2f_N$ の間で、重み付け係数が 1 から 0 まで直線的に変化する。

40

【0060】

図 6 に示した場合では、BLS を行っていないために、重み付け関数は左右対称の二等辺台形になる。BLS を行っている場合には、図 7 に示すように、その対象性が崩れた台形となる。また、重み付け関数の基本形は、台形状のものであるが、これに限定されず、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、矩形、正規分布、ガウス分布等などの変形例を用いることもできる。

【0061】

重み付けした Vp、Vm の分布が得られると、続いて速度レンジの上限及び下限を推定

50

するために、統計値計算処理を行う（ステップ S 8）。この統計値計算処理には、大別して二つの方法がある。

【 0 0 6 2 】

一つは、重み付けした V_p の分布から平均と分散を計算し、平均 \pm 係数 * 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 V_p の分布の平均値 \pm 3 倍の標準偏差とする 3 シグマ法がある。図 7 にその一例を示す。この場合、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、上限のみ、或いは下限のみを設定することもできる。

【 0 0 6 3 】

また、 V_m についても同様にして上限及び下限を求めることができるが、係数 * は V_p の場合よりも大き目に設定する。

10

【 0 0 6 4 】

もう一つは、重み付けした V_p 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、まず、重み付けされた V_p 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 V_p 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。図 8 にその一例を示す。この場合も、正規分布モデルの場合と同様、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、上限のみ、或いは下限のみを設定することもできる。

【 0 0 6 5 】

V_m についても同様にして上限及び下限を求めることができるが、係数 * は V_p の場合よりも小さ目に設定する。また、閾値の探索も、ピークの位置から周波数軸上を上下方向にスタートし、最初に閾値以下となった点を速度レンジの上限及び下限と推定する（図 8 参照）。

20

【 0 0 6 6 】

これらのうち、拍動性を有する血流の速度レンジ推定には、平滑化後閾値処理モデルの方が有効であり、動脈系より拍動の少ない静脈系の速度レンジ推定には、正規分布モデルのほうがフィットする傾向にある。したがって、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、これらモデルを使い分けることができるように構成される。

【 0 0 6 7 】

また、上記の方法を組み合わせることも可能である。例えば、正規分布モデルで得られた V_p 、 V_m の上限及び下限のうち速度レンジの大きい方を選択する方法や、平滑化後閾値処理モデルで得られた V_p 、 V_m の上限及び下限のうち速度レンジの大きい方を選択する方法がある。正規分布モデル及び平滑化後閾値処理モデルの両方で得られた V_p 、 V_m の上限及び下限のうち速度レンジの大きい方を選択する方法、さらには、正規分布モデル及び平滑化後閾値処理モデルの両方で得られた V_p 及び V_m の上限及び下限の中から速度レンジの最大のものを選択する方法もある。

30

【 0 0 6 8 】

こうして観測時間毎の速度レンジの上限及び下限が推定されると、逐次速度レンジが更新される（ステップ S 10）。これは、観測時間内の統計値計算処理等で得られた速度レンジの上限及び下限推定値を、パラメータ設定部 36 のドプラレンジに予め登録されているレンジテーブルの中から推定値より大きい値を自動的に選択することによって行われる。これは従来、ユーザがドプラの速度レンジをマニュアルで、必要が生じる都度切り替えて行っていたものである。なお、得られた推定値の何倍、例えば 1.1 倍や 1.5 倍を上限及び下限とするかは、ユーザインターフェース 37 より入力することにより、パラメータ設定部 36 を介し、パラメータとして（以下「レンジ係数」という。）選択することが可能である。

40

【 0 0 6 9 】

図 9 は、 ± 3 ナイキスト区間で重み付けされた V_p 、 V_m 分布の経時変化に、正規分布モデル及び平滑化後閾値処理モデルにより統計値計算処理された速度レンジの上限及び下

50

限を重ねて表示する図であり、(a) は V_p についてのもの、(b) は V_m についてのものである。この図からも速度レンジが、 V_p 、 V_m の変化に追従して変化していることが分かる。

【 0 0 7 0 】

図 1 0 は、速度レンジの経時的変動を示す図である。ここではベースラインのシフトは行われていない場合の例を示す。ある時刻における V_p 、 V_m は、同図で示す「上限」から「下限」の間が表示器 2 5 の表示エリア一杯に表示される。すなわち、上限 / 下限間が狭い時間帯では、ドプラスペクトラム画像は拡大して表示される。また、ドプラスペクトラム画像が上限 / 下限間を超えることはないので、折り返し等が生じるおそれもない。

【 0 0 7 1 】

この図からも分かるように、速度レンジの変動は、若干の時間遅れはあるものの、ドプラスペクトラム画像に精度良く追従している。速度レンジの観測は、一定の時間毎に行われ、また、速度レンジの値は、予め登録されているレンジテーブルの値の中から選択されるので、速度レンジの更新は、同図に示すように、ステップ状に行われる。

【 0 0 7 2 】

ここで、オート B L S が予め選択されていなければ (ステップ S 1 0 : N o)、オートレンジ / オート B L S 処理部 4 9 は、以上の処理を終了の指示があるまで繰り返す (ステップ S 1 6 : N o)。

【 0 0 7 3 】

一方、オート B L S が予め選択されている場合は (ステップ S 1 0 : Y e s)、オートレンジ / オート B L S 処理部 4 9 は、B L S の自動更新処理を実行する (ステップ S 1 4)。この B L S の自動更新処理は、ある特定区間速度レンジの変化がない場合に、速度レンジの上限と下限の中央に B L S がくるように制御するものである。これは、逐次 B L S の自動更新処理が行われると表示が不安定になる可能性があるため、これを防止するための措置である。この特定区間は、ユーザインターフェース 3 7 より入力することにより、パラメータ設定部 3 6 を介して選択することが可能である。また、スイッチを押して P R F を固定し (すなわち、速度レンジの固定)、それから B L S を行うという選択も可能である。

【 0 0 7 4 】

図 1 1 は、 ± 3 ナイキスト区間で重み付けされた V_p 、 V_m 分布の経時変化に、正規分布モデル及び平滑化後閾値処理モデルにより統計値計算処理された速度レンジの上限及び下限並びにベースラインシフトを重ねて表示する図であり、(a) は V_p についてのもの、(b) は V_m についてのものである。この図からも速度レンジ及びベースラインシフトが、 V_p 、 V_m の変化に追従して変化していることが分かる。

【 0 0 7 5 】

図 1 2 は、速度レンジ及びベースラインシフトの経時的変動を示す図である。ある時刻における V_p 、 V_m は、同図で示す「上限」から「下限」の間が表示器 2 5 の表示エリア一杯に表示される。すなわち、上限 / 下限間が狭い時間帯では、ドプラスペクトラム画像は拡大して表示される。また、ドプラスペクトラム画像が上限 / 下限間を超えることはないので、折り返し等が生じるおそれもない。

【 0 0 7 6 】

図中の高さ方向ほぼ中央を左右に横断する線は、ベースライン ($B L = 0$) の位置の変動を示すものである。ドプラスペクトラム画像がベースラインより上又は下の一方に偏在している場合には、このようにベースラインをシフトすることにより、必要な表示領域をより大きく拡大することができる。この図からも分かるように、ベースラインの変動は、ドプラスペクトラム画像に精度良く追従している。

【 0 0 7 7 】

オートレンジ / オート B L S 処理部 4 9 は、以上の処理を終了の指示があるまで繰り返す (ステップ S 1 6 : N o)。すなわち、毎回観察しながら次のレンジを決めていくというループを形成している。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 8 】

(P I D 制 御)

このように、オートレンジ/オートBLS処理部49は、現在の速度レンジ及びベースラインの位置を基準に1ステップずつ自動調整を行う。また、拍動やプローブの当て方(角度)の変化に素早く追従する必要がある。そのため、応答速度を速くするためには、フィードバック制御を行うことが有効である。本実施形態に係るドプタ超音波診断装置では、パラメータ設定部37内にPID制御回路50を備える。本実施形態においては、応答速度を速める制御例としてPID制御を示したが、IIR(Infinite Impulse Response)型等の平滑化フィルタで制御に最適なレスポンスを持つものを備える構成としてもよい。

10

【 0 0 7 9 】

PID制御回路50は、図13に示すように、例えば、比較器51、調整器52及び変換器53を備える。

【 0 0 8 0 】

比較器51は、ユーザインターフェース37により目標値として選択されたレンジ係数rと、現行の速度レンジで正規化された速度レンジ推定値とを比較する。その比較結果は、偏差eとして調整器52に送られる。

【 0 0 8 1 】

調整器52は、比例動作部52a、積分動作部52b及び微分動作部52cを備える。調整器52では、比例動作部52aにおいて、偏差eの定常偏差が小さく抑えられ、積分動作部52bにおいて、偏差eの定常偏差が0にされ、微分動作部52cにおいて偏差eの振動(時間変化率)が小さく抑えられる。その結果得られる伝達関数Gc(s)は、

20

【 数 1 】

$$G_C(s) = K_P + K_I \frac{1}{s} + K_D s = K_P \left(1 + \frac{1}{T_I s} + T_D s \right) \dots \dots \dots (1)$$

$$K_I = \frac{K_P}{T_I}, K_D = K_P T_D \dots \dots \dots (2)$$

【 0 0 8 2 】

で表される。式(1)の第2辺の各項は、順に比例、積分、微分の動作を示す。ここに、Kpは比例ゲイン、TIは積分時間、TDは微分時間である。これらKp, TI, TDは可変に構成され、また、TI及び/またはTDを実行することなく通過させることもできる。

30

【 0 0 8 3 】

これは、制御出力uとして、制御対象であるオートレンジ/オートBLS処理部49へ出力される。オートレンジ/オートBLS処理部49の伝達関数Gp(s)は、

【 数 2 】

$$G(s) = K_P \frac{\exp(-Ls)}{1+Ts} \dots \dots \dots (3)$$

40

【 0 0 8 4 】

で表されるタイムラグのある一次遅れ要素である。

【 0 0 8 5 】

オートレンジ/オートBLS処理部49は、現行の速度レンジで正規化されたスペクトラムトレース波形を、プロセス出力yとして、計測部33を介して、表示器25に送出する一方、変換器53へも送出する。変換器53は、トレース波形の速度分布図から得られた速度レンジ上限/下限の推定値をフィードバック信号zとして比較器51に送る。

【 0 0 8 6 】

このフィードバック制御のループにおいて、時間遅れがなければ、すなわち、速度レン

50

ジの変化が観測時間に対して小さければ、比例動作だけで制御が可能である。しかし、例えば、呼吸等でレンジゲートが外れた時のように、速度レンジの変化が観測時間に対して激しい場合には、実際にはプロセス中に存在する一次遅れ要素 ($G_p(s)$) 等により固有のレスポンスが生じる。

【0087】

そこで、比較器51は、その比較結果に応じて、係数 K_P 、 T_I 、 T_D の値を自動的に決定し、その情報を比較結果とともに、調整器52に送出する。そして、調整器52は、与えられた係数 K_P 、 T_I 、 T_D に基づいて、微分要素や積分要素を加えた計算を行い、応答を速くすることができる。

【0088】

言い換えれば、PID制御部50は、速度レンジの変化率に対応して、P制御やPID制御のみならず、PI制御やPD制御を行うことも可能に構成されている。

【0089】

このPID制御による応答を説明するのが、図14である。図14(a)は、P制御による場合の応答特性を示している。同図に示すように、P制御では、変動に時間を要するために、各ステップも大きく、また、ドプラスペクトルの変動に対しても若干の時間遅れを生じている。これに対し、図14(b)には、PID制御による理想応答が付け加えられている。同図の太線で示したように、PID制御によれば、速度レンジの変化が滑らかに、且つ、時間遅れを生じることなく行われることが分かる。

【0090】

本ドプラ超音波診断装置は、斯かるフィードバック制御機能を備えることにより、速度レンジの変化に対して素早く対応し、より早く安定した速度レンジやベースラインシフトを得ることが可能となる。

【0091】

(初期値の設定)

図14(a)にも示したように、速度レンジの変化が観測時間に対して激しい場合には、速度レンジの自動調整に時間遅れが生じることがある。これは、スペクトルドプラモードを起動する場合、すなわち、自動速度レンジ調整を開始する場合にも当てはまる。速度レンジが0或いは最大の状態からオート速度レンジ調整を開始すると、所望の速度レンジを得るまでに長い時間を要することもある。そこで、速度レンジに何らかの初期値を与えておき、その値から処理を開始するようすれば、所望の速度レンジに到るまでの時間を短縮することができる。

【0092】

このような場合、まず、診断部位毎の、その部位の一般的な速度レンジを初期値に設定することが考えられる。本発明に係るドプラ超音波診断装置では、これに加え、カラードプラの速度レンジ値を初期値として採用することも選択できる構成とした。

【0093】

血流の測定を行う場合、通常、まずカラードプラモードに入って、血管の搜索、すなわち、断層像中の血流動態を把握することから始める。そして、必要に応じて、スペクトラムドプラモードを起動し、PWドプラではレンジゲート内の、CWドプラではラスタ上のドプラ信号スペクトラムを表示し、詳細な血流測定を行う。

【0094】

このカラードプラモードにおいても、スペクトラムドプラモードと同様に、カラードプラのレンジがあり、ユーザは、ユーザインターフェース37を介して、これを変更する操作を行う。そして、2次元的なカラードプラの画像は、やはりスペクトラムドプラモードの画像と同様に、ある場所の流速をマッピングしたものである。そうすると、このカラードプラモードで設定された値を読み込んで、スペクトラムドプラモードにおける速度レンジやBLSの自動調整の初期値として採用することは可能である。そして、この採用により、速度レンジやBLSの自動調整の応答性を改善することができる。

【0095】

10

20

30

40

50

また、Bモードからいきなりスペクトラムドプラモードへ入る場合は（このようなことは滅多にない）、上述の、診断部位毎の一般的な速度レンジを初期値に設定することができる。

【0096】

（更新タイミング）

速度レンジの自動調整は、上述のように、診断部位のドプラトレース波形データを逐次抽出して行われるので、演算に先立って一定時間血流を観測する必要がある。この観測時間は、診断部位の態様等に合せて、1秒、2秒、4秒、8秒の中からユーザインタフェース37を介して設定することができる。また、速度レンジの更新は、基本的には、4秒、8秒、12秒、16秒の中から設定できるようになっている。なお、観測時間より短い時間で速度レンジの更新を行うことはできない。

10

【0097】

一方、ドプラスペクトルの画像は、時間波形であり、μ-ピングバーというバーを先頭に、表示器25の画面上を、左端から右側へとリアルタイムで描きながら進んでいく。そして、μ-ピングバーが右端に到達すると、また左端に戻って表示を更新していく。この画面の更新をスクロールという。また、μ-ピングバーが左端から右端に到るまでの時間をスクロール速度といい、1秒、2秒、4秒、8秒の中から選択できるようになっている。

【0098】

したがって、このμ-ピングバーが画面の中間にある時は、一定の観測時間についての演算が終了していても、画面上で速度レンジを更新することはできない。すなわち、速度レンジの更新は、μ-ピングバーが左端にあって、画面が更新される時と同時にしか行うことができない。図15は、スクロール速度と速度レンジの更新との関係を示すものである。この図におけるスクロール速度の行では、μ-ピングバーの動きが、模式的に三角形で示されている。μ-ピングバーが、時間の経過とともに斜边上を左から右へと移動するとして、底边上にあるときが画面上では左端にあるときを、頂点にあるときが画面上では右端にあるときを示す。

20

【0099】

例えば、スクロール速度が1秒に設定されている場合において、速度レンジの更新タイミングを4秒とすれば、画面が4回スクロールされる度に速度レンジが更新される。このように、画像表示1スクロールに4回の自動更新を行うことを、4EOS（End Of Scroll）と呼ぶ。8秒とすれば、画面が8回スクロールされる度に速度レンジが更新されるので、8EOSとなる。スクロール速度が2秒に設定されている場合において、速度レンジの更新タイミングを4秒とすれば、2EOSで速度レンジが更新されることになる。

30

【0100】

ところが、スクロール速度が6秒に設定されている場合に、速度レンジの更新タイミングを4秒としても、スクロールの途中であるため、画面は更新されず、したがって速度レンジを更新することもできない。そのため、速度レンジの更新は、最寄の画面更新時、すなわち、6秒毎に1EOSの更新が行われる。12秒毎に行われれば、2EOSとなる。

【0101】

このように速度レンジの更新を秒単位で行うと、画面の更新と同期させることができない場合が生じるが、EOSを単位として行えば、このような不都合が生じることはない。そこで、本ドプラ超音波診断装置は、パラメータ設定部36に、図16に示すようなEOS設定テーブルを備え、このテーブルに従って速度レンジの更新タイミングを割り振っていく。

40

【0102】

また、このままでは、スクロール速度を例えば8秒に設定している場合等に、スクロールの途中で速度レンジを更新したくなくても、画面のスクロールを待たなければならない。そこで、ユーザインタフェース37のスイッチを押下することにより、再スクロールという処理を行う。この再スクロール処理によれば、μ-ピングバーがスクロール開始点

50

(左端)に移動して、画像表示自体をやり直すことになるので、スクロールの終了を待つことなく速度レンジやベースラインシフトを更新することが可能となる。

【0103】

(フリーズ後のオートBLS)

以上説明してきたのは、リアルタイム動作での動作モードの切り替えであるが、フリーズ後であっても自動BLSを選択することができる。これは、表示用オーディオ・ビデオ・バッファ45に蓄えられた画像データをオートレンジ/BLS処理部49で上述の演算処理を行い、その結果を計測部33のシネ・フリーズ後の再計測処理部33bを介して表示器25に送信することにより実現される。

【0104】

BLS更新スイッチを押した時点から、予め選択された過去の特定の時間までの範囲のドブラ波形の最大値が速度レンジに入るようにベースラインがシフトする。以後、BLS更新スイッチを押すごとに、1回だけ同様なベースライン位置の更新を行う。

【0105】

この場合、速度レンジの最適化は行わない。BLSは、単に画像の位置をシフトさせるのみで、画像サイズを変更するものではないので、画質に影響を与えることはない。しかし、既存の画像データの速度レンジを変更することは、デジタルカメラのデジタルズームのように、デジタル処理によって画像の一部を切り取り、あたかも拡大しているように見せることであり、倍率を上げるほど画像が粗くなるという問題が生じるからである。

【0106】

(操作スイッチ)

以下に、速度レンジやBLSの自動調整の開始の指示を出したり、種々のパラメータを設定したりするための主な操作スイッチについて説明する。これらの操作スイッチは、ユーザインターフェース37の操作パネルのボタンに割り当てられ、或いはTCS、又は表示器25に立ち上がるGUIとしてのポップアップ・メニューに表示される。また、これらの内の複数の方法で操作できるようにしてもよい。操作スイッチにより出された指示や設定されたパラメータは、パラメータ設定部36を介して所定の各部に伝達される。

【0107】

1) 自動速度レンジ/BLS調整選択スイッチ

自動速度レンジ/BLS調整を行わない「Off」、自動速度レンジの調整のみ行う「自動速度レンジ」、及び自動速度レンジ/BLSの両方の調整を行う「自動速度レンジ/BLS」の三態様を選択するためのスイッチである。

【0108】

2) 自動速度レンジ/BLSの更新タイミング選択スイッチ

速度レンジの更新を手動で行う「マニュアル」と、自動更新では、画像表示1スクロールに1回更新を行う1EOS、2スクロールに1回行う2EOS以下、3EOS、4EOSの中から選択できる。

【0109】

3) 観測時間設定スイッチ

速度レンジの更新のための波形の観測を、速度レンジ更新がOnになった時点から何秒前までの時間演算するかを選択するスイッチであり、1, 2, 4, 8秒の中から選択することができる。

【0110】

4) レンジ係数選択スイッチ

速度レンジの調整において、最大速度の何倍を表示の上限値とするかを選択するスイッチであり、1.1倍、1.2倍、1.3倍、1.4倍、1.5倍の中から選択できる。

【0111】

5) 速度レンジ更新スイッチ

速度レンジ/BLSの更新タイミング選択スイッチで、「マニュアル」が選択されている場合において、速度レンジ/BLS更新の指示を出すスイッチである。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 2 】

6) B L S 更新スイッチ

リアルタイム観測時に手動操作でベースラインをシフトする場合や、フリーズ後において、ベースラインをシフトさせる場合に指示を出すスイッチである。

【 0 1 1 3 】

7) 統計値計算処理選択スイッチ

速度レンジ調整演算で採用するモデルを選択するためのスイッチで、正規分布モデル、平滑化後閾値処理モデルのいずれかを選択できる。また、正規分布モデルで得られた V_p 、 V_m の上限及び下限のうち速度レンジの大きい方を選択する方法、平滑化後閾値処理モデルで得られた V_p 、 V_m の上限及び下限のうち速度レンジの大きい方を選択する方法、正規分布モデル及び平滑化後閾値処理モデルの両方で得られた V_p 又は V_m の上限及び下限のうち速度レンジの大きい方を選択する方法、正規分布モデル及び平滑化後閾値処理モデルの両方で得られた V_p 及び V_m の上限及び下限の中から速度レンジの最大のものを選択する方法の中からいずれかを選択できる機能を持たせることも可能である。

10

【 0 1 1 4 】

8) 初期値選択スイッチ

先行するカラードブラモードで設定された値をスペクトラムドブラモードにおける速度レンジや B L S の自動調整の初期値として採用するか、或いは診断部位を指定することによりその部位の一般的な速度レンジを初期値に設定するかを選択するためのスイッチである。

20

【 0 1 1 5 】

(全体動作)

速度レンジ及びベースラインシフト自動最適調整の全体の流れについて、いくつかのケースに分けて説明する。まず、リアルタイムで観測中に、連続して自動速度レンジ更新及び B L S 更新の両方が行われる場合について、図 1 7 に示すフローチャートを参照して説明する。前提として、自動速度レンジ / B L S 調整選択スイッチでは「自動速度レンジ / B L S 調整」スイッチが選択されていることが必要である。また、オートトレースのパラメータのひとつである、トレースライン描画の極性 (正 (+ 又は Forward)、負 (- 又は Reverse)、両方 (± 又は Both) のいずれかが選択されているものとする。

【 0 1 1 6 】

まず、ドブラ (P W または C W モード) 検査が行なわれているときに、自動速度レンジ / B L S の更新タイミング選択スイッチ中の「マニュアル」以外のスイッチが選択されると (ステップ S 1 0 2)、予めパラメータ設定部 3 6 により設定された速度レンジが、初期値としてオートレンジ / オート B L S 処理部 4 9 に送られる (ステップ S 1 0 4)。「マニュアル」以外のスイッチとは、1 E O S、2 E O S、4 E O S のいずれかのスイッチである。この初期値は、上述のように、先行するカラードブラモードで設定された値又は診断部位を指定することによって設定されたその部位の一般的な速度レンジである。

30

【 0 1 1 7 】

初期値が与えられると、オートレンジ / オート B L S 処理部 4 9 は、図 3 に示したアルゴリズムに従って、オート速度レンジ調整の演算を行う (ステップ S 1 0 6 ~ S 1 1 0)。なお、このステップ S 1 0 6 ~ S 1 1 0 の処理は、図 3 におけるステップ S 2 ~ S 8 に相当するものであり、詳細はここでは省略する。

40

【 0 1 1 8 】

この演算処理の結果、速度レンジの変更が必要と判断されると (ステップ S 1 1 2 : Yes)、速度レンジを 1 ステップだけ上げる又は下げる変更を行う (ステップ S 1 1 4)。そして、観測時間設定スイッチで予め選択された過去の特定時間内のドブラ波形の最大値を予めレンジ係数選択スイッチで設定されたレンジ係数倍した値が、表示器 2 5 一杯に表示されているか - 上限 / 下限に達したか - 否かを判断する (ステップ S 1 1 6)。この場合、トレースライン描画の極性が (正) に設定されているときは、ベースラインの上側のみについて最大値のレンジ係数倍に到ったか否かを判断し、(負) に設定されていれば

50

下側のみ、(両方)のときは上下両方について判断する。

【0119】

ここで、速度レンジが上限/下限に達していないと判断されたときは(ステップS116: No)、達するまで上述のステップS106~S114の処理を繰り返す。

【0120】

一方、速度レンジが上限/下限に達していると判断されたとき(ステップS116: Yes)、及び速度レンジの変更が不要と判断されたときは(ステップS112: No)、続いてBLSの調整を行う(ステップS118~S122)。なお、厳密には、BLS処理への移行は、速度レンジの安定を確実にするため、2回の観測時間で上限/下限に達していることが確認されてから行うようにする。

10

【0121】

BLSの自動調整は、まず、ベースラインより上側の最大レンジ(MaxVel)及び下側の最小レンジ(負側の絶対値が最大: MinVel)を計算する(ステップS118)。そして、最大レンジと最小レンジとの比較を行い、ベースラインのシフト量を計算する(ステップS102)。この計算は、例えば、最大レンジと最小レンジとの平均値を画面中央に据えるとして、その平均値とベースラインBL=0との距離を求めることにより行われる。

【0122】

BLSも、ステップ単位で行われるので、オートレンジ/オートBLS処理部49は、パラメータ設定部36に有するBLSパラメータ設定テーブルから、例えばマイナスナイキストからプラスナイキストまで17段階のBLSパラメータ中から最寄のパラメータを

20

【0123】

オートレンジ/オートBLS処理部49は、上述した処理を終了の指示があるまで、具体的には、自動速度レンジ/BLSの更新タイミング選択スイッチにおいて、「マニュアル」スイッチが選択されるまで、繰り返し行う(ステップS124: No)。

【0124】

図18は、上記の処理結果の一例を時系列的に説明するタイムチャートである。観測時間 $t_1, t_2, t_3, t_4 \dots t_N, t_{N+1}, t_{N+2}, t_{N+3}, t_{N+4}$ は、オート速度レンジ調整開始の指示が出されてから、すなわち、自動速度レンジ/BLSの更新タイミング選択スイッチで「マニュアル」以外のスイッチが選択されてからの、予め設定された時間間隔の推移を示す。

30

【0125】

速度レンジは、まず初期値に設定された後、観測時間が経過するに従って、1ステップずつ更新される。そして、速度レンジが、一定の値に達し(t_{N+1} 時)、その値が次の観測時間においても維持されると(t_{N+2} 時)、すなわち、速度レンジの更新を行う必要がなければ、そこで初めてベースラインが1ステップ分シフトされる。その後、速度レンジが更新されても、それが2回連続するものでなければ、ベースラインのシフトは行われない。

【0126】

リアルタイム観測中に、BLSの更新は行わず、連続して自動速度レンジの更新のみを行う場合は、自動速度レンジ/BLS調整選択スイッチでは「自動速度レンジ/BLS調整」ではなく、「自動速度レンジ調整」スイッチが選択されていることを前提として、図17のステップS118~S122がスキップされたフローに従って処理される。

40

【0127】

次に、リアルタイムで観測中に、任意の時に1回だけ自動速度レンジ更新及びBLS更新の両方を行う場合について、図19に示すフローチャートを参照して説明する。前提として、自動速度レンジ/BLS調整選択スイッチでは、「自動速度レンジ/BLS調整」スイッチが選択され、自動速度レンジ/BLSの更新タイミング選択スイッチでは「マニュアル」スイッチが選択されていることが必要である。なお、連続して自動速度レンジ更新及びBLS更新の両方が行われる場合と同様の処理については、同じ符号を付して説明

50

を省略する。

【0128】

まず、ドブラ（PWまたはCWモード）検査が行なわれているときに、速度レンジ更新スイッチがONされると（ステップS202）、連続して自動速度レンジ更新及びBLS更新の両方が行われる場合と同じく、速度レンジ自動調整の演算が行われる（ステップS104～S110）。

【0129】

この演算処理の結果、速度レンジの変更が必要と判断されると（ステップS112：Yes）、速度レンジを1ステップだけ上げる又は下げる変更を1回だけ行う（ステップS114）。そして、その速度レンジが上限/下限に達したか否かを判断することは行わず、速度レンジの更新処理を終了する。この場合も、連続して自動速度レンジ更新及びBLS更新の両方が行われる場合と同じく、トレースライン描画の極性が（正）に設定されているときは、ベースラインの上側のみについて最大値のレンジ係数倍に到ったか否かを判断し、（負）に設定されていれば下側のみ、（両方）のときは上下両方について判断する。

10

【0130】

また、速度レンジの更新が必要ないと判断されたときも（ステップS112：No）、速度レンジの更新を行うことなく次のステップへと進む。もっとも、ユーザが速度レンジ更新スイッチを選択するのは、その必要を感じた場合に限られるであろうから、通常は更新されることになる。

20

【0131】

こうして、速度レンジが手動で更新されると、次に速度レンジ更新スイッチが選択されるまで速度レンジは固定されるので、BLSを行うことが可能となる。そこで、BLS更新スイッチが選択されると（ステップS204）、BLSの自動更新が、連続して自動速度レンジ更新及びBLS更新の両方が行われる場合と同様に処理され（ステップS118～S122）、一連の自動更新処理は終了する。BLS更新スイッチが選択されない場合も同様に終了する（ステップS204：No）。

【0132】

ユーザは、このようにして更新された速度レンジやBLSに満足できないときは、繰り返し速度レンジ更新スイッチやBLS更新スイッチを選択することにより、所望の設定に近づけることができる。これにより、従来装置において操作パネルにアサインされたスイッチを操作して手動で速度レンジを更新することに比べユーザの負担は軽減される。

30

【0133】

図20は、上記の処理結果の一例を時系列的に説明するタイムチャートである。観測時間 t_1 、 t_2 、 t_3 ... t_K 、 t_{K+1} 、 t_{K+2} ... t_N 、 t_{N+1} 、 t_{N+2} は、速度レンジ更新のために予め設定された時間間隔の推移を示す。

【0134】

速度レンジ更新スイッチがONされると、速度レンジは初期値に設定される。続いて速度レンジ更新スイッチをONすれば、その初期値をベースとして1ステップ変更される。そこで、繰り返し速度レンジ更新スイッチをONすることにより、速度レンジを、所望の値に近づけることができる。

40

【0135】

自動速度レンジ/BLSの更新タイミング選択スイッチで「マニュアル」が選択されていると、このように、速度レンジは、速度レンジ更新スイッチがONされると1ステップ変更され、その値に固定される。したがって、連続して自動速度レンジ更新が行われる場合のように、速度レンジが2観測時間以上安定するまで待つ必要はなく、任意の時間にBLS更新スイッチをONすることができ、その毎に再計算されて、最適値に近づけていくことができる。

【0136】

リアルタイム観測中に、BLSの更新は行わず、任意の時に1回のみ自動速度レンジの

50

更新のみを行う場合は、自動速度レンジ／BLS調整選択スイッチでは「自動速度レンジ調整」スイッチが選択されていることを前提として、図19のステップS204～S122の一連の処理がスキップされたフローに従って処理される。

【0137】

続いて、フリーズ後に、BLS更新を行う場合について、図21に示すフローチャートを参照して説明する。なお、連続して自動速度レンジ更新及びBLS更新の両方が行われる場合等と同様の処理については、同じ符号を付して説明を省略する。この場合、自動速度レンジ／BLSの更新タイミング選択スイッチで何が選択されているかとは無関係に、マニュアルで作動する。

【0138】

まず、ドブラ（PWまたはCWモード）検査が行なわれている場合に、画像がフリーズされ（ステップS302）、BLS更新スイッチがONされると（ステップS204）、まず、予めパラメータ設定部36により設定されたBLSに関する初期値が、オートレンジ／オートBLS処理部49に送られる（ステップS104）。

【0139】

そして、BLSの自動更新が、前述の場合と同様に、但し1回だけ処理される（ステップS118～S122）。フリーズ後においては、リアルタイム観測時と異なり、速度レンジの更新は行わないので、速度レンジの安定を待つことなく、任意の時にBLS更新スイッチをONすることができる。

【0140】

この場合の処理結果は、時系列的には、図20に示すBLSと同様になる。これにより、フリーズ後においても、ベースラインをシフトすることが可能となり、より観測し易いドラスペクトル画像を得ることができる。

【0141】

（適用例）

以上のように構成され作動する本発明に係るドブラ超音波診断装置を用いて観察した例を2つ、以下説明する。

【0142】

図22に示す第1の例は、頸動脈系を観察したものである。具体的には、1) 血流ピークが120 cm/sのICA（内頸動脈：Internal Carotid Artery）を10秒間観察した後、2) 0.5秒のブランクを置いて、血流ピークが60 cm/sのCCA（総頸動脈：Common Carotid Artery）を10秒間観察し、3) 1秒のブランクを置いて、再度血流ピーク120 cm/sのICAを10秒間観察し、4) 1.2秒のブランクを置いて、最後に血流ピークが60 cm/sのCCAを30秒間観察したものである。

【0143】

観測条件として、ベースラインは-4に固定され、トレースライン描画の極性は（正）に設定されている、また、スクロール速度は垂直同期信号当たり2カラム、4秒で、観測時間は1EOS、レンジ係数は1.3倍である。

【0144】

図22(a)は、平滑化後閾値処理モデルによる統計値計算処理の一例を示し、(b)は重み付けされたVp、Vm分布の経時変化を表示する。(c)は、これらの演算により得られた速度レンジ及びベースラインの経時的変動を示す図である。

【0145】

この例によれば、全般的には高い追従性を有するものの、血流速度が断続的に変化する場合、特にブランクが発生する場合は、ブランク直後でヒストグラムの乱れが大きく、4秒程度の応答ラグが発生している。

【0146】

図23に示す第2の例は、肋間でセクタプローブを用いてLV（左心室：Left Ventricle）を計測したものである。この例では、1) 最初の10秒間は血流ピークが40 cm/sから60 cm/sまで徐々に上がり、2) 次の10秒で60 cm/sから40 cm/s

10

20

30

40

50

に下がり、3) その次の10秒では、再び40 cm/s から60 cm/s まで上がり、4) その後の30秒間は、60 cm/s で一定している。

【0147】

観測条件として、スクロール速度は垂直同期信号当たり4カラム、4秒で、観測時間は2EOS、レンジ係数は1.4倍である。

【0148】

図23(a)は、平滑化後閾値処理モデルによる統計値計算処理の一例を示し、(b)は重み付けされた V_p 、 V_m 分布の経時変化を表示する。(c)は、これらの演算により得られた速度レンジ及びベースラインの経時的変動を示す図である。

【0149】

図23(c)中、PRF1は、オートBLSを行わない場合の上下の速度レンジ、BL1はこの場合のベースラインを示す。また、PRF2は、オートBLSを行った場合の上下の速度レンジ、BL2はこの場合のベースラインを示している。

【0150】

この例によれば、一部に4秒程度の応答ラグが生じているものの、このように連続的に波形のレンジが変化するものは追従性が比較的良いことが分かる。

【0151】

以上に説明した実施態様は説明のためのものであり、本発明の範囲を制限するものではない。従って、当業者であればこれらの各要素もしくは全要素をこれと均等なものによって置換した実施態様を採用することが可能であるが、これらの実施態様も本発明の範囲に

【図面の簡単な説明】

【0152】

【図1】本発明の実施形態に係るドブラ超音波診断装置の全体構成を示す概略ブロック図。

【図2】本実施形態の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。

【図3】速度レンジ及びベースラインシフト自動最適調整の演算の流れを示すフローチャート。

【図4】ドブラトレース波形の抽出を説明する図。

【図5】 V_p 、 V_m のスペクトラム分布を ± 3 ナイキスト周波数分プロットした図。

【図6】重み付けを加えた V_p のスペクトラム分布を示す図。

【図7】速度レンジの上限及び下限を推定するための、正規分布モデルによる統計値計算処理の一例を示す図。

【図8】速度レンジの上限及び下限を推定するための、平滑化後閾値処理モデルによる統計値計算処理の一例を示す図。

【図9】重み付けされた V_p 、 V_m 分布の経時変化に、速度レンジの上限及び下限を重ねて表示する図であり、(a)は V_p についての図、(b)は V_m についての図。

【図10】速度レンジの経時的変動を示す図。

【図11】重み付けされた V_p 、 V_m 分布の経時変化に、速度レンジの上限及び下限並びにBLSを重ねて表示する図であり、(a)は V_p についての図、(b)は V_m についての図。

【図12】速度レンジ及びベースラインの経時的変動を示す図。

【図13】PID制御部の機能を示す概略ブロック図。

【図14】PID制御による応答を説明する図であり、(a)はP制御による場合、(b)はPID制御による場合の図。

【図15】EOSを説明する図。

【図16】EOSテーブルの一例を示す図。

【図17】リアルタイムで観測中に、連続して自動速度レンジ更新及びBLS更新の両者が行われる場合の処理の流れを示すフローチャート。

【図18】図17の処理結果の一例を時系列的に説明するタイムチャート。

10

20

30

40

50

【図 19】リアルタイムで観測中に、任意の時に 1 回だけ自動速度レンジ更新及び B L S 更新の両者を行う処理の流れを示すフローチャート。

【図 20】図 19 の処理結果の一例を時系列的に説明するタイムチャート。

【図 21】画像フリーズ後に、任意の時に 1 回だけ B L S 更新を行う処理の流れを示すフローチャート。

【図 22】頸動脈系を観察した例を示すものであり、(a) は平滑化後閾値処理モデルによる統計値計算処理の一例を示す図、(b) は重み付けされた V p、V m 分布の経時変化を表示する図、(c) は速度レンジ及びベースラインの経時的変動を示す図。

【図 23】肋間で L V 計測を行った例を示すものであり、(a) は平滑化後閾値処理モデルによる統計値計算処理の一例を示す図、(b) は重み付けされた V p、V m 分布の経時変化を表示する図、(c) は速度レンジ及びベースラインの経時的変動を示す図。

【図 24】スペクトラム信号の計測の概要を説明する図であり、(a) はドブラスペクトラム画像、(b) は V p、V m のトレース画像、(c) は P S / E D の同期検出画像を示す図。

【図 25】ドブラスペクトラム表示における速度レンジを説明する画面図であり、(a) は折り返りが発生している状態、(b) は速度レンジが大き過ぎる状態、(c) は速度レンジを調整した状態、(d) はベースラインをシフトした状態を示す図。

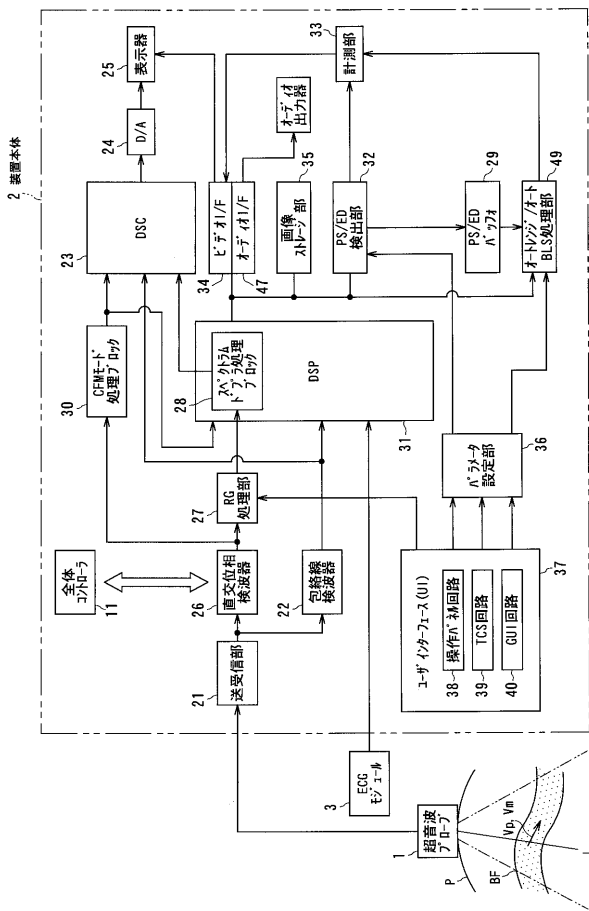
【符号の説明】

【 0 1 5 3 】

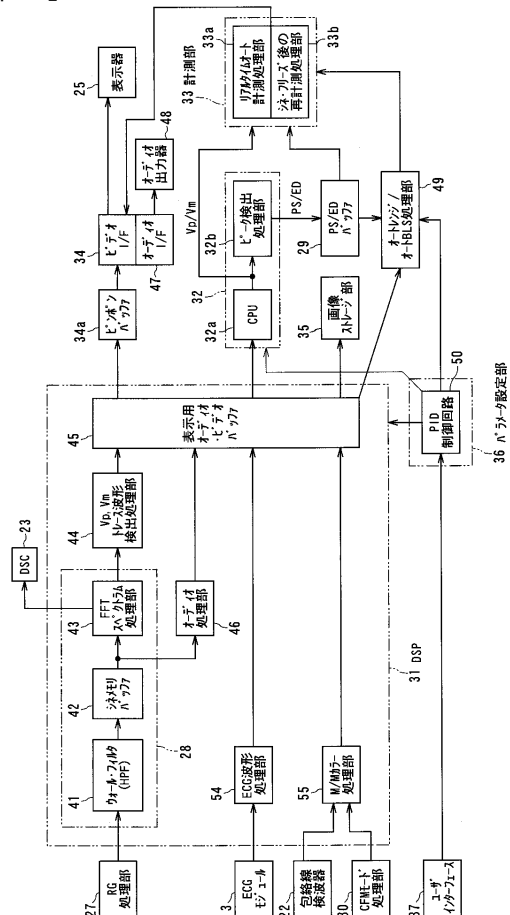
- | | | |
|-----|--|----|
| 1 | 超音波プローブ | 20 |
| 2 | 装置本体 | |
| 3 | E C G モジュール | |
| 1 1 | 全体コントローラ | |
| 2 1 | 送受信部 | |
| 2 2 | 包絡線検波器 | |
| 2 3 | デジタル・スキャン・コンバータ (D S C) | |
| 2 4 | D / A 変換器 | |
| 2 5 | 表示機 | |
| 2 6 | 直交位相検波器 | |
| 2 7 | R G 処理部 | 30 |
| 2 8 | スペクトラムドブラ処理ブロック | |
| 2 9 | P S / E D バッファ | |
| 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 | 40 |
| 3 7 | ユーザインターフェース | |
| 3 8 | 操作パネル回路 | |
| 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 | 50 |

- 47 オーディオ・インターフェース (I / F)
- 48 オーディオ出力器
- 49 オートレンジ/オート B L S 処理部
- 50 P I D 制御回路
- 51 比較器
- 52 調整器
- 53 変換器
- 54 E C G 波形処理部
- 55 M / M カラー処理部
- P 被検体
- B F 血流

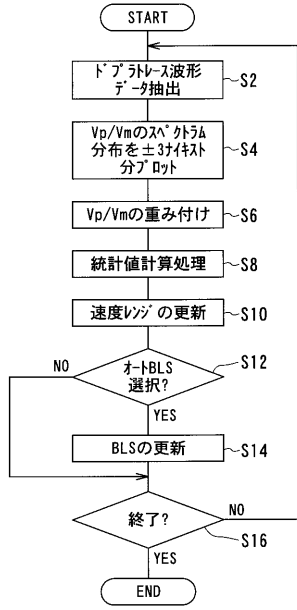
【 図 1 】



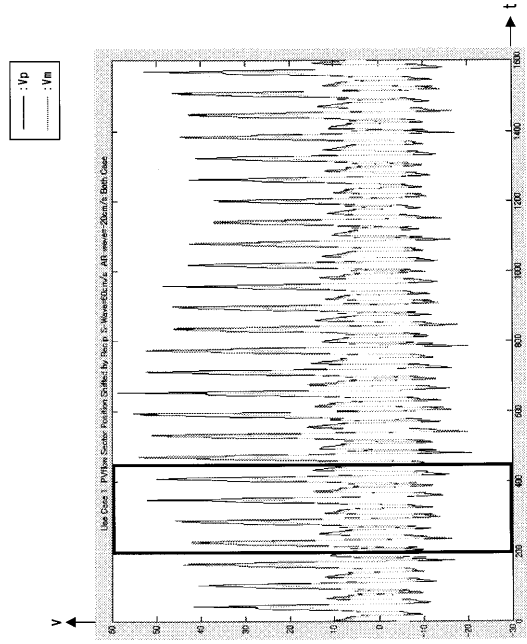
【 図 2 】



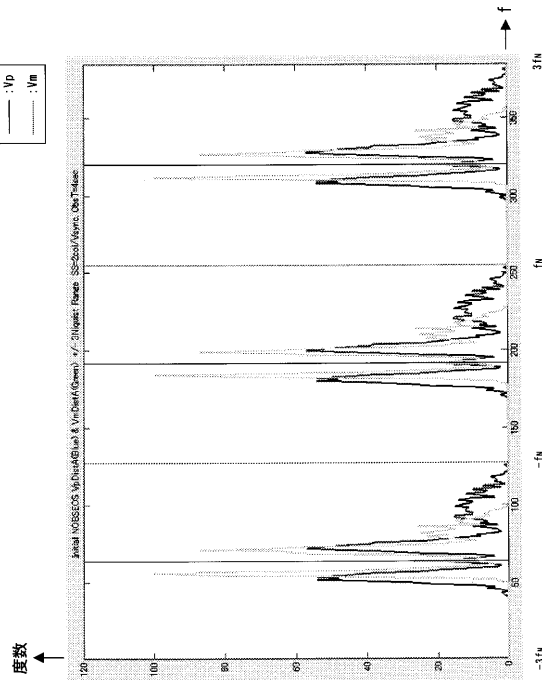
【 図 3 】



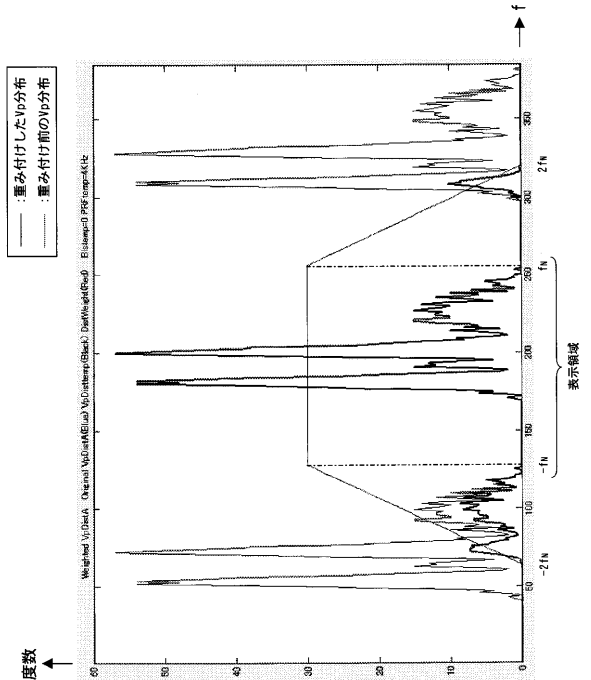
【 図 4 】



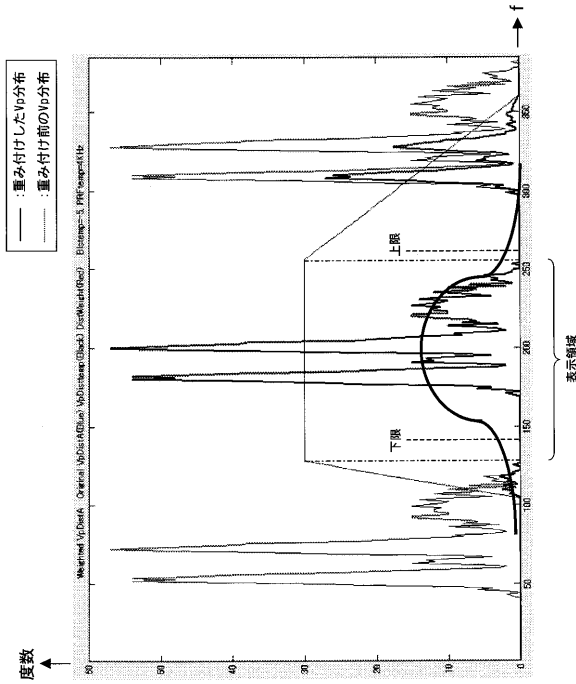
【 図 5 】



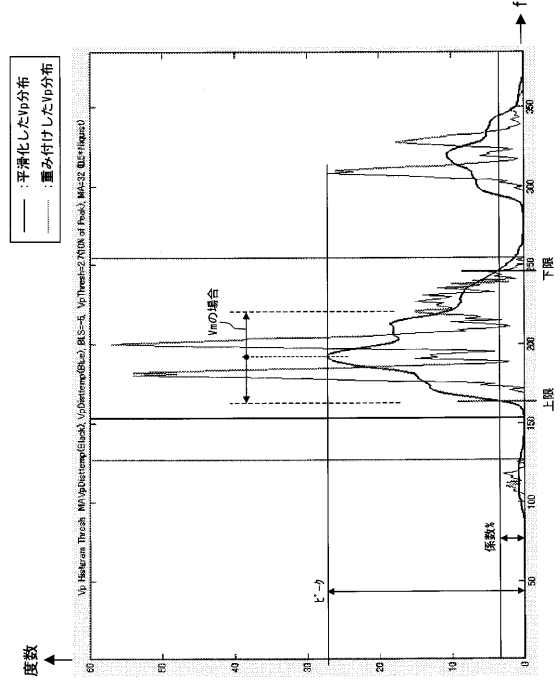
【 図 6 】



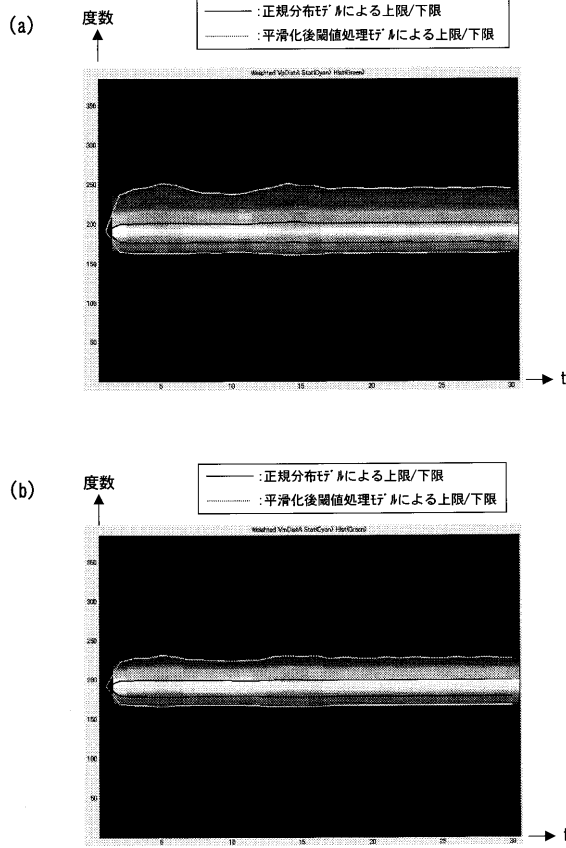
【 図 7 】



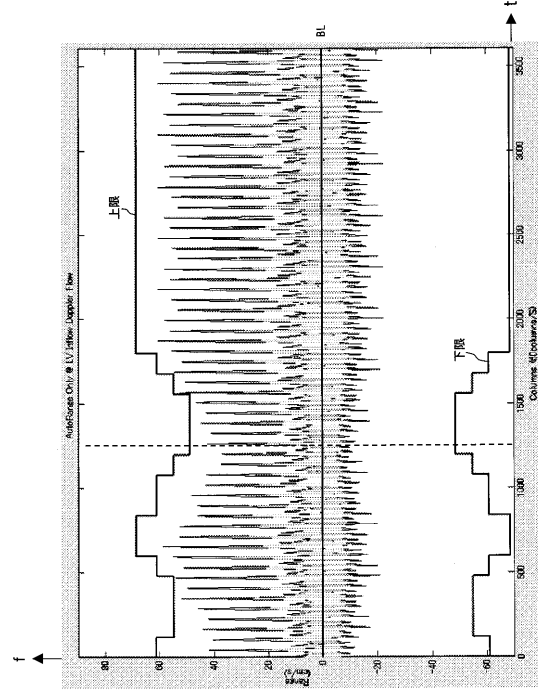
【 図 8 】



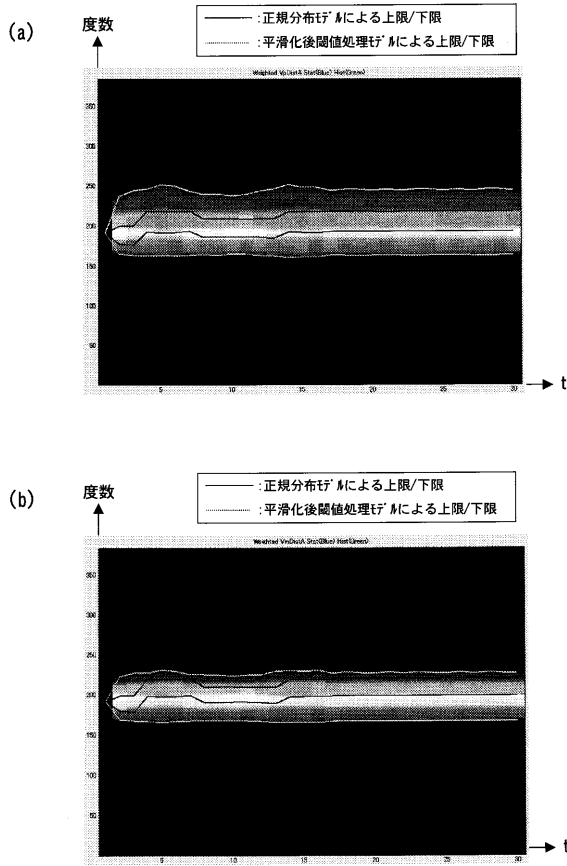
【 図 9 】



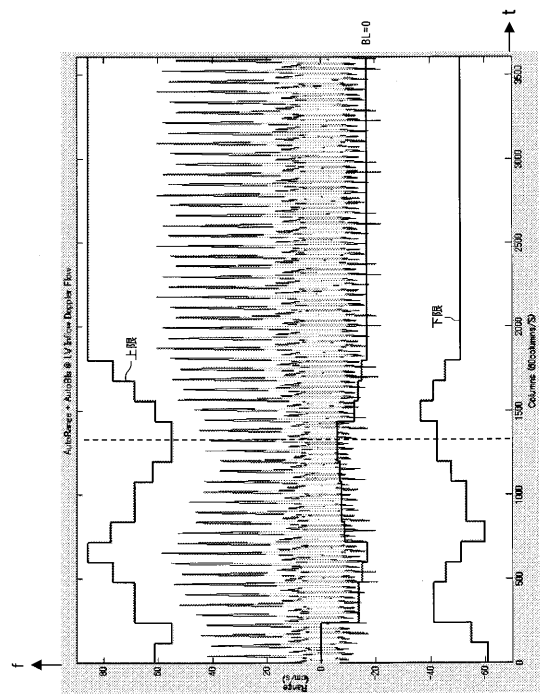
【 図 10 】



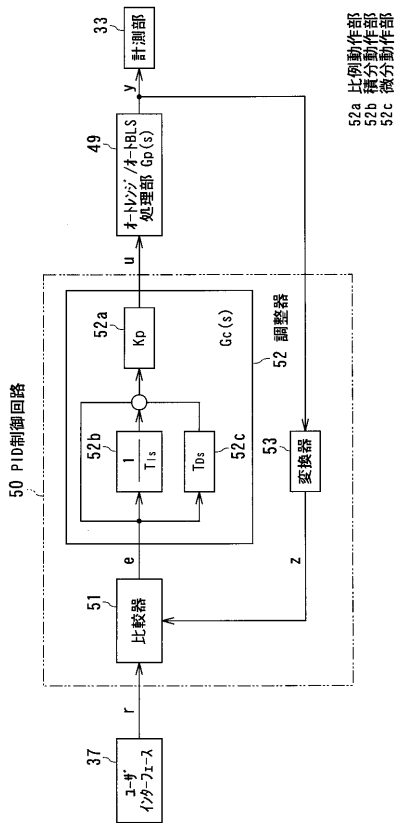
【 図 1 1 】



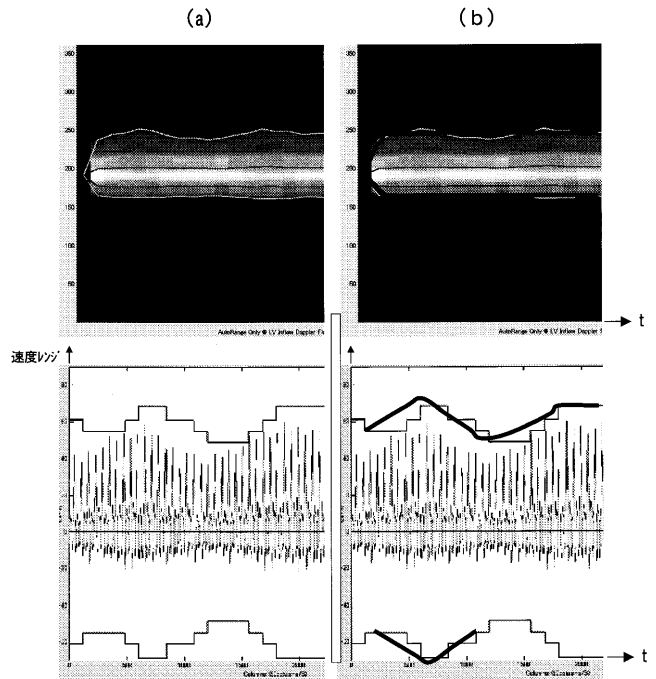
【 図 1 2 】



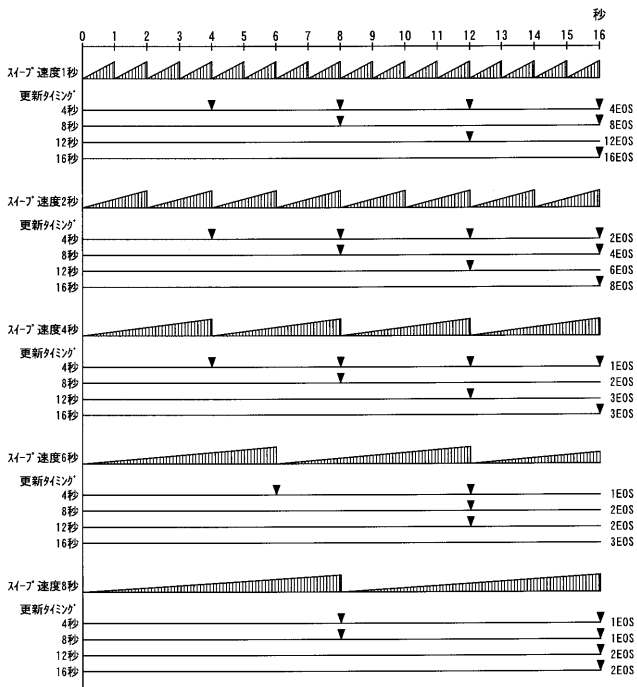
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



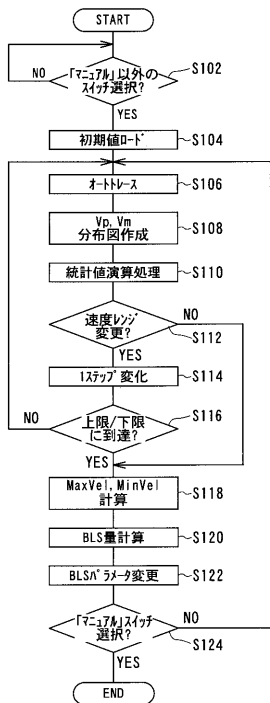
【 図 15 】



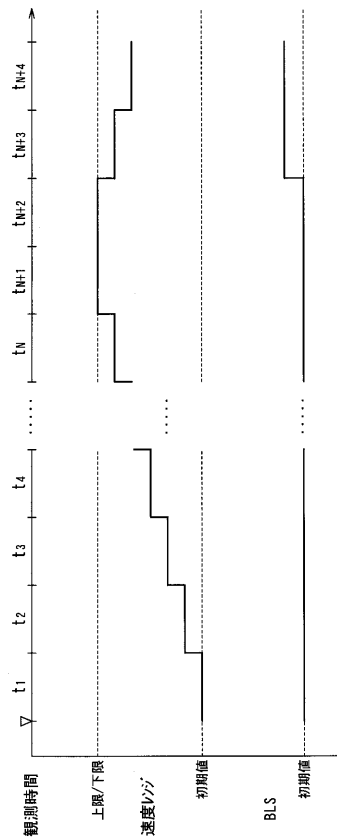
【 図 16 】

スロ-ル速度	更新タイミング			
	4S	8S	12S	16S
SS=1	4EOS	8EOS	12EOS	16EOS
SS=2	2EOS	4EOS	6EOS	8EOS
SS=4	1EOS	2EOS	3EOS	3EOS
SS=6	1EOS	2EOS	2EOS	4EOS
SS=8	1EOS	1EOS	2EOS	2EOS

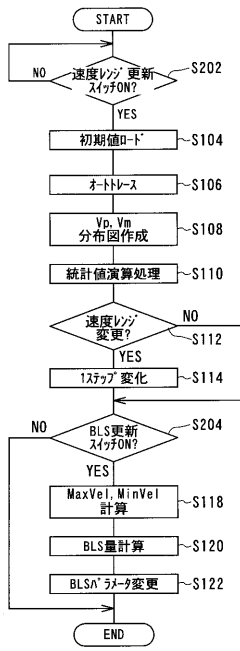
【 図 17 】



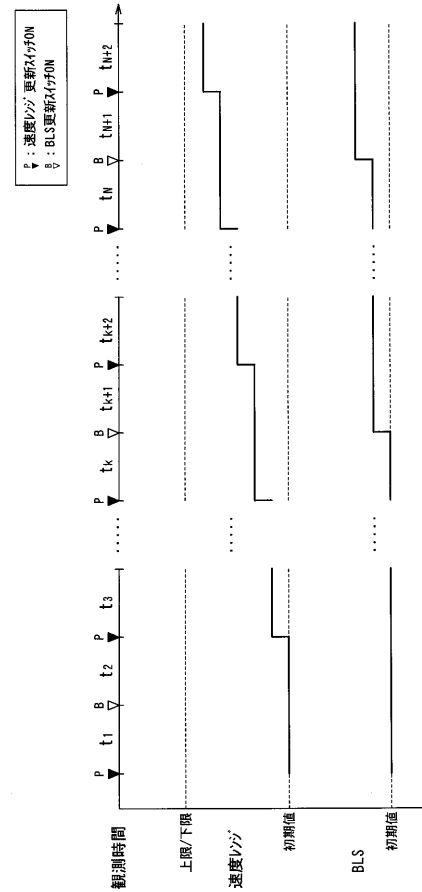
【 図 18 】



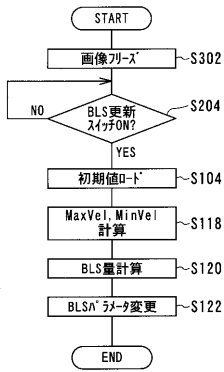
【 図 19 】



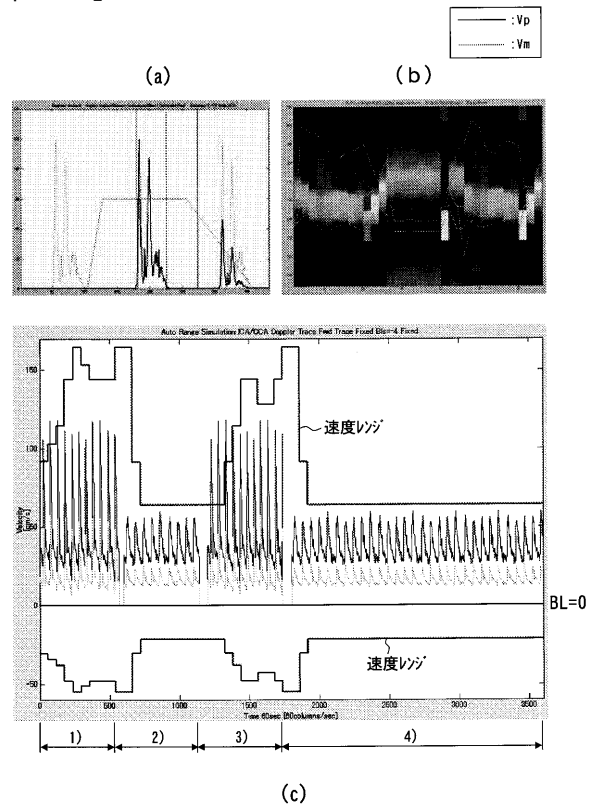
【 図 20 】



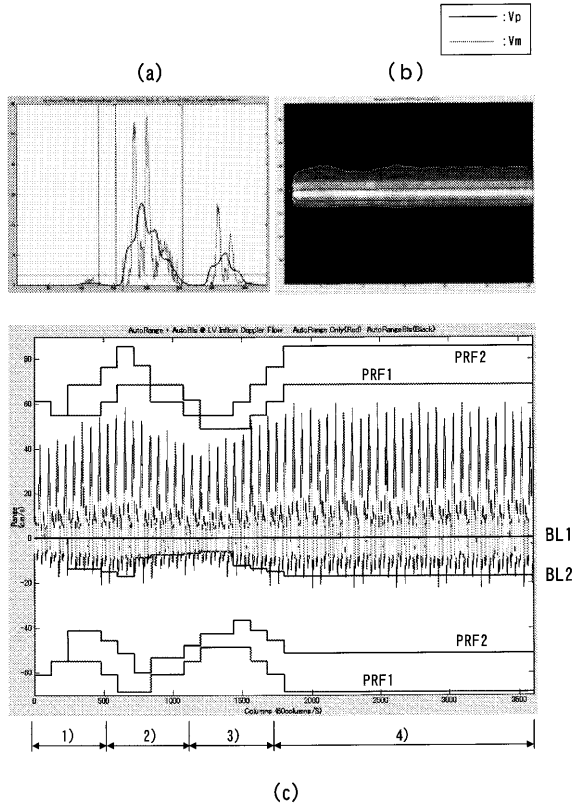
【 図 21 】



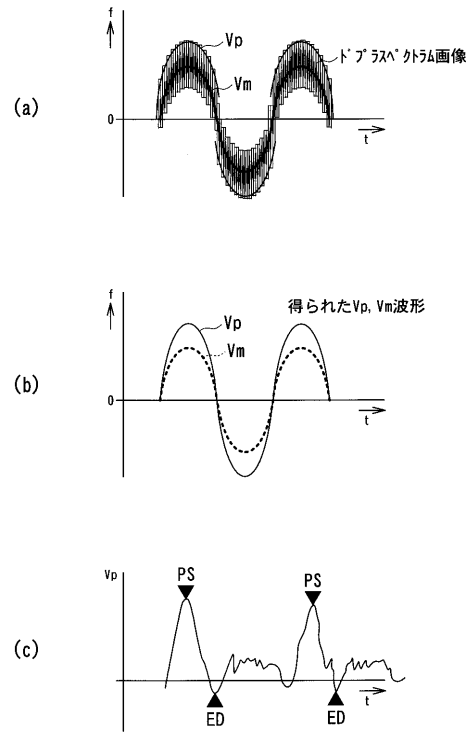
【 図 22 】



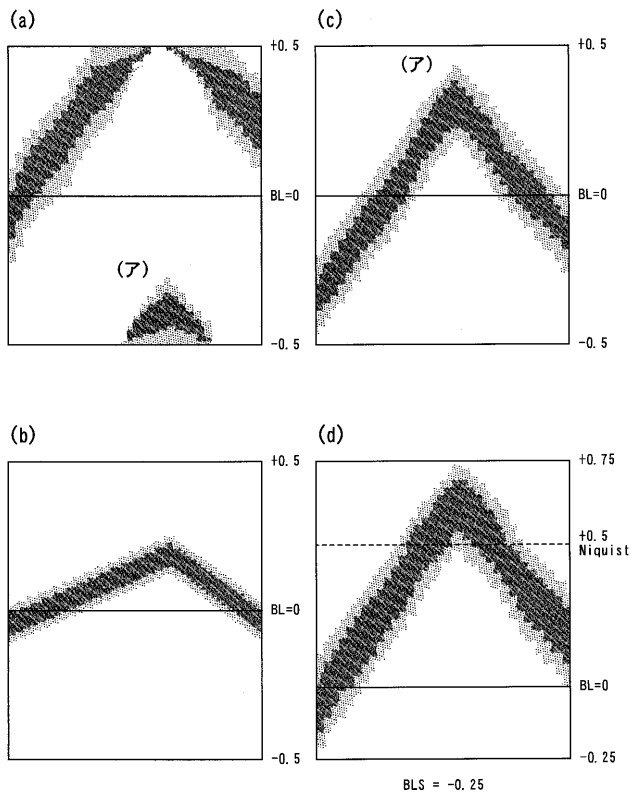
【 図 2 3 】



【 図 2 4 】



【 図 2 5 】



BLS = -0.25

フロントページの続き

(72)発明者 馬場 達朗

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本社内

(72)発明者 高橋 正美

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本社内

(72)発明者 貞光 和俊

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本社内

(72)発明者 宮島 泰夫

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本社内

F ターム(参考) 4C601 DE03 DE04 EE06 EE07 EE10 EE22 JB40 JB48 JB49 JB50

JC07 JC09 KK01 KK07 KK17 KK31

专利名称(译)	多普勒超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005185731A	公开(公告)日	2005-07-14
申请号	JP2003434205	申请日	2003-12-26
[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		
[标]发明人	馬場達朗 高橋正美 貞光和俊 宮島泰夫		
发明人	馬場 達朗 高橋 正美 貞光 和俊 宮島 泰夫		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE06 4C601/EE07 4C601/EE10 4C601/EE22 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/JC07 4C601/JC09 4C601/KK01 4C601/KK07 4C601/KK17 4C601/KK31		
代理人(译)	波多野尚志 古川纯一		
其他公开文献	JP4476619B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种多普勒超声诊断设备，其中多普勒频谱图像的速度范围和基线偏移的操作是自动化的。 解决方案：跟踪装置，用于在时间方向上跟踪频谱信号的频率方向上的最大速度Vp和平均速度Vm中的至少一个，并实时输出其跟踪波形；以及每个预定观察时间的最大速度。 基于Vp和平均流速Vm的至少一个分布的统计值，计算用于调节多普勒速度范围的速度范围调节装置，以及最大流速Vp的最大正侧值和最大负侧值，以显示多普勒频谱图像。 以及用于确定基线偏移量并调节基线的基线调节装置，以及用于改变在速度范围调节装置和基线调节装置的处理中使用的参数的操作装置。 [选择图]图17

