

(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2011-182887

(P2011-182887A)

(43) 公開日 平成23年9月22日(2011.9.22)

(51) Int. Cl.
A61B 8/06

F I
A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2010-49889 (P2010-49889)
(22) 出願日 平成22年3月5日 (2010.3.5)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地

(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊

(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲

最終頁に続く

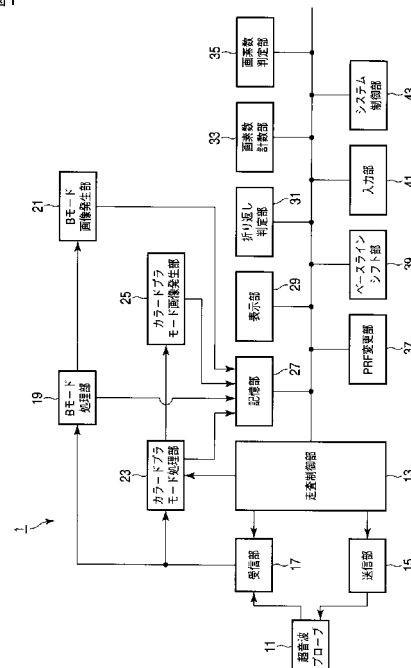
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】流速レンジの設定に関する操作者の手間を軽減し、診断時間を短縮する超音波診断装置の提供。

【解決手段】走査制御部 13 は、超音波プローブ 11 を介して、予め設定されたパルス繰り返し周期に従って被検体にカラードブラモード走査を実行するために送信部 15 と受信部 17 とを制御する。カラードブラモード処理部 23 は、超音波プローブ 11 からのエコー信号に基づいて、被検体に関する複数の画素について複数の流速値を繰り返し計算する。画素数計数部 33 は、繰り返し計算された複数の流速値に基づいて、複数の画素のうちの、パルス繰り返し周期に起因する折り返し現象が発生している画素の画素数を計数する。PRF 変更部 37 は、計数された画素数に応じてパルス繰り返し周期を変更する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して、予め設定されたパルス繰り返し周期に従って被検体にカラードブラモード走査を実行する走査部と、

前記超音波プローブからのエコー信号に基づいて、前記被検体に関する複数の画素について複数の流速値を繰り返し計算する計算部と、

前記繰り返し計算された複数の流速値に基づいて前記複数の画素のうちの前記パルス繰り返し周期に起因する折り返し現象が発生している画素の画素数を計数する計数部と、

前記計数された画素数に応じて前記パルス繰り返し周期を変更する変更部と、
を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記計数された画素数が第 1 閾値よりも多いか、前記計数された画素数が前記第 1 閾値より小さい第 2 閾値より少ないか、あるいは前記計数された画素数が前記第 1 閾値と前記第 2 閾値との間にあるかを判定する画素数判定部をさらに備え、

前記変更部は、前記画素数が前記第 1 閾値よりも多いと判定された場合、前記パルス繰り返し周期を増加し、前記画素数が前記第 2 閾値よりも少ないと判定された場合、前記パルス繰り返し周期を減少し、前記画素数が前記第 1 閾値と前記第 2 閾値との間にあると判定された場合、前記パルス繰り返し周期を維持する、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記第 1 閾値と前記第 2 閾値とは、操作者からの指示に従って設定される、請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記複数の画素の各々について、前記折り返し現象が発生しているか否かを判定する折り返し判定部をさらに備え、

前記計数部は、前記複数の画素のうち、前記折り返し現象が発生していると判定された画素の画素数を計数する、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記繰り返し計算される複数の流速値のうちの最高流速値と最低流速値との中間値が、カラードブラモード画像の表示可能速度範囲の中間値に略一致するように前記表示可能速度範囲のベースラインをシフトするシフト部をさらに備える、請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体内の血流情報を可視化する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置の走査モードの 1 つに、超音波のドブラ効果を利用して被検体内の血流情報を計算し、計算された血流情報をリアルタイムにカラーで表示するカラードブラモードがある。血流情報としては、例えば、血流速度が知られている。超音波走査が計測可能な血流速度は、パルス繰り返し周波数に基づく流速レンジ（血流速度の計測範囲）に制限される。流速レンジの設定は、操作者によりマニュアルで行なわれている。しかし、流速レンジを適切に設定することは、とても困難であり、操作者の手間がかかる作業である。これに伴い、カラードブラモードによる超音波診断に非常に多くの時間がかかっている。

40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

50

【特許文献１】特開平１１—１４６８７９号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

本発明の目的は、流速レンジの設定に関する操作者の手間を軽減し、診断時間を短縮する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】

【０００５】

本発明の第１局面に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して、予め設定されたパルス繰り返し周期に従って被検体にカラードブラモード走査を実行する走査部と、前記超音波プローブからのエコー信号に基づいて、前記被検体に関する複数の画素について複数の流速値を繰り返し計算する計算部と、前記繰り返し計算された複数の流速値に基づいて前記複数の画素のうちの前記パルス繰り返し周期に起因する折り返し現象が発生している画素の画素数を計数する計数部と、前記計数された画素数に応じて前記パルス繰り返し周期を変更する変更部と、を具備する。

10

【発明の効果】

【０００６】

本発明によれば、流速レンジの設定に関する操作者の手間を軽減し、診断時間を短縮する超音波診断装置の提供を実現することにある。

【図面の簡単な説明】

20

【０００７】

【図１】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図２】図１のシステム制御部の制御のもとに行なわれる流速レンジの自動設定処理の典型的な流れを示す図。

【図３】図２の流速線レンジの自動設定処理に係るＲＯＩを示す図。

【図４】図２のステップＳ２において実行される折り返し判定の判定条件を満足しない場合の流速値の時間変化の一例を示す図。

【図５】図２のステップＳ２において実行される折り返し判定の判定条件を満足する場合の流速値の時間変化の一例を示す図。

【図６】図２のステップＳ７において実行されるベースラインのシフト処理を説明するための図。

30

【発明を実施するための形態】

【０００８】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。

【０００９】

図１は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。図１に示すように、超音波診断装置１は、超音波プローブ１１、走査制御部１３、送信部１５、受信部１７、Ｂモード処理部１９、Ｂモード画像発生部２１、カラードブラモード処理部２３、カラードブラモード画像発生部２５、記憶部２７、表示部２９、折り返し判定部３１、画素数計数部３３、画素数判定部３５、ＰＲＦ変更部３７、ベースラインシフト部３９、入力部４１、及びシステム制御部４３を有する。

40

【００１０】

超音波プローブ１１は、電子走査型である。超音波プローブ１１は、送信部１５からの駆動パルスを受け、超音波を発生する。超音波プローブ１１は、パルス繰り返し周波数（pulse repetition frequency：以下ＰＲＦと呼ぶことにする）に対応する時間間隔で繰り返し発生される。超音波は、被検体の体内組織の音響インピーダンスの不連続点（エコー源）で次々と反射される。超音波が被検体内の血流により反射されると、超音波は、ドブラ偏移を受ける。反射された超音波は、超音波プローブ１１により受波される。超音波プローブ１１は、超音波を受波すると、受波された超音波に由来するエコー信号（電気信号）に変換し、このエコー信号を出力する。

50

【 0 0 1 1 】

走査制御部 1 3 は、超音波プローブ 1 1 を介して被検体を超音波で走査するために送信部 1 5 と受信部 1 7 とを制御する。走査制御部 1 3 は、走査モードとして B モード走査やカラードプラモード走査を実行する。走査制御部 1 3 は、既定の P R F に従って送信部と受信部とを制御する。走査制御部 1 3 により管理される P R F の値は、P R F 変更部 3 7 により変更される。また、P R F のデータは、カラードプラモード処理部 2 3 に供給される。

【 0 0 1 2 】

送信部 1 5 は、走査制御部 1 3 による制御に従って、既定の P R F に対応する時間間隔で超音波プローブ 1 1 に駆動パルスを繰り返し送信する。駆動パルスを供給することにより送信部 1 5 は、超音波プローブ 1 1 を介して既定の P R F に対応する時間間隔で超音波を被検体に送信する。より詳細には、送信部 1 5 は、既定の P R F に従ってレートパルスをチャンネル毎に繰り返し発生する。送信部 1 5 は、発生された各レートパルスに対して、既定の送信方向と送信フォーカスとに関する超音波ビームを形成するのに必要な遅延時間を与える。この遅延時間は、例えば、送信方向と送信フォーカス位置とに応じて振動子毎に決定される。そして送信部 1 5 は、各遅延されたレートパルスに基づくタイミングで送信駆動パルスを発生し、発生された駆動パルスを各振動子に供給する。駆動パルスの供給を受けた各振動子は、超音波を発生する。これにより超音波プローブ 1 1 は、既定の送信方向と送信フォーカス位置とに関する超音波ビームを発生する。

【 0 0 1 3 】

受信部 1 7 は、走査制御部 1 3 による制御に従って、被検体により反射された超音波に由来するエコー信号を超音波プローブ 1 1 を介して繰り返し受信する。エコー信号が受信されると受信部 3 4 は、超音波ビームに関する受信信号を生成する。より詳細には受信部 1 7 は、超音波プローブ 1 1 からエコー信号を受信し、受信されたエコー信号を増幅し、増幅されたエコー信号をアナログからデジタルに変換する。次に受信部 1 7 は、デジタルに変換されたエコー信号をデジタルメモリに記憶する。デジタルメモリは、振動子毎に設けられている。エコー信号は、受信した振動子に対応するデジタルメモリ上の、そのエコー信号の受信時刻に応じたアドレスに記憶される。受信部 1 7 は、既定の受信フォーカス位置に対応するアドレスからエコー信号を読み出して加算する。受信フォーカス位置を超音波送信ビーム上に沿って変更しながらこの加算処理を繰り返すことにより受信部 1 7 は、既定の受信方向に沿う超音波受信ビームに対応するエコー信号（以下、受信信号と呼ぶことにする）を生成する。生成された受信信号は、B モード信号処理部 1 9 とカラードプラモード処理部 2 3 とに供給される。

【 0 0 1 4 】

B モード処理部 1 9 は、受信部 1 7 からの受信信号に B モード処理を施す。具体的には、B モード処理部 1 9 は、受信部 2 1 からの受信信号に対数圧縮や包絡線検波処理を施す。対数圧縮や包絡線検波処理が施された受信信号は、B モード信号と呼ばれている。B モード信号は、B モード画像発生部 2 1 と記憶部 2 7 とに供給される。

【 0 0 1 5 】

B モード画像発生部 2 1 は、B モード処理部 1 9 からの B モード信号に基づいて B モード画像のデータを発生する。具体的には、B モード画像発生部 2 1 は、B モード信号をその位置情報に従ってスキャンコンバージョンメモリ上に配置し、データ欠落部分のデータを補間する。この配置処理と補間処理とによって B モード画像のデータが発生される。B モード画像を構成する各画素は、由来するエコー信号の強度に応じた輝度値を有する。発生された B モード画像のデータは、記憶部 2 7 に供給される。

【 0 0 1 6 】

カラードプラモード処理部 2 3 は、受信部 1 7 からの受信信号にカラードプラモード処理を施す。カラードプラモード処理においてカラードプラモード処理部 2 3 は、走査領域中のサンプルボリュームの複数のサンプル点に関する複数の血流情報を計算する。具体的には、カラードプラモード 2 3 は、図示しないドブラ信号抽出部と血流情報計算部とを有

10

20

30

40

50

する。

【 0 0 1 7 】

ドブラ信号抽出部は、受信信号から実数部分に関するドブラ信号と虚数部分に関するドブラ信号とを抽出する。血流パラメータ計算部は、実数部分に関するドブラ信号と虚数部分に関するドブラ信号とに基づいて血流パラメータを計算する。具体的には、血流パラメータ計算部は、M T I (Moving Target Indicator) フィルタを実数部分に関するドブラ信号と虚数部分に関するドブラ信号とに適用する。M T I フィルタは、被検体の体内組織に由来するクラッタ成分を抑制する。M T I フィルタにより受信信号から血流に由来する血流信号が抽出される。血流パラメータ計算部は、血流信号に自己相関演算を施し、血流パラメータを計算する。血流パラメータは、血流の流速値、分散値、パワー値である。血流パラメータ計算部は、走査制御部からのP R Fのデータに従って流速値を計算する。流速値は、P R Fに基づく流速レンジ内に制限して計算される。流速レンジは、P R Fに基づく最高計算可能速度から最低計算可能速度までの範囲である。流速レンジ外の流速は、流速レンジ内に折り返して計算される。この現象は、折り返し現象として知られている。

10

【 0 0 1 8 】

上記のようにカラードブラモード処理部 2 3 は、サンプルボリューム内の複数の位置に関する複数の血流パラメータ（すなわち流速値、分散値、及びパワー値）を計算する。以下、流速値、分散値、及びパワー値を特に区別する必要がない場合、これらのデータをまとめてカラードブラモード信号と呼ぶことにする。カラードブラモード信号は、カラードブラモード画像発生部 2 5 と記憶部 2 7 とに供給される。

20

【 0 0 1 9 】

カラードブラモード画像発生部 2 5 は、カラードブラモード処理部 2 3 からのカラードブラモード信号に基づいてカラードブラモード画像のデータを発生する。具体的には、カラードブラモード画像発生部 2 5 は、カラーテーブルを記憶している。カラーテーブルは、流速レンジ内の表示可能速度範囲上の流速値と色とを関連付けたテーブルである。表示可能速度範囲とは、カラードブラモード画像での表示対象の流速範囲を意味する。表示可能速度範囲は、最高表示可能速度から最低表示可能速度までの範囲である。表示可能速度範囲は、流速レンジに一致していても、流速レンジよりも狭い範囲であってもよい。表示可能速度範囲は、流速レンジの変更やベースラインのシフトに伴い変更される。なおベースラインは、表示可能速度範囲の中間値を意味する。具体的には、カラードブラモード画像発生部 2 5 は、流速値をその位置情報に従ってスキャンコンバージョンメモリ上に配置し、データ欠落部分のデータを補間する。また、カラードブラモード画像発生部 2 5 は、複数の画素の各々について、その画素の流速値にカラーテーブル上で関連付けられた色の情報を画素に割り付ける。このようにしてカラードブラモード画像発生部 2 5 は、カラードブラモード画像のデータを発生する。発生されたカラードブラモード画像のデータは、記憶部 2 7 に供給される。

30

【 0 0 2 0 】

記憶部 2 7 は、B モード信号やカラードブラモード信号を記憶する。また、記憶部 2 7 は、B モード画像のデータやカラードブラモード画像のデータを記憶する。さらに記憶部 2 7 は、後述する流速レンジの自動設定処理のための専用プログラムを記憶する。

40

【 0 0 2 1 】

表示部 2 9 は、B モード画像やカラードブラモード画像を表示する。典型的には、表示部 2 9 は、B モード画像にカラードブラモード画像を重ね合わせて表示する。表示部 2 9 は、例えばC R T ディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機E L ディスプレイ、プラズマディスプレイ等の表示デバイスにより構成される。

【 0 0 2 2 】

折り返し判定部 3 1 は、カラードブラモード画像に含まれる複数の画素の各々について、折り返し現象が発生しているか否かを判定する。具体的には、折り返し判定部 3 1 は、複数の画素の各々について流速値をモニタリングする。そして折り返し判定部 3 1 は、フレーム間（すなわち走査時刻間）の流速値差と流速値の符号とに基づく折り返し条件を満

50

足するか否かを画素毎に繰り返し判定する。折り返し判定部 31 は、折り返し条件を満足する画素に折り返し現象が発生していると判定する。一方、折り返し判定部 31 は、折り返し条件を満足しない画素に折り返し現象が発生していないと判定する。以下、折り返し現象が発生していると判定された画素を折り返し画素と呼ぶことにする。

【0023】

画素数計数部 33 は、折り返し画素の画素数を計数する。

【0024】

画素数判定部 35 は、折り返し画素の画素数が予め設定された上限画素数より多いか、下限画素数より少ないか、あるいは上限画素数と下限画素数との間にあるかを判定する。この上限画素数から下限画素数までの画素数範囲を設定画素数範囲と呼ぶことにする。上限画素数と下限画素数とは、予め設定されている。上限画素数と下限画素数とは、入力部 41 を介して操作者により任意の値に設定可能である。

10

【0025】

PRF 変更部 37 は、折り返し画素の画素数に応じて PRF を変更する。具体的には、PRF 変更部 37 は、画素数判定部 35 により折り返し画素の画素数が上限画素数より多いと判定された場合、PRF を増加させる。PRF 変更部 37 は、画素数判定部 35 により折り返し画素の画素数が下限画素数より少ないと判定された場合、PRF を減少させる。PRF 変更部 37 は、画素数判定部 35 により折り返し画素の画素数が設定画素数範囲内（上限画素数と下限画素数との間）にある場合、PRF を維持する、すなわち PRF を変更しない。

20

【0026】

ベースラインシフト部 39 は、カラードブラモード画像上の流速値の時間変化に応じて表示可能速度範囲上のベースラインをシフトする。より詳細には、ベースラインシフト部 39 は、折り返し画素であると判定されなかった画素について流速値をモニタリングする。次にベースラインシフト部 39 は、モニタリング期間中の最高流速値と最低流速値とを特定する。特定された最高流速値から最低流速値までの流速範囲を血流存在範囲と呼ぶことにする。ベースラインシフト部 39 は、血流存在範囲の中間値（最高流速値と最低流速値との中間値）にベースラインが略一致するようにベースラインをシフトする。

【0027】

入力部 41 は、操作者からの各種指示や情報を入力デバイスを介して入力する。入力デバイスは、キーボードやマウス、各種のスイッチ等を有する。例えば、入力部 41 は、カラードブラモード画像上への ROI の設定や設定画素数範囲の設定に利用される。

30

【0028】

システム制御部 43 は、超音波診断装置 1 の中枢として機能する。具体的には、システム制御部 43 は、記憶部 27 から専用プログラムを読み出して、読み出された専用プログラムを実行する。専用プログラムの実行によりシステム制御部 43 は、流速レンジの自動設定処理を実行するように、専用プログラムが表す手順に従って各部を制御する。

【0029】

次にシステム制御部 43 の制御のもとに行なわれる超音波診断装置 1 の動作例について説明する。図 2 は、システム制御部 43 の制御のもとに行なわれる流速レンジの自動設定処理の典型的な流れを示す図である。なお流速レンジの自動設定処理の開始時点においてシステム制御部 43 は、走査制御部 13 等を制御して B モード走査とカラードブラモード走査とを繰り返し実行している。カラードブラモード走査においてカラードブラモード処理部 23 は、超音波ビーム（走査線）毎に設定された複数のサンプル点毎に流速値をリアルタイムで計算する。サンプル点は、1 の走査線に例えば、256 箇所設定されている。カラードブラモード画像発生部 25 は、流速値に基づいてカラードブラモード画像のデータをリアルタイムで発生する。また、B モード画像発生部 21 は、リアルタイムで B モード画像のデータを発生する。発生された B モード画像とカラードブラモード画像とは、表示部 29 により重ねあわされてリアルタイムで表示される。

40

【0030】

50

カラードブラモード画像上の色相は、血流の向きを表している。例えば、赤で表示される場合、その画素に対応する血流は、超音波から遠ざかる向きに流れ、青で表示される場合、その画素に対応する血流は、超音波に近づく向きに流れている。すなわち折り返し現象が発生している画素は、カラードブラモード画像上において、真の血流の向きを表す色相とは異なる色で表示されてしまう虞がある。

【 0 0 3 1 】

また、血流の流速値の値に応じて明度や彩度、換言すればコントラストが異なる。すなわち、折り返し現象を避けるため流速レンジを血流存在範囲よりも過大に広げると、操作者は、互いに流速値が近い画素をカラードブラモード画像で視認できなくなってしまう。

【 0 0 3 2 】

このように折り返し現象は、カラードブラモード画像の観察者による画像診断能を低下させている。

【 0 0 3 3 】

ステップ S 1 においてシステム制御部 4 3 は、操作者により入力部 4 1 を介して流速レンジの自動設定処理の開始指示がなされることを待機している（ステップ S 1）。ステップ S 1 において操作者は、超音波プローブ 1 1 を操作しながら、表示部 2 9 に表示されているカラードブラモード画像を観察している。この状態で操作者は、例えば、入力部 4 1 に設けられた流速レンジの自動設定ボタンを押す。

【 0 0 3 4 】

システム制御部 4 3 は、操作者により自動設定ボタンが押されたことを契機として（ステップ S 1：YES）、折り返し判定部 3 1 に折り返し現象の判定処理を行なわせる（ステップ S 2）。ステップ S 2 において折り返し判定部 3 1 は、画素毎に折り返し現象が発生しているか否か、すなわち折り返し画素であるか否かを判定する。以下に折り返し現象の判定処理について詳細に説明する。なお、この折り返し現象の判定処理の対象は、カラードブラモード画像を構成する全ての画素であってもよいし、カラードブラモード画像上に設定された関心領域（ROI：region of interest）内の画素であってもよい。ROI は、例えば図 3 に示すように、操作者により入力部 4 1 を介して、カラードブラモード画像上の血流領域を含むように設定される。ROI の大きさや形状、位置は、入力部 4 1 を解して任意に設定可能である。以下の説明を具体的に行なうため、折り返し現象の判定処理の対象は、ROI 内の全ての画素であるとする。なお、ROI は、ステップ S 2 の前段階において設定されているものとする。

【 0 0 3 5 】

ステップ S 2 において折り返し判定部 3 1 は、ROI 内の全ての画素の各々について流速値を所定の時間枠内（モニタリング期間）でモニタリングする。モニタリング期間は、例えば、1 秒や 1 心拍分に設定される。次に折り返し判定部 3 1 は、画素毎にフレーム間の流速値の差分を計算する。また、折り返し判定部 3 1 は、流速値の符号（+ 又は -）を特定する。そして折り返し判定部 3 1 は、流速値の差分と流速値の符号とに基づいて画素毎に折り返しの判定条件を満足するか否かを判定する。折り返しの判定条件は、典型的には、流速値の差分が閾値よりも大きいこと、且つ、フレーム間で流速値の符号が異なることである。折り返しの判定に関する閾値は、流速レンジの大きさ（すなわち、最大計算可能速度と最小計算可能速度との差分）に応じて決定される。閾値は、例えば、流速レンジの大きさの 3 分の 2 に設定される。例えば、流速レンジの大きさが 3 0 0 m / s の場合（例えば、最大計算可能速度が + 1 5 0 m / s、最小計算可能速度 - 1 5 0 m / s）、折り返しの判定に関する閾値は、2 0 0 m / s に設定される。

【 0 0 3 6 】

図 4 は、ROI 内の着目画素に関する流速値の時間変化を示す図であり、折り返しの判定条件を満足しない場合の一例を示す図である。図 4 に示すように、流速値は、最高計算可能速度 V_{max} と最低計算可能速度 V_{min} とにより規定される流速レンジ内に制限されて計算される。例えば、連続する時刻 t_a と時刻 t_b とにおいて流速値はそれぞれ流速値 V_a と流速値 V_b とであるとする。また、連続する時刻 t_c と時刻 t_d とにおいて流速

10

20

30

40

50

値はそれぞれ流速値 V_c と流速値 V_d とであるとする。流速値 V_a と流速値 V_b とは、符号が異なる。しかし、流速値 V_a と流速値 V_b との差分 ($V_a - V_b$) は、閾値よりも小さいとする。このように判定条件を満たさない場合、着目画素に折り返し現象が発生している可能性は低いと考えられる。従って着目画素が判定条件を満たさない場合、折り返し判定部 31 は、着目画素に折り返し現象が発生していないと判定する。同様に、流速値 V_c と流速値 V_d とは符号が異なり、差分 ($V_c - V_d$) は、閾値よりも小さいとする。

【0037】

図 5 は、ROI 内の着目画素に関する流速値の時間変化を示す図であり、折り返しの判定条件を満足する場合の一例を示す図である。例えば、連続する時刻 t_e と時刻 t_f と時刻 t_g とにおいて流速値はそれぞれ流速値 V_e と流速値 V_f と流速値 V_g とであるとする。また、連続する時刻 t_c と時刻 t_d とにおいて流速値はそれぞれ流速値 V_c と流速値 V_d とであるとする。流速値 V_e と流速値 V_f とは、符号が異なる。そして、流速値 V_e と流速値 V_f との差分 ($V_e - V_f$) は、閾値よりも大きいとする。このように判定条件を満たす場合、着目画素に折り返し現象が発生している可能性が高いと考えられる。従って判定条件を満たす場合、折り返し判定部 31 は、着目画素に折り返し現象が発生していると判定する。同様に、流速値 V_f と流速値 V_e とは符号が異なり、差分 ($V_f - V_e$) は、閾値よりも大きいとする。このように判定条件を満たす場合、折り返し判定部 31 は、着目画素に折り返し現象が発生していると判定する。

【0038】

上述のように、モニタリング期間において折り返し判定部 31 は、ROI 内の全ての画素の各々について判定条件を満足するか否かを繰り返し判定する。そして折り返し判定部 31 は、モニタリング期間において判定条件を満たした回数が既定回数（例えば、1 回）より少ない画素を、折り返し画素でないと判定する。一方、折り返し判定部 31 は、モニタリング期間において判定条件を満たした回数が所定回数より多い画素を折り返し画素であると判定する。このようにして折り返し判定部 31 は、折り返し画素を検出する。なお既定回数は、操作者により入力部 31 を介して任意に設定可能である。

【0039】

なお折り返し判定の処理量低減のため、折り返し判定部 31 は、着目画素が判定条件を満たした回数をリアルタイムで計数し、所定回数を満たした時点で着目画素についての折り返し判定処理を打ち切っても良い。また、折り返し判定の処理量低減のため、折り返し判定部 31 は、処理対象の画素を時間的に間引いたり、空間的に間引いたりしても良い。例えば、1 フレーム毎に折り返し判定をするのではなく、2 フレーム毎に折り返し判定をしてもよい。また、例えば、折り返し判定部 31 は、ROI 上の全画素について折り返し判定をするのではなく、ROI 上の全画素のうちの既定の割合（例えば、半分）の画素について折り返し判定を施してもよい。

【0040】

ステップ S2 が行なわれるとシステム制御部 43 は、画素数判定部 35 に画素数の判定処理を行なわせる（ステップ S3）。ステップ S3 において画素数判定部 35 は、ステップ S2 において折り返し画素であると判定された画素（折り返し画素）の画素数を計数する。そして画素数判定部 35 は、折り返し画素の画素数が予め設定された設定画素数範囲より少ない（すなわち下限画素数より少ない）、設定画素数範囲内であるのか、設定画素数範囲より多い（すなわち上限画素数より多い）のかを判定する。設定画素数範囲は、カラードブラモード走査の観察部位（アプリケーション）の種類に応じて設定されるとよい。例えば、ACM（automated cardiac flow measurement、心拍出量自動計測）等の計測アプリケーションの場合、設定画素数範囲は、0（すなわち折り返し画素が 1 つでもあれば、設定画素数範囲より多いと判定される）に設定されるとよい。また、通常の検査においては、例えば、ROI 内（あるいはカラードブラモード画像）の全画素の数の 20 % が下限画素数に設定されるとよい。また、低速血流の検出能を上げて観察したい場合、ROI 内（あるいはカラードブラモード画像）の全画素の数の 50 % が下限画素数に設定されるとよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 1 】

ステップ S 3 において折り返し画素の画素数が設定画素数範囲より少ない（下限画素数より少ない）と判定された場合（ステップ S 3：少ない）、システム制御部 4 3 は、P R F 変更部 3 7 に P R F の変更処理を行なわせる（ステップ S 4）。ステップ S 4 において P R F 変更部 3 7 は、予め定められたルールに従って P R F の値を減少する。例えば、P R F 変更部 3 7 は、変更前の P R F を所定数倍する。この所定数は、1 より小さい任意の値（例えば、0 . 5）に設定される。なおこの所定数は、折り返し画素の画素数と下限画素数との差に応じて設定されていてもよい。例えば、折り返し画素が下限画素数より 1 0 画素少ない場合は 0 . 9 倍、5 0 画素少ない場合は 0 . 8 倍等。

【 0 0 4 2 】

P R F が減少されると走査制御部 3 7 は、減少後の P R F に従って送信部 1 5 と受信部 1 7 とを制御する。ステップ S 4 後の流速レンジは、ステップ S 4 前の流速レンジより狭くなる。従ってステップ S 4 後にカラードブラモード処理部 2 3 の血流パラメータ計算部により計算される流速値は、減少後の P R F に基づく流速レンジに制限して計算される。従ってステップ S 4 後に計算される流速値は、流速レンジ内の広い範囲に分布する。このような流速値に基づいてカラードブラモード画像発生部 2 5 は、カラードブラモード画像を発生し、表示部 2 9 は、発生されたカラードブラモード画像を表示する。ステップ S 4 後に表示されるカラードブラモード画像は、ステップ S 4 前に表示されるカラードブラモード画像よりもコントラストが向上する。従って P R F が低下されることにより、操作者は、流速の僅かな違いをカラードブラモード画像上において判断できるようになる。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 3 において折り返し画素の画素数が設定画素数範囲内であると判定された場合（ステップ S 3：範囲内）、システム制御部 4 3 は、P R F 変更部 3 7 に P R F の変更処理を行なわせず、ステップ S 6 に進む。すなわち P R F 変更部 3 7 は、P R F の値を維持する。

【 0 0 4 4 】

ステップ S 3 において折り返し画素の画素数が設定画素数範囲より多い（上限画素数より多い）と判定された場合（ステップ S 3：多い）、システム制御部 2 3 は、P R F 変更部 3 7 に P R F の変更処理を行なわせる（ステップ S 5）。ステップ S 5 において P R F 変更部 3 7 は、予め定められたルールに従って P R F の値を増加する。例えば、P R F 変更部 3 7 は、変更前の P R F を変更前の P R F を所定数倍する。この所定数は、1 より大きい任意の値（例えば、1 . 5）に設定される。なおこの所定数は、折り返し画素の画素数と上限画素数との差に応じて設定されていてもよい。例えば、折り返し画素が上限画素数より 1 0 画素多い場合は 1 . 1 倍、5 0 画素多い場合は 1 . 2 倍等。

【 0 0 4 5 】

P R F が増加されると走査制御部 1 3 は、増加後の P R F に従って送信部 1 5 と受信部 1 7 とを制御する。ステップ S 5 後の流速レンジは、ステップ S 4 前の流速レンジより広がる。従ってステップ S 5 後にカラードブラモード処理部 2 3 の血流パラメータ計算部により計算される流速値は、増加後の P R F に基づく流速レンジに制限して計算される。従ってステップ S 5 後において発生されたカラードブラモード画像上の画素に折り返し現象が発生している可能性は低くなる。すなわち、ステップ S 6 後に表示されるカラードブラモード画像は、ステップ S 5 前に表示されるカラードブラモード画像よりも折り返し画素の画素数が少ない。従って P R F を増加させることにより、血流の向きをカラードブラモード画像上において正しく判断することができる。また折り返し画素の画素数の低減により、R O I 内の血流計測に対する折り返し現象の影響を低減できる。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 4 が行なわれる、ステップ S 3 において範囲内であると判定される、あるいはステップ S 5 が行なわれるとシステム制御部 4 3 は、ベースラインシフトを実行するかどうかを判定する（ステップ S 6）。例えば、システム制御部 4 3 は、予め操作者により入力部 4 1 を介して設定されたベースラインシフトの実行の有無の情報に基づいて判定する

10

20

30

40

50

。すなわち、「ベースラインシフトを実行しない」と設定された場合、システム制御部 43 は、ステップ S 7 を行わず、流速レンジの自動設定処理を終了する。

【0047】

一方、「ベースラインシフトを実行する」と設定された場合（ステップ S 6：YES）、システム制御部 43 は、ベースラインシフト部 39 にベースラインのシフト処理を実行させる（ステップ S 7）。ステップ S 7 においてベースラインシフト部 39 は、流速値の時間変化に応じてベースラインをシフトする。具体的には、ベースラインシフト部 39 は、ROI 内の折り返し画素の各々について、モニタリング期間中の最高流速値と最低流速値とを検出する。画素毎の最高流速値と最低流速値とから、ベースラインシフト部 39 は、ROI の最高流速値と最低流速値とを特定する。ベースラインシフト部 39 は、ROI 内の最高流速値と最低流速値との中間値を計算する。そしてベースラインシフト部 39 は、計算された中間値に表示可能速度範囲のベースラインを一致させる。

【0048】

図 6 は、ベースラインのシフト処理を説明するための図である。図 6 の（a）は、ベースラインシフトの実行前における血流存在範囲とベースラインとの位置関係を示し、図 6 の（b）は、ベースラインシフトの実行後における血流存在範囲とベースラインとの位置関係を示す。図 6 に示すように、最高表示可能速度 V_{Dmax} が $+100\text{ m/s}$ 、最低表示可能速度 V_{Dmin} が -100 m/s に設定されているものとする。この場合、初期的なベースライン BL が 0 m/s に設定されている。また、血流存在範囲の最高速度 V_{Bmax} が $+20\text{ m/s}$ 、最低速度 V_{Bmin} が -80 m/s であるとする。この場合、血流存在範囲の中間値 V_{Bmid} が -30 m/s であると計算される。ベースラインシフト部 39 は、中間値 V_{Bmid} とベースライン BL とを一致させるためにベースラインをシフトする。図 6 の場合、ベースライン BL は、 0 m/s から -30 m/s へシフトされる。なおシフト後のベースラインの設定値は、カラードブラモード画像上の全ての画素に反映される。

【0049】

また、ベースラインシフト部 39 は、最高表示可能速度 V_{Dmax} 、最低表示可能速度 V_{Dmin} 、血流存在範囲の最高速度 V_{Bmax} 、又は血流存在範囲の最低速度 V_{Bmin} までベースラインをシフトしてもよい。この場合、表示部 29 は、片方の血流の向きに関する色だけで全画素を表示することができる。

【0050】

このように自動的にベースラインがシフトされることで、操作者によるベースラインの設定の手間を削減することができる。

【0051】

ステップ S 7 が行なわれると、あるいはステップ S 6 においてベースラインシフトを実行しないと判定された場合（ステップ S 6 NO）、システム制御部 43 は、流速レンジの自動設定処理を終了する。

【0052】

かくして本実施形態に係る超音波診断装置 1 は、ROI 内の折り返し画素の画素数を計数する。そして超音波診断装置は、折り返し画素の画素数が既定の上限画素数以上である場合、流速レンジを広げ、折り返し画素の画素数が既定の下限画素数以下である場合、流速レンジを狭める。このように超音波診断装置 1 は、折り返し画素の画素数に応じて自動的に流速レンジを設定する。従って超音波診断装置 1 は、操作者による流速レンジの設定処理の手間を軽減することができる。また、超音波診断装置 1 は、ROI 内の折り返し画素の画素数が少なく、且つコントラストの良好なカラードブラモード画像を表示できる。さらに、超音波診断装置 1 は、折り返し画素に関する流速値の時間変化に応じて表示可能速度範囲のベースラインシフトを自動的に実行する。従って超音波診断装置 1 は、ベースラインシフトにおける操作者の手間を軽減することができる。

【0053】

かくして本実施形態によれば、流速レンジの設定に関する操作者の手間を軽減し、診断

10

20

30

40

50

時間を短縮する超音波診断装置を提供することが可能となる。

【0054】

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。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。

【産業上の利用可能性】

【0055】

以上本発明によれば、流速レンジの設定に関する操作者の手間を軽減し、診断時間を短縮する超音波診断装置の提供を実現することができる。

10

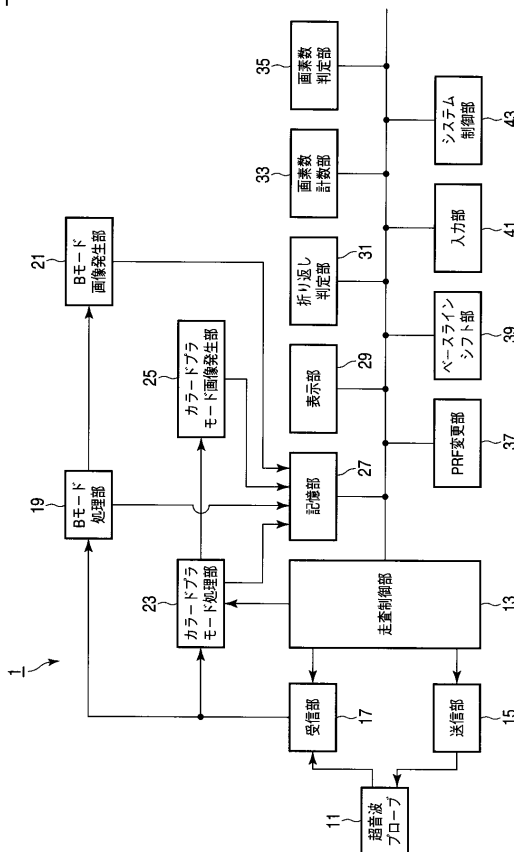
【符号の説明】

【0056】

1 ... 超音波診断装置、11 ... 超音波プローブ、13 ... 走査制御部、15 ... 送信部、17 ... 受信部、19 ... Bモード処理部、21 ... Bモード画像発生部、23 ... カラー Doppler 処理部、25 ... カラー Doppler 画像発生部、27 ... 記憶部、29 ... 表示部、31 ... 折り返し判定部、33 ... 画素数計数部、35 ... 画素数判定部、37 ... PRF 変更部、39 ... ベースラインシフト部、41 ... 入力部、43 ... システム制御部

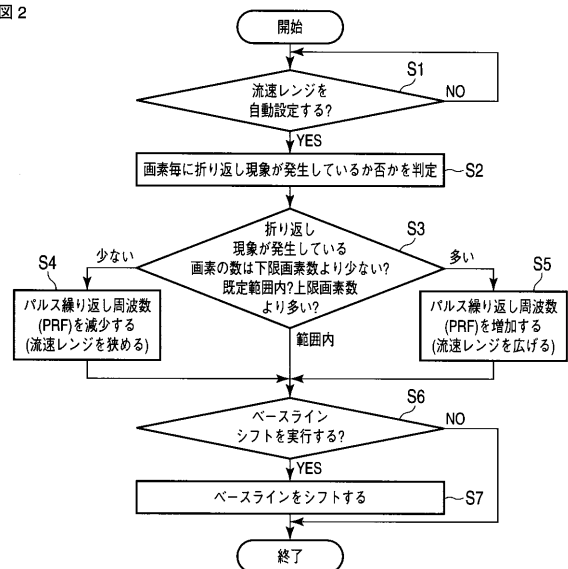
【図1】

図1



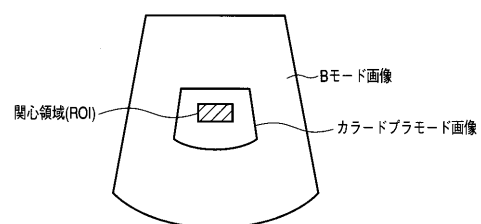
【図2】

図2

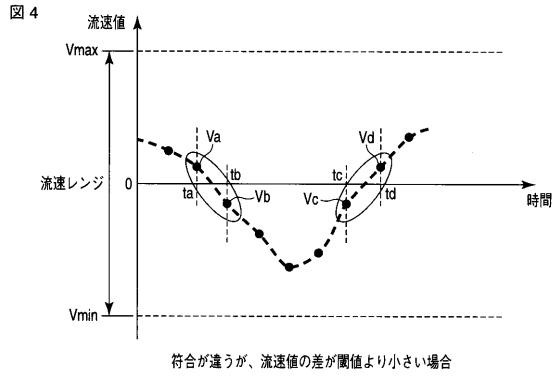


【図3】

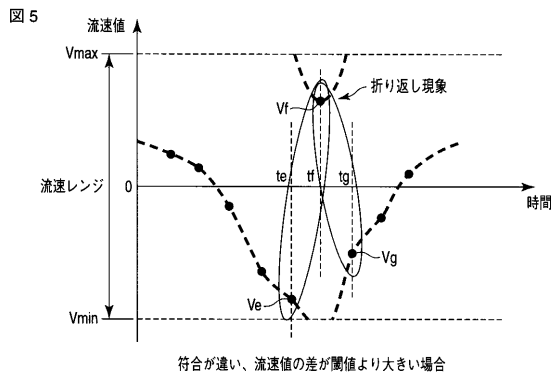
図3



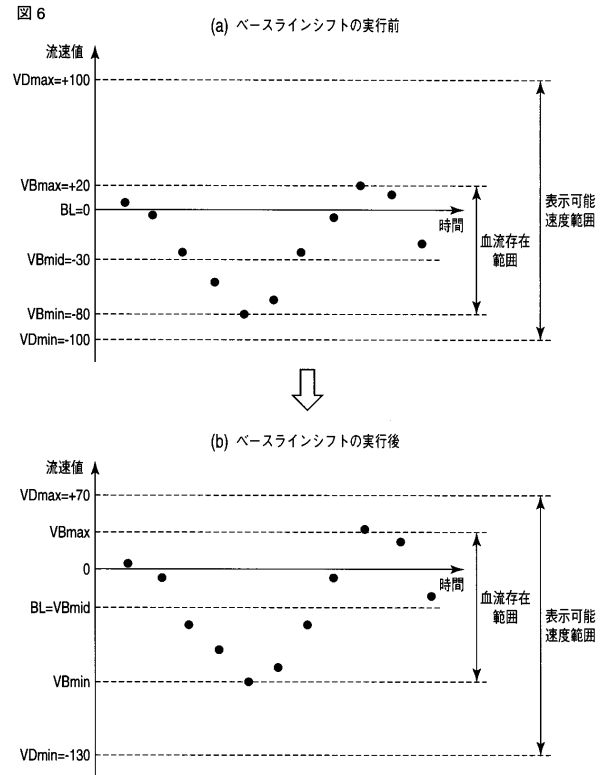
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
(74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
(74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
(74)代理人 100141933
弁理士 山下 元

(72)発明者 内堀 孝信

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

F ターム(参考) 4C601 DD03 DE04 EE11 HH13 KK02 KK18

解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置减少了操作员在流速范围的设定方面的工作，并且缩短了诊断时间。扫描控制单元13经由超声波探头11控制发送单元15和接收单元17，以便根据预设的脉冲重复周期对被检体执行彩色多普勒模式扫描。彩色多普勒模式处理单元23基于来自超声探头11的回波信号，重复地计算与对象有关的多个像素的多个流速值。像素数计数单元33基于重复计算出的多个流速值，对由于脉冲重复周期而产生混叠现象的多个像素中的像素数进行计数。PRF改变单元37根据所计数的像素数来改变脉冲重复周期。[选型图]图1

