

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5443082号
(P5443082)

(45) 発行日 平成26年3月19日(2014.3.19)

(24) 登録日 平成25年12月27日(2013.12.27)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/06 (2006.01) A61B 8/06

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2009-173738 (P2009-173738)	(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21年7月24日(2009.7.24)	(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2011-24782 (P2011-24782A)	(74) 代理人	100149803 弁理士 藤原 康高
(43) 公開日	平成23年2月10日(2011.2.10)	(72) 発明者	石塚 正明 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内
審査請求日	平成24年7月24日(2012.7.24)	(72) 発明者	内海 勲 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内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び血流速度計測用制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対する超音波パルスの送受信によって得られた受信信号に基づいてカラードブラ画像データを生成する超音波診断装置において、

前記カラードブラ画像データの流速値データと所定の閾値とを比較し、前記閾値より大きな流速値を有する高流速部位を検出する高流速部位検出手段と、

前記高流速部位と交叉する超音波連続波の送受信方向をCW走査方向として設定するCW走査方向設定手段と、

前記CW走査方向に対する超音波連続波の送受信を制御する走査制御手段と、

前記超音波連続波の送受信によって得られた受信信号に基づいてCWドプラ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手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記CWドプラスペクトラムデータに基づいて前記高流速部位における最大血流速度を計測する最大流速計測手段と

を更に備えた請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記超音波連続波の送受信によって得られた受信信号を処理してドブラ信号を検出するドブラ信号検出手段を備え、前記スペクトラムデータ生成手段は、前記ドブラ信号検出手段によって検出されたドブラ信号を周波数分析することにより前記CWドプラスペクトラ

20

ムデータを生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記最大流速計測手段は、前記スペクトラムデータ生成手段によって生成された時系列的な前記 CW ドプラスペクトラムデータの各々における最大ドプラ周波数を計測し、時間的に変化する前記最大ドプラ周波数の極大値に基づいて前記最大血流速度を計測することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

表示手段を備え、前記表示手段は、前記高流速部位を示す高流速部位マーカ及び前記 CW 走査方向を示す CW 走査マーカの少なくとも何れかを前記カラードプラ画像データに付加して表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

高流速部位更新手段を備え、前記表示手段において表示された前記カラードプラ画像データに付加されている前記高流速部位マーカあるいは前記 CW 走査マーカの位置が不適切な場合、前記高流速部位更新手段は、前記高流速部位マーカあるいは前記 CW 走査マーカを好適な位置へ移動させることにより高流速部位あるいは CW 走査方向を更新することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記スペクトラムデータ生成手段において生成される時系列的な複数の CW ドプラスペクトラムデータに基づいてスペクトラム画像データを生成するスペクトラム画像データ生成手段と、このスペクトラム画像データを表示する表示手段を備え、前記表示手段は、前記最大ドプラ周波数の極大値を示す極大値マーカ及び前記最大血流速度の計測結果の少なくとも何れかを前記スペクトラム画像データに付加して表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

極大値マーカ更新手段を備え、前記表示手段にて表示された前記スペクトラム画像データに付加されている前記極大値マーカの位置が不適切な場合、前記極大値マーカ更新手段は、前記極大値マーカの位置を更新し、前記表示手段は、更新された極大値マーカにおけるドプラ周波数に基づいて前記最大流速計測手段が計測した最大血流速度の情報を前記スペクトラム画像データに付加して表示することを特徴とする請求項 7 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 9】

被検体に対する超音波パルスの送受信によって得られた受信信号に基づいてカラードプラ画像データを生成する超音波診断装置に対し、

前記カラードプラ画像データの流速値データと所定の閾値とを比較し、前記閾値より大きな流速値を有する高流速部位を検出する高流速部位検出機能と、

前記高流速部位と交叉する超音波連続波の送受信方向を CW 走査方向として設定する CW 走査方向設定機能と、

前記 CW 走査方向に対する超音波連続波の送受信を制御する走査制御機能と、

前記超音波連続波の送受信によって得られた受信信号に基づいて CW ドプラ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機能とを

40

実行させることを特徴とする血流速度計測用制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び血流速度計測用制御プログラムに係り、特に、被検体の診断対象部位に対する超音波連続波の送受信によって得られたドプラ信号に基づいて速い血流速度を正確に計測することが可能な超音波診断装置及び血流速度計測用制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

50

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルス（送信超音波）を被検体内に放射し、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反射波（受信超音波）を前記振動素子により電気信号に変換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2次元画像データや3次元画像データがリアルタイムで観察できるため、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プラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られるBモード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波画像診断において不可欠なものとなっている。

【0003】

一方、被検体の診断対象部位における血流速度を定量的に計測する方法としてドプラスペクトラム法があり、このドプラスペクトラム法は、パルスドプラスペクトラム法と連続波ドプラスペクトラム法に分類される。パルスドプラスペクトラム法では、診断対象部位に対して超音波パルスの送受信を所定時間間隔で複数回行ない、このとき得られる受信信号に対しサンプルゲートを設定して前記診断対象部位における生体組織からの反射波に基づいた受信信号成分（クラッタ成分）及び血球からの反射波に基づいた受信信号成分（血流ドプラ成分）を抽出する。そして、これらの受信信号成分をフィルタリング処理して検出した血流ドプラ成分をFFT（Fast Fourier Transform）分析することによりドプラスペクトラムデータを生成し、更に、前記診断対象部位から所定時間間隔で得られる受信信号成分に対し同様の処理を行なって得られた複数のドプラスペクトラムデータを時間軸方向に配列することによりスペクトラム画像データを生成する。

【0004】

上述のパルスドプラスペクトラム法に対し連続波ドプラスペクトラム法では、診断対象部位の方向に対して超音波連続波の送受信を行ない、このとき得られる受信信号をフィルタリング処理して検出した血流ドプラ成分をFFT分析することによりCWドプラスペクトラムデータを生成する。そして、時系列的に得られる複数のCWドプラスペクトラムデータを時間軸方向に配列することによりスペクトラム画像データを生成する。

【0005】

上述のパルスドプラスペクトラム法によれば、サンプルゲートの適用により診断対象部位からの血流情報を選択的に抽出することが可能となる。しかしながら、計測可能な最大血流速度は超音波パルスの繰り返し周波数に依存し、速い血流速度の計測に際してはドプラスペクトラムデータに折り返り現象が発生するため正確な血流計測は困難となる。一方、連続波ドプラスペクトラム法によれば、距離分解能を有していないため診断対象部位からの血流情報のみを選択的に抽出することは不可能であるが、このとき得られるCWドプラスペクトラムデータには上述のような折り返り現象が発生しないため、速い血流速度の計測に広く用いられている。このようなドプラスペクトラムデータの収集位置や収集方向は、リアルタイム表示されるBモード画像データあるいはカラードプラ画像データの観測下において操作者がマニュアル設定し、設定された収集位置や収集方向を示すマーカは上述の画像データに重畳されて表示部に表示される。

【0006】

ところで、速い血流速度を有する部位（以下では、高流速部位と呼ぶ。）の血流計測を目的とする連続波ドプラ計測モードが適用された超音波検査の医師や検査技師（以下では、操作者と呼ぶ。）は、まず、被検体の診断対象部位に対するカラードプラモードの超音波走査によって得られたカラードプラ画像データを表示部において観察し、このカラードプラ画像データにおいて折り返り現象が発生している領域（例えば、モザイク状のパターンが発生している領域）あるいはその可能性を有している領域をマウスやトラックボール等の入力デバイスを用いて指定あるいは所定のマーカを配置することにより高流速部位の位置をマニュアル設定する。次いで、計測モードをカラードプラモードから連続波ドプラ計測モードに切り替えた後、前記高流速部位と交叉する走査方向に対する超音波送受信によって得られた受信信号に基づいて時系列的なCWドプラスペクトラムデータを生成し、

10

20

30

40

50

このCWドプラスペクトラムデータにおける最大ドプラ周波数に基づいて高流速部位における最大血流速度を計測する（例えば、特許文献1参照。）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平8-229039号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上述のように従来の連続波ドプラ計測モードにおける高流速部位の設定は、カラードプラ画像データを観測した操作者が入力部に設けられた入力デバイスを用いて行なってきた。一方、多くの被検体に対して超音波検査を行なわなくてはならない大きな医療施設においては、一人の被検体の超音波検査に要する時間を可能な限り短縮することが要求されている。そして、このような医療施設において上述のような高流速部位のマニュアル設定を含む連続波ドプラ計測モードの超音波検査が行なわれる場合、検査効率が著しく低下するのみならず医師や検査技師の負担が増大するという問題点を有していた。

10

【0009】

本発明は、上述の問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、カラードプラ画像データの血流速度情報に基づいて検出した高流速部位の方向に連続波ドプラ計測モードの超音波送受信方向を容易かつ正確に設定することが可能な超音波診断装置及び血流速度計測用制御プログラムを提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するために、実施形態に係る超音波診断装置は、被検体に対する超音波パルスの送受信によって得られた受信信号に基づいてカラードプラ画像データを生成する超音波診断装置において、前記カラードプラ画像データの流速値データと所定の閾値とを比較し、前記閾値より大きな流速値を有する高流速部位を検出する高流速部位検出手段と、前記高流速部位と交叉する超音波連続波の送受信方向をCW走査方向として設定するCW走査方向設定手段と、前記CW走査方向に対する超音波連続波の送受信を制御する走査制御手段と、前記超音波連続波の送受信によって得られた受信信号に基づいてCWドプラ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手段とを備えた。

30

【0011】

又、実施形態に係る血流速度計測用制御プログラムは、被検体に対する超音波パルスの送受信によって得られた受信信号に基づいてカラードプラ画像データを生成する超音波診断装置に対し、前記カラードプラ画像データの流速値データと所定の閾値とを比較し、前記閾値より大きな流速値を有する高流速部位を検出する高流速部位検出機能と、前記高流速部位と交叉する超音波連続波の送受信方向をCW走査方向として設定するCW走査方向設定機能と、前記CW走査方向に対する超音波連続波の送受信を制御する走査制御機能と、前記超音波連続波の送受信によって得られた受信信号に基づいてCWドプラ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機能とを実行させる。

40

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、カラードプラ画像データの血流速度情報に基づいて検出した高流速部位の方向に連続波ドプラ計測モードの超音波送受信方向を容易かつ正確に設定することが可能となる。このため、連続波ドプラ計測モードを適用した超音波検査の効率が改善され、操作者の負担を大幅に軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び超音波データ生成部の具体的な

50

構成を示すブロック図。

【図3】同実施例の超音波診断装置が備える画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図4】同実施例において生成されるCWドプラスペクトラムデータ及びスペクトラム画像データを説明するための図。

【図5】同実施例における高流速部位の位置を示す高流速部位マーカとこの高流速部位と交叉するCW走査方向を示すCW走査マーカを説明するための図。

【図6】同実施例の表示部において表示されるスペクトラム画像データの具体例を示す図。

【図7】同実施例における最大血流速度の計測手順を示すフローチャート。

10

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0015】

以下に述べる本実施例の超音波診断装置では、被検体に対しBモード及びカラードブラモードの超音波走査を行なってBモード画像データ及びカラードブラ画像データを生成すると共に、カラードブラモードにおいて得られる2次元的な流速値データと所定閾値との比較により高流速部位を検出する。次いで、この高流速部位と交叉する連続波ドブラ計測モード（以下では、CWドブラモードと呼ぶ。）の走査方向（以下では、CW走査方向と呼ぶ。）に対する超音波送受信によって時系列的なCWドプラスペクトラムデータを生成し、このCWドプラスペクトラムデータの各々における最大ドブラ周波数を計測する。そして、時間的に変化する最大ドブラ周波数の極大値に基づいて計測した前記高流速部位における最大血流速度の情報と極大値の位置を示す極大値マーカをCWドプラスペクトラムデータに基づいて生成したスペクトラム画像データに付加して表示部に表示する。

20

【0016】

この場合、上述の流速値データに基づいて自動検出された高流速部位を示す高流速部位マーカがカラードブラ画像データが重畳されたBモード画像データ（以下では、Bモード/カラードブラ画像データと呼ぶ。）に付加され、CWドプラスペクトラムデータにおいて自動計測された最大ドブラ周波数の極大値を示す極大値マーカがスペクトラム画像データに付加され表示部において夫々表示される。そして、操作者は、これらの画像データを観察することにより高流速部位の自動検出及び極大値の自動計測が正確に行なわれたか否かを判定し、不正確な場合には、これらの画像データに付加されている高流速部位マーカ及び極大値マーカの位置を入力部の入力デバイスを用いて更新することにより正確な高流速部位及び極大値の設定を行なう。

30

【0017】

（装置の構成）

本発明の実施例における超音波診断装置の構成と機能につき図1乃至図6を用いて説明する。尚、図1は、本実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2及び図3は、この超音波診断装置が備える送受信部/超音波データ生成部及び画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図である。

40

【0018】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体の体内に送信超音波（超音波パルス及び超音波連続波）を放射し、この送信超音波によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数個の振動素子が配列された超音波プローブ3と、前記被検体の所定方向に対して送信超音波を放射するための駆動信号を前記振動素子に供給し、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部2と、Bモード/カラードブラモード及びCWドブラモードの各計測モードにて得られる整相加算後の受信信号を処理してBモードデータ、カラードブラデータ及びCWドプラスペクトラムデータを生成する超音波データ生成部4と、超音波データ生成部4において得ら

50

れるBモードデータ及びカラードブラデータを超音波送受信方向(走査方向)に対応させて保存することにより2次元的なBモード画像データ及びカラードブラ画像データを生成し、更に、後述のCW走査方向設定部7によって設定されたCWドブラモードの超音波送受信方向(CW走査方向)に対する超音波連続波の送受信によって得られる時系列的なCWドブラスペクトラムデータを時間軸方向に順次保存することによりスペクトラム画像データを生成する画像データ生成部5を備えている。

【0019】

又、超音波診断装置100は、画像データ生成部5に設けられた後述の流速値データ生成部52に保存されている血流の2次元的な流速値データと所定の閾値との比較によりカラードブラモードでは計測が困難な速い血流速度を有する部位(高流速部位)を検出する高流速部位検出部6と、この高流速部位と交叉したCW走査方向を設定するCW走査方向設定部7と、CW走査方向にて時系列的に得られたCWドブラスペクトラムデータにおける最大ドブラ周波数の極大値に基づいて高流速部位における最大血流速度を計測する最大流速計測部8と、高流速部位の位置を示す高流速部位マーカ及びCW走査方向を示すCW走査マーカが付加されたBモード/カラードブラ画像データや最大ドブラ周波数の極大値を示す極大値マーカが付加されたスペクトラム画像データ等を表示する表示部9を備え、更に、Bモード/カラードブラモードにおける超音波走査の制御やCWドブラモードにおける超音波走査(即ち、CW走査方向に対する超音波送受信)の制御を行なう走査制御部10と、高流速部位の更新、極大値マーカの更新、計測モードの選択、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部11と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部12を備えている。

【0020】

超音波プローブ3は、配列されたN個の図示しない振動素子とその先端部に有し、前記先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電氣的な駆動信号を送信超音波に変換し、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。そして、これら振動素子の各々は、図示しないNチャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部2に接続されている。尚、本実施例では、N個の振動素子を有するセクタ走査用の超音波プローブ3について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブであっても構わない。

【0021】

次に、図2に示す送受信部2は、被検体の所定方向に対し送信超音波(即ち、Bモード/カラードブラモードにおける超音波パルス及びCWドブラモードにおける超音波連続波)を放射するための駆動信号を超音波プローブ3の振動素子へ供給する送信部21と、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する受信部22を備え、送信部21は、レートパルス発生器211、送信遅延回路212及び駆動回路213を備えている。

【0022】

レートパルス発生器211は、超音波パルスを送信超音波として用いるBモード及びカラードブラモードにおいて用いられ、被検体内に放射する送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスをシステム制御部12から供給される基準信号を分周することによって生成し送信遅延回路212へ供給する。

【0023】

送信遅延回路212は、例えば、超音波プローブ3に内蔵されたN個の振動素子の中から選択されたN_t個の送信用振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、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(超音波パルス)を集束するための集束用遅延時間と所定方向に対して前記送信超音波を放射するための偏向用遅延時間を設定する。

【0024】

駆動回路213は、超音波プローブ3に内蔵されたN_t個の送信用振動素子を駆動する

10

20

30

40

50

機能を有し、例えば、上述の集束用遅延時間と偏向用遅延時間が与えられたレートパルスに基づいてBモード及びカラードブラモードにおける駆動用パルスを生成し、更に、走査制御部10から直接供給される制御信号に基づいて所定の深さに送信超音波（超音波連続波）を収束するための集束用遅延時間と所定方向へ前記送信超音波を放射するための偏向用遅延時間を有するCWドブラモードの駆動用連続波を生成する。

【0025】

一方、受信部22は、超音波プローブ3に内蔵されたN個の振動素子の中から選択されたNr個の受信用振動素子に対応するNrチャンネルのプリアンプ221、A/D変換器222及び受信遅延回路223と加算器224を備え、Bモード/カラードブラモード及びCWドブラモードにおいて受信用振動素子からプリアンプ221を介して供給されたNrチャンネルの受信信号はA/D変換器222にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路223に送られる。

10

【0026】

受信遅延回路223は、所定の深さからの受信超音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222から出力されるNrチャンネルの受信信号の各々に与え、加算器224は、受信遅延回路223から出力されるNrチャンネルの受信信号を加算合成する。即ち、受信遅延回路223と加算器224により、所定方向からの受信超音波に対応した受信信号は整相加算される。

【0027】

20

次に、超音波データ生成部4は、受信部22の加算器224から出力されるBモードの受信信号を処理してBモードデータを生成するBモードデータ生成部41と、カラードブラモード及びCWドブラモードの受信信号を直交検波してドブラ信号を検出するドブラ信号検出部42と、カラードブラモードにおいて検出されたドブラ信号に基づいてカラードブラデータを生成するカラードブラデータ生成部43と、CWドブラモードにおいて検出されたドブラ信号に基づいてCWドブラ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。

【0028】

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224から供給される整相加算後の受信信号を包絡線検波し、対数変換器412は、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換してBモードデータを生成する。

30

【0029】

ドブラ信号検出部42は、 $1/2$ 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、受信部22の加算器224から供給される受信信号を直交検波して実部と虚部とからなる複素型のドブラ信号を検出する。

【0030】

一方、カラードブラデータ生成部43は、ドブラ信号記憶回路431、MTIフィルタ432及び自己相関演算器433を備え、同一方向に対する複数回の超音波走査においてドブラ信号検出部42から出力されるドブラ信号はドブラ信号記憶部431に順次保存される。次いで、高域通過用のデジタルフィルタであるMTIフィルタ432は、当該被検体の同一部位にて収集された時系列的なドブラ信号をドブラ信号記憶部431から読み出し、これらのドブラ信号に含まれている臓器の呼吸性移動や拍動性移動等に起因した成分（クラッタ成分）を除去する。そして、自己相関演算器433は、MTIフィルタ432によって血流情報のみが抽出されたドブラ信号に対し自己相関演算を行なって血流の平均流速値や血流速度の乱れを示す速度分散値をカラードブラデータとして算出する。

40

【0031】

一方、スペクトラムデータ生成部44は、図示しない演算処理部と記憶部を有したFFT分析器441を備え、CW走査方向に対する超音波送受信によって得られた受信信号に

50

対してドブラ信号検出部 4 2 が検出した複素型のドブラ信号は前記記憶部に保存される。そして、前記演算処理部は、前記記憶部に保存された所定期間のドブラ信号に対し F F T 分析を行なって時系列的な C W ドブラスペクトラムデータを生成する。

【 0 0 3 2 】

次に、図 1 に示した画像データ生成部 5 の具体的な構成につき図 3 のブロック図を用いて説明する。この画像データ生成部 5 は、図 3 に示すように、B モード画像データ生成部 5 1、流速値データ生成部 5 2、分散値データ生成部 5 3、カラードブラ画像データ生成部 5 4 及びスペクトラム画像データ生成部 5 5 を備えている。

【 0 0 3 3 】

B モード画像データ生成部 5 1 は、図示しない記憶回路を備え、超音波データ生成部 4 の B モードデータ生成部 4 1 から走査方向単位で順次供給される対数変換後の受信信号 (B モードデータ) を前記記憶回路に保存して B モード画像データを生成する。

【 0 0 3 4 】

同様に、流速値データ生成部 5 2 及び分散値データ生成部 5 3 も図示しない記憶回路を備え、流速値データ生成部 5 2 は、超音波データ生成部 4 のカラードブラデータ生成部 4 3 にて算出されるドブラ信号の中心周波数に基づいた血流の平均流速値を前記記憶回路に保存して 2 次元の流速値データを生成し、分散値データ生成部 5 3 は、カラードブラデータ生成部 4 3 にて算出されるドブラ信号の周波数分布に基づいた速度分散値を前記記憶回路に保存して 2 次元の分散値データを生成する。

【 0 0 3 5 】

そして、図示しない演算処理部を有するカラードブラ画像データ生成部 5 4 は、流速値データ生成部 5 2 から供給される流速値データ及び分散値データ生成部 5 3 から供給される分散値データを受信し、これらのデータが有する平均流速値及び速度分散値に対応した色情報に基づいてカラードブラ画像データを生成する。例えば、血流の平均流速値に対応した明度情報と速度分散値に対応した色相情報を各々の画素に設定することにより平均流速値と速度分散値の同時観測が可能なカラードブラ画像データを生成する。

【 0 0 3 6 】

一方、スペクトラム画像データ生成部 5 5 は、図示しない記憶回路を備え、超音波データ生成部 4 のスペクトラムデータ生成部 4 4 が C W 走査方向から得られた受信超音波のドブラ成分に基づいて生成した時系列的な C W ドブラスペクトラムデータを時間軸方向に配列してスペクトラム画像データを生成する。

【 0 0 3 7 】

再び、図 1 へ戻って、高流速部位検出部 6 は、図 3 に示した画像データ生成部 5 の流速値データ生成部 5 2 において生成された 2 次元的な血流の流速値データと予め設定された閾値 とを比較し、閾値 より大きな平均流速値を有する流速値データの画素を高流速部位として検出する。尚、閾値 より大きな平均流速値を有する連続した複数の画素あるいは離散的な複数の画素が存在する場合、これらの画素の中心位置を計測することにより高流速部位を検出する方法が好適であるが特に限定されない。そして、C W 走査方向設定部 7 は、高流速部位検出部 6 によって検出された高流速部位と交叉する超音波送受信方向 (即ち、超音波プローブ 3 の先端部中央と前記高流速部位とを結ぶ方向) を C W 走査方向として設定する。

【 0 0 3 8 】

一方、最大流速計測部 8 は、超音波データ生成部 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 C W ドブラスペクトラムデータの各々における最大ドブラ周波数を計測し、更に、時間的に変化する最大ドブラ周波数の極大値を計測する。尚、C W ドブラスペクトラムデータにおける最大ドブラ周波数を自動計測する具体的な方法は、例えば、上述の特許文献 1 (特開平 8 - 2 2 9 0 3 9 号公報) 等に記載されているため、詳細な説明は省略する。そして、計測された最大ドブラ周波数の極大値に基づいて最大血流速度を計測し、得られた最大血流速度の計測結果は、極大値の位置情報 (即ち、極大値の大きさ (周波数) 及び発生タイミング (極大値時刻)) と共に表示部 9 へ供給される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

又、極大値を示す後述の極大値マーカが付加されたスペクトラム画像データが表示部 9 のモニタ 9 2 に表示され、この極大値マーカの位置が入力部 1 1 の入力デバイスを用いて更新された場合、入力部 1 1 からシステム制御部 1 2 を介して極大値マーカの新たな位置情報を受信した最大流速計測部 8 は、この位置情報に対応するスペクトラム画像データのドプラ周波数に基づいて最大血流速度を再度計測する。そして、新たに得られた最大血流速度の計測結果は、更新された極大値マーカの位置情報と共に表示部 9 へ供給される。

【 0 0 4 0 】

尚、上述の最大血流速度 (V_{max}) は、最大ドプラ周波数によって一義的に決定され、極大値時刻における最大ドプラ周波数を $f_p(max)$ 、高流速部位における血流方向と CW 走査方向との交叉角度を ϕ 、生体内の超音波速度を C 、超音波周波数を f_o とすれば次式 (1) に基づいて算出することができる。

【 数 1 】

$$V_{max} = \frac{C \cdot f_p(max)}{2f_o \cdot \cos\phi} \quad \dots (1)$$

【 0 0 4 1 】

図 4 (a) は、スペクトラムデータ生成部 4 4 において生成された CW ドプラスペクトラムデータ A_x に対して最大流速計測部 8 が計測した最大ドプラ周波数 f_p を示している。一方、図 4 (b) は、画像データ生成部 5 のスペクトラム画像データ生成部 5 5 が、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 CW ドプラスペクトラムデータ A_x を時間軸方向に配列して生成したスペクトラム画像データ B_x 、最大流速計測部 8 によって計測された最大ドプラ周波数 f_p の時間的変化を示すトレンドデータ C_x 及びこの最大ドプラ周波数 f_p のトレンドデータが極大値 ($f_p(max)$) を示す極大値時刻 T_p を示している。

【 0 0 4 2 】

次に、図 1 に示す表示部 9 は、表示データ生成部 9 1 とモニタ 9 2 を備え、画像データ生成部 5 において生成された B モード画像データ、カラードプラ画像データ及びスペクトラム画像データを用いて表示データを生成する機能を有している。例えば、B モード / カラードプラモードでは、カラードプラ画像データが重畳された B モード / カラードプラ画像データに高流速部位を示す高流速部位マーカ及び CW 走査方向を示す CW 走査マーカが付加された表示データを生成し、CW ドプラモードでは、スペクトラム画像データに最大ドプラ周波数 f_p の極大値 $f_p(max)$ を示す極大値マーカやこの極大値 $f_p(max)$ に基づいて算出された最大血流速度 V_{max} (式 (1) 参照) の情報が付加された表示データを生成する。そして、得られたこれらの表示データは、所定の表示フォーマットに変換され、更に、被検体情報等の付帯情報が付加されてモニタ 9 2 に表示される。

【 0 0 4 3 】

図 5 は、心臓の僧坊弁近傍において検出された高流速部位の位置を示す高流速部位マーカ M_h とこの高流速部位と交叉する CW 走査方向を示す CW 走査マーカ M_s を示している。一般に、図 5 に示すような僧坊弁 M_v に閉鎖不全がある場合、心筋の収縮によって高い圧力が印加された左心室 L_v の血流は、閉鎖不全により生じた僧坊弁 M_v の狭い開口を介して左心房 L_a へ逆流し、このとき、僧坊弁 M_v の近傍に高流速部位が形成される。

【 0 0 4 4 】

このような高流速部位における血流計測を行なう場合、所定の繰り返し周期 (レート周期) を有した送信超音波 (超音波パルス) が用いられる通常のカラードプラモードでは、計測可能な最大血流速度は繰り返し周期によって制約されるため定量的な計測が困難となる場合が多い。このため、カラードプラモードの計測限界を超える高流速の血流計測では、既に述べたように、計測限界を有さない CW ドプラモードが適用される。

【 0 0 4 5 】

高流速血流の計測を目的とした本実施例では、先ず、画像データ生成部 5 において生成

10

20

30

40

50

されたBモード画像データ B_i にカラードプラ画像データ C_i が重畳されたBモード/カラードプラ画像データが表示部9のモニター92に表示され、このときカラードプラ画像データ C_i において、例えば、モザイク状に表示される高流速部位が画像データ生成部5の流速値データ生成部52によって生成される流速値データに基づいて検出される。そして、この高流速部位を示す高流速部位マーカ M_h と前記高流速部位と交叉するCW走査方向を示すCW走査マーカ M_s が上述のBモード/カラードプラ画像データに付加されてモニター92に表示される。

【0046】

一方、図6は、表示部9のモニター92に表示された本実施例におけるスペクトラム画像データの具体例を示したものであり、図4において既に述べたように、スペクトラム画像データ B_x は、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CWドプラスペクトラムデータを時間軸方向に配列することによって生成される。そして、このスペクトラム画像データ B_x には、時間的に変化する最大ドプラ周波数 f_p の極大値(最大ドプラ周波数 $f_p(\max)$)を示す極大値マーカ M_m が付加され、更に、最大ドプラ周波数 $f_p(\max)$ に基づいて得られた最大血流速度 V_{max} の計測結果が所定の位置に配置される。

【0047】

一方、図1の走査制御部10は、Bモード画像データ及びカラードプラ画像データの収集を目的とした超音波走査の制御や高流速部位におけるスペクトラム画像データの収集を目的とした超音波走査の制御を行なう。特に、スペクトラム画像データの収集に際しては、高流速部位検出部6から供給される高流速部位の位置情報あるいは入力部11から供給される高流速部位の更新情報に基づいてCW走査方向設定部7が設定した前記高流速部位と交叉するCW走査方向の設定情報を受信し、この設定情報に基づいて送信部21の送信遅延回路212及び受信部22の受信遅延回路223における遅延時間を制御する。

【0048】

入力部11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、Bモード/カラードプラモードやCWドプラモードの選択を行なう計測モード選択機能111、高流速部位検出部6によって設定された高流速部位の位置を更新する高流速部位更新機能112、スペクトラム画像データに付加された極大値マーカの位置を更新する極大値マーカ更新機能113を有している。更に、被検体情報の入力、各種画像データの生成条件及び表示条件の設定、流速値データに対する閾値の設定、各種コマンド信号の入力等も上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

【0049】

システム制御部12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11から入力/設定/選択された上述の情報は前記記憶回路に保存される。一方、前記CPUは、これらの情報に基づいて超音波診断装置100が有する各ユニットやシステム全体を統括的に制御し、高流速部位の検出及びこの高流速部位におけるスペクトラム画像データの生成と表示、更には、前記スペクトラム画像データに基づく最大血流速度の計測を行なう。

【0050】

(最大血流速度の計測手順)

次に、本実施例の高流速部位における最大血流速度の計測手順につき図7のフローチャートに沿って説明する。

【0051】

当該被検体に対する超音波検査に先立ち、超音波診断装置100の操作者は、入力部11において被検体情報の入力、各種画像データの生成条件及び表示条件の設定、流速値データに対する閾値の設定等を行ない(図7のステップS1)、更に、計測モードとしてBモード/カラードプラモードの選択を行なう(図7のステップS2)。

【0052】

10

20

30

40

50

次いで、操作者は、超音波プローブ3の先端部を被検体体表面の所定位置に固定し、最初の走査方向（図2の1方向）に対してBモードデータ及びカラードブラデータを収集するための超音波送受信を行なう。即ち、走査方向1に対するBモードデータの収集に際し図2のレートパルス発生器211は、システム制御部12から供給される基準信号を分周することによってレートパルスを生成し、送信遅延回路212は、レートパルス発生器211から供給されたレートパルスに対し送信超音波（超音波パルス）を所定の深さに集束するための遅延時間と、走査方向1に放射するための遅延時間を与えてNtチャンネルの駆動回路213へ供給する。そして、駆動回路213は、このレートパルスに基づいて生成した駆動信号を超音波プローブ3に配列されたNt個の送信用振動素子に供給して走査方向1に対し超音波パルスを放射する。

10

【0053】

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、この超音波パルス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ブラ偏移を受ける。

【0054】

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に設けられたNr個の受信用振動素子によって電気信号（受信信号）に変換され、受信部22におけるNrチャンネルの独立なプリアンプ221にて所定の大きさに増幅された後、A/D変換器222にてデジタル信号に変換される。そして、デジタル変換後の受信信号が供給された受信遅延回路223は、走査制御部10から供給される走査制御信号に基づいて設定した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、走査方向1からの受信超音波（超音波反射波）に対し強い受信指向性を設定するための遅延時間を前記受信信号に与える。

20

【0055】

そして、上述の遅延時間が与えられたNrチャンネルの受信信号は、加算器224において整相加算された後、超音波データ生成部4のBモードデータ生成部41において包絡線検波と対数変換がなされ画像データ生成部5のBモード画像データ生成部51が有する記憶回路に保存される。

【0056】

一方、走査方向1に対するカラードブラデータの収集に際しては、上述と同様の手順により走査方向1に対して連続した複数回の超音波送受信を行ない、このとき得られた受信信号に基づいて血流の平均流速値や速度分散値を算出する。

30

【0057】

即ち、ドブラ信号検出部42のミキサ422及びLPF423は、走査方向1に対して行なわれる複数回の超音波送受信の各々において受信部22の加算器224から出力される受信信号を直交検波して実部及び虚部からなる複素型のドブラ信号を検出し、得られたドブラ信号をカラードブラデータ生成部43のドブラ信号記憶回路431に順次保存する。次いで、カラードブラデータ生成部43のMTIフィルタ432は、ドブラ信号記憶回路431に保存されたドブラ信号の中から所定の位置（深さ）にて得られた時系列的な複数のドブラ信号を抽出する。そして、抽出されたドブラ信号に対してフィルタリング処理を行ない、例えば、心筋等の運動によって生ずる組織ドブラ成分（クラッタ成分）を排除し、血流の流れに起因する血流ドブラ成分を抽出する。

40

【0058】

一方、クラッタ成分が排除されたドブラ信号の供給を受けた自己相関演算器433は、このドブラ信号を用いて自己相関演算を行ない、更に、この演算結果に基づいて血流の平均速度値や速度分散値等を算出する。このような演算を走査方向1の他の位置（深さ）に対しても行ない、得られた走査方向1のカラードブラデータ（即ち、血流の平均速度値及び速度分散値）は、画像データ生成部5の流速値データ生成部52及び分散値データ生成部53が有する記憶回路に保存される。

【0059】

50

走査方向 1 に対する B モードデータ及びカラードブラデータの生成と保存が終了したならば走査方向 2 乃至走査方向 P に対しても同様な超音波送受信を行ない、このとき得られた B モードデータ及びカラードブラデータも、画像データ生成部 5 の B モード画像データ生成部 5 1、流速値データ生成部 5 2 及び分散値データ生成部 5 3 に順次保存される。即ち、B モード画像データ生成部 5 1 の記憶回路には 2 次元的な B モード画像データが生成され、流速値データ生成部 5 2 及び分散値データ生成部 5 3 の記憶回路には平均流速値の 2 次元分布を示す流速値データ及び速度分散値の 2 次元分布を示す分散値データが生成される。そして、カラードブラ画像データ生成部 5 4 は、流速値データ生成部 5 2 及び分散値データ生成部 5 3 から供給される平均流速値及び速度分散値に対応した色情報に基づいてカラードブラ画像データを生成する。

10

【 0 0 6 0 】

一方、表示部 9 の表示データ生成部 9 1 は、画像データ生成部 5 の B モード画像データ生成部 5 1 から供給される B モード画像データにカラードブラ画像データ生成部 5 4 から供給されるカラードブラ画像データを重畳して B モード/カラードブラ画像データを生成しモニタ 9 2 に表示する (図 7 のステップ S 3)。このようなステップ S 3 の手順を繰り返すことにより、表示部 9 のモニタ 9 2 には、B モード/カラードブラ画像データがリアルタイム表示される。

【 0 0 6 1 】

一方、高流速部位検出部 6 は、画像データ生成部 5 の流速値データ生成部 5 2 において生成された 2 次元的な血流の流速値データと入力部 1 1 において予め設定された閾値とを比較し、閾値 より大きな平均流速値を有する流速値データの画素を高流速部位として検出する (図 7 のステップ S 4)。次いで、CW 走査方向設定部 7 は、この高流速部位と交叉する超音波走査方向を CW 走査方向として設定し、これらの設定情報を受信した表示部 9 の表示データ生成部 9 1 は、上述のステップ S 3 において生成した B モード/カラードブラ画像データに高流速部位を示す高流速部位マーカ及び CW 走査方向を示す CW 走査マーカを付加してモニタ 9 2 に表示する (図 7 のステップ S 5)。

20

【 0 0 6 2 】

次に、操作者は、高流速部位マーカ及び CW 走査マーカが重畳されて表示部 9 のモニタ 9 2 に表示された B モード/カラードブラ画像データを観察することにより高流速部位が正しく検出されたか否かを判定し、正しく検出されていない場合には、入力部 1 1 に設けられた高流速部位更新機能 1 1 2 を用いて高流速部位マーカを B モード/カラードブラ画像データ上の好適な位置へ更新する (図 7 のステップ S 6)。次いで、入力部 1 1 からシステム制御部 1 2 を介して上述の更新情報を受信した CW 走査方向設定部 7 は、更新された高流速部位と交叉する CW 走査方向を新たに設定する。そして、新たに設定された CW 走査方向を示す CW 走査マーカは更新後の高流速部位を示す高流速部位マーカと共に B モード/カラードブラ画像データに重畳されて表示部 9 のモニタ 9 2 に表示される (図 7 のステップ S 5)。

30

【 0 0 6 3 】

一方、上述のステップ S 5 において高流速部位が正しく検出されていることを確認したならば、操作者は、入力部 1 1 の計測モード選択機能 1 1 1 を用いて CW ドブラモードを選択する (図 7 のステップ S 7)。そして、走査制御部 1 0 は、入力部 1 1 からシステム制御部 1 2 を介して供給される CW ドブラモードの選択情報と CW 走査方向設定部 7 からシステム制御部 1 2 を介して供給される CW 走査方向 (即ち、上述の高流速部位と交叉する CW 走査方向) の設定情報を受信し、送信部 2 1 の送信遅延回路 2 1 2 及び受信部 2 2 の受信遅延回路 2 2 3 に対し前記 CW 走査方向に送信超音波を放射するための遅延時間を設定する。

40

【 0 0 6 4 】

次いで、システム制御部 1 2 は、送受信部 2 の各ユニットを制御してスペクトラム画像データの収集を目的とした CW ドブラモードの超音波送受信を上述の CW 走査方向に対して行なう。そして、CW 走査方向 (例えば、図 2 の x) から得られた超音波反射波に対

50

する加算器 2 2 4 の出力信号（受信信号）はドブラ信号検出部 4 2 に供給される。

【 0 0 6 5 】

ドブラ信号検出部 4 2 は、前記受信信号に対し直交検波を行なって検出した時系列的なドブラ信号をスペクトラムデータ生成部 4 4 の F F T 分析器 4 4 1 が備える記憶回路に一旦保存する。一方、F F T 分析器 4 4 1 の演算回路は、前記記憶回路に保存された所定期間のドブラ信号を F F T 分析して C W ドブラスペクトラムデータを生成し、画像データ生成部 5 のスペクトラム画像データ生成部 5 5 が備える記憶回路に保存する。

【 0 0 6 6 】

同様にして、F F T 分析器 4 4 1 は、後続して得られる所定期間のドブラ信号に対しても F F T 分析を行なって C W ドブラスペクトラムデータを生成し、前記記憶回路に逐次保存する。即ち、スペクトラム画像データ生成部 5 5 は、時系列的に生成された C W ドブラスペクトラムデータを自己の記憶回路において時間軸方向に配列することによりスペクトラム画像データを生成する（図 7 のステップ S 8 ）。

【 0 0 6 7 】

一方、最大流速計測部 8 は、超音波データ生成部 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 C W ドブラスペクトラムデータの各々における最大ドブラ周波数を計測し、更に、時間的に変化する最大ドブラ周波数の極大値を計測する（図 7 のステップ S 9 ）。そして、計測された最大ドブラ周波数の極大値に基づいて最大血流速度を計測し（図 7 のステップ S 1 0 ）、得られた最大血流速度の計測結果は、極大値の位置情報と共に表示部 9 へ供給される。

【 0 0 6 8 】

表示部 9 は、上述のステップ 8 において生成されたスペクトラム画像データに極大値の位置情報に基づいて生成した極大値マーカや最大血流速度の計測結果、更には、被検体情報等の付帯情報を付加してモニター 9 2 に表示する（図 7 のステップ S 1 1 ）。

【 0 0 6 9 】

次に、操作者は、上述の極大値マーカが付加されて表示部 9 に表示されたスペクトラム画像データを観察することによって極大値マーカの位置が適切か否かを判定し、その位置が不適切な場合には、入力部 1 1 に設けられた極大値マーカ更新機能 1 1 3 を用いて極大値マーカをスペクトラム画像データ上の好適な位置へ更新する（図 7 のステップ S 1 2 ）。

【 0 0 7 0 】

そして、更新された極大値マーカの位置情報を受信した最大流速計測部 8 は、この極大値マーカの位置に対応するドブラ周波数に基づいて最大血流速度を再度計測し、このとき得られた最大血流速度の計測結果と更新された極大値マーカはスペクトラム画像データに付加されて表示部 9 のモニター 9 2 に表示される（図 7 のステップ S 1 0 及び S 1 1 ）。

【 0 0 7 1 】

以上述べた本実施例によれば、カラードブラ画像データの血流速度情報に基づいて検出した高流速部位に対し C W ドブラモードの超音波送受信方向（C W 走査方向）を容易かつ正確に設定することが可能となる。このため、C W ドブラモードを適用した超音波検査の効率が改善され、操作者の負担を大幅に軽減することができる。

【 0 0 7 2 】

特に、平均流速値の 2 次元分布を示す流速値データと所定閾値との比較により高流速部位を短時間で自動検出することができるため、リアルタイムで収集されるカラードブラ画像データの各々における高流速部位の検出が可能となり、従って、その位置が変動するような高流速部位に対しても好適な C W 走査方向を常時設定することができる。

【 0 0 7 3 】

又、高流速部位の位置を示す高流速部位マーカは、B モード / カラードブラ画像データに付加されて表示部に表示されるため、高流速部位の検出が正確に行なわれているか否かをモニタリングすることが可能となり、更に、高流速部位更新機能を有した入力部を備えているため、高流速部位の検出が正しく行なわれない場合には、高流速部位更新機能を用

10

20

30

40

50

いて高流速部位マーカを移動させることによりCW走査方向を好適な方向に設定することができる。

【0074】

一方、上述の実施例によれば、最大血流速度は、高流速部位に対するCWドプラモードの超音波送受信によって得られるCWドプラスペクトラムデータの最大ドプラ周波数及び時間的に変化する前記最大ドプラ周波数の極大値に基づいて自動計測されるため、CWドプラモードにおける検査効率を更に改善することができる。

【0075】

又、最大ドプラ周波数の極大値を示す極大値マーカがスペクトラム画像データに付加されて表示部に表示されるため、最大ドプラ周波数及びその極大値の計測が正確に行なわれているか否かを判定することが可能となり、更に、極大値マーカ更新機能を有した入力部を備えているため、最大ドプラ周波数あるいは最大ドプラ周波数の極大値が正しく計測されていない場合には、極大値マーカ更新機能を用いて極大値マーカを好適な位置へ移動させることにより正確な最大血流速度を得ることができる。

【0076】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は、上述の実施例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、上述の実施例では、高流速部位検出部6による高流速部位の検出が正確に行なわれない場合、Bモード/カラードプラ画像データに付加された高流速部位マーカを入力部11に設けられた高流速部位更新機能112を用いて移動させることにより高流速部位を好適な位置に更新し、更新後の高流速部位と交叉するCW走査方向をCW走査方向設定部7によって設定する場合について述べたが、高流速部位更新機能112に替わるCW走査方向更新機能を入力部11に設け、Bモード/カラードプラ画像データに付加されたCW走査マーカを前記CW走査方向更新機能を用いて好適な方向へ更新させてもよい。

【0077】

又、上述の実施例では、カラードプラ画像データが重畳されたBモード画像データ(Bモード/カラードプラ画像データ)にCW走査マーカ及び高流速部位マーカを付加して表示部9に表示する場合について述べたが、カラードプラ画像データにCW走査マーカ及び高流速部位マーカを付加してもよい。

【0078】

更に、図5に示したように、CW走査マーカ及び高流速部位マーカをBモード/カラードプラ画像データに付加して表示する場合について述べたが、CW走査マーカあるいは高流速部位マーカの何れか一方を上述の画像データに付加しても構わない。例えば、入力部11の高流速部位更新機能112を用いて更新した高流速部位に基づいてCW走査方向を設定する場合には高流速部位マーカを画像データに付加し、CW走査方向更新機能を用いてCW走査方向を直接更新する場合にはCW走査マーカを画像データに付加してもよい。

【0079】

又、上述の実施例では、図6に示したように、スペクトラム画像データに極大値マーカを付加して表示する場合について述べたが、図4のように最大ドプラ周波数の時間的変化を示すトレンドデータを更に付加しても構わない。このトレンドデータの付加により極大値マーカの更新が更に容易となる。

【0080】

尚、上述の実施例では、被検体の診断対象部位(例えば、心臓)に対する2次元走査によって得られた2次元の流速値データに基づいて高流速部位の検出とCW走査方向の設定を行なう場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、前記診断対象部位に対する3次元走査によって得られた3次元の流速値データに基づいて高流速部位の検出とCW走査方向の設定を行なってもよい。

【符号の説明】

【0081】

2...送受信部

10

20

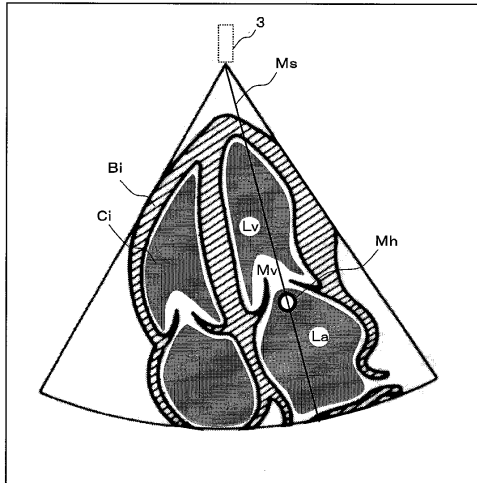
30

40

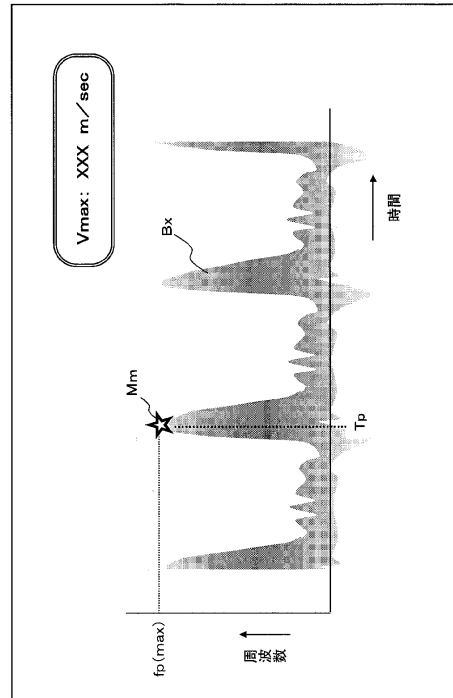
50

2 1 ...送信部	
2 2 ...受信部	
3 ...超音波プローブ	
4 ...超音波データ生成部	
4 1 ... Bモードデータ生成部	
4 2 ...ドブラ信号検出部	
4 3 ...カラードブラデータ生成部	
4 4 ...スペクトラムデータ生成部	
5 ...画像データ生成部	
5 1 ... Bモード画像データ生成部	10
5 2 ...流速値データ生成部	
5 3 ...分散値データ生成部	
5 4 ...カラードブラ画像データ生成部	
5 5 ...スペクトラム画像データ生成部	
6 ...高流速部位検出部	
7 ...CW走査方向設定部	
8 ...最大流速計測部	
9 ...表示部	
9 1 ...表示データ生成部	
9 2 ...モニタ	20
1 0 ...走査制御部	
1 1 ...入力部	
1 1 1 ...計測モード選択機能	
1 1 2 ...高流速部位更新機能	
1 1 3 ...極大値マーカ更新機能	
1 2 ...システム制御部	
1 0 0 ...超音波診断装置	

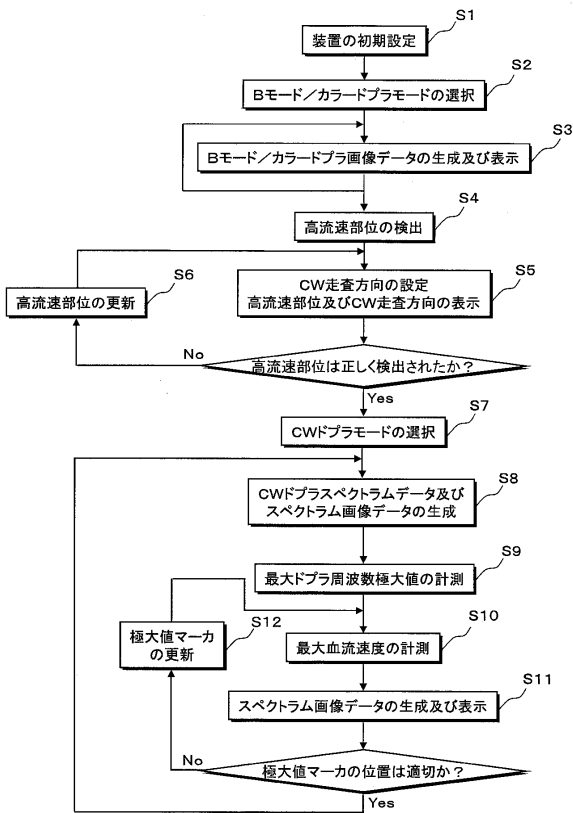
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (72)発明者 岩間 信行
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内
- (72)発明者 平野 亨
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内
- (72)発明者 神山 聡
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内

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開平06-125902(JP,A)
特開2002-306485(JP,A)
特開2001-286470(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	用于测量血流速度的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP5443082B2	公开(公告)日	2014-03-19
申请号	JP2009173738	申请日	2009-07-24
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	石塚正明 内海勲 岩間信行 平野亨 神山聡		
发明人	石塚 正明 内海 勲 岩間 信行 平野 亨 神山 聡		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DD26 4C601/DE02 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/HH03 4C601/JC11 4C601/KK31		
代理人(译)	藤原 康高		
其他公开文献	JP2011024782A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过自动检测高流速部分来提高CW多普勒模式的检测效率。
 ŽSOLUTION：在超声波诊断装置100中，高流速部分检测部分6通过将在彩色多普勒模式下通过超声波扫描获得的二维流速值数据与具有规定阈值的被检者进行比较来检测高流速部分。CW扫描方向设定部7设定与高流速部分交叉的连续波多普勒测量模式（CW多普勒模式）的扫描方向。然后，频谱数据生成部分44通过FFT分析将通过超声波发送/接收获得的多普勒信号生成到CW扫描方向的时间序列CW多普勒频谱数据，并且最高流速测量部分8测量每个频率的最大多普勒频率。一组时间序列CW多普勒频谱数据，并根据根据时间变化的最大多普勒频率的最大值测量高流速部分的最高血流速度。Ž

