

(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2008-279110

(P2008-279110A)

(43) 公開日 平成20年11月20日(2008.11.20)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)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 11 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2007-126679 (P2007-126679)
(22) 出願日 平成19年5月11日 (2007.5.11)(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 100109900
弁理士 堀口 浩
(72) 発明者 佐藤 吉幸
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内
最終頁に続く

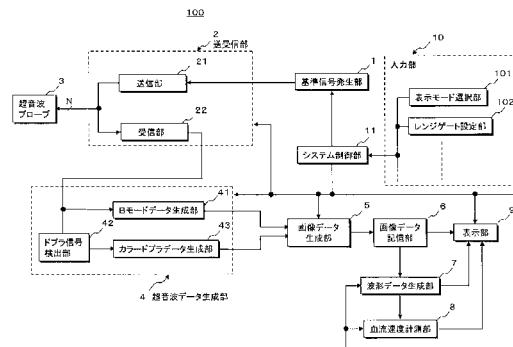
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び血流情報観測装置

(57) 【要約】

【課題】保存された時系列的なカラードプラ画像データを用い所望部位における血流波形データを生成する。

【解決手段】被検体に対し超音波走査を繰り返して得られた時系列的な画像データ(Bモード画像データ及びカラードプラ画像データ)を画像データ記憶部6に保存する。入力部10のレンジゲート設定部102は、前記画像データ記憶部6から読み出され表示部9に表示された上述の画像データの所望部位に対しレンジゲートを設定し、波形データ生成部7は、レンジゲートの位置情報に基づき画像データ記憶部6から順次読み出される時系列的なカラードプラ画像データの前記所望部位における画素値を抽出して血流波形データを生成する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対する超音波の送受信によって得られる受信信号のドブラ成分に基づいて血流情報の特性値を算出し、前記特性値を画素とする時系列的な複数の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、
前記時系列的な複数のカラードブラ画像データを保存する画像データ記憶手段と、
前記カラードブラ画像データの所望部位に対し所定サイズのレンジゲートを設定するレンジゲート設定手段と、
前記画像データ記憶手段から順次読み出された前記時系列的な複数のカラードブラ画像データの前記レンジゲートにおける画素の前記特性値に基づいて血流波形データを生成する波形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】

被検体に対する超音波の送受信により得られる受信信号のドブラ成分に基づいた血流情報の特性値を画素とする時系列的な複数のカラードブラ画像データを生成し、更に、前記カラードブラ画像データにおける前記特性値を色情報に変換して時系列的な複数の表示データを生成する超音波診断装置において、
前記時系列的な複数の表示データを保存する表示データ記憶手段と、
前記表示データの所望部位に対し所定サイズのレンジゲートを設定するレンジゲート設定手段と、
前記表示データ記憶手段から順次読み出された前記時系列的な複数の表示データの前記レンジゲートにおける画素の前記色情報を前記特性値に逆変換し、得られた前記特性値に基づいて血流波形データを生成する波形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。

20

【請求項 3】

前記レンジゲート設定手段は、前記カラードブラ画像データあるいは前記表示データに対して複数のレンジゲートを設定し、前記波形データ生成手段は、前記複数のレンジゲートの各々における前記画素の特性値に基づいて複数の血流波形データを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 4】

前記波形データ生成手段は、前記レンジゲートが設定された前記カラードブラ画像データあるいは前記表示データの画素における複数種類の特性値の各々に対応した複数の血流波形データを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記波形データ生成手段は、前記所定サイズのレンジゲートに含まれる複数画素の各々における前記特性値を演算して得られた平均特性値、最大特性値、最小特性値あるいは中央特性値の何れかをを用いて前記血流波形データを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 6】

血流速度計測手段を備え、前記血流速度計測手段は、前記レンジゲート設定手段が前記カラードブラ画像データあるいは前記表示データの血管部位に対して設定した複数のレンジゲートに基づいて前記波形データ生成手段が生成した複数の血流波形データの時間的シフト量とレンジゲート間距離とから前記血管部位における血流速度を計測することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

40

【請求項 7】

表示手段を備え、前記表示手段は、前記波形データ生成手段が生成した前記血流波形データを前記カラードブラ画像データあるいは前記表示データと共に表示することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 8】

50

表示手段を備え、前記表示手段は、前記波形データ生成手段が生成した前記血流波形データ及び前記血流速度計測手段が計測した前記血流速度の計測結果の少なくとも何れかを前記カラードブラ画像データあるいは前記表示データと共に表示することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記血流情報の特性値は、血流の平均流速値、分散値及びパワー値の少なくとも何れかであることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 10】

被検体に対する超音波の送受信によって得られた受信信号のドブラ成分に基づいて血流情報の特性値を算出し、前記特性値を画素としたカラードブラ画像データを生成する超音波診断装置によって収集された時系列的な複数の前記カラードブラ画像データを保存する画像データ記憶手段と、
前記カラードブラ画像データの所望部位に対し所定サイズのレンジゲートを設定するレンジゲート設定手段と、
前記画像データ記憶手段から順次読み出された前記時系列的な複数のカラードブラ画像データの前記レンジゲートにおける画素の前記特性値に基づいて血流波形データを生成する波形データ生成手段と、
前記血流波形データを表示する表示手段とを
備えたことを特徴とする血流情報観測装置。

【請求項 11】

被検体に対する超音波の送受信により得られた受信信号のドブラ成分に基づいた血流情報の特性値を画素とするカラードブラ画像データを生成し、更に、前記カラードブラ画像データにおける前記特性値を色情報に変換して表示データを生成する超音波診断装置によって収集された時系列的な複数の前記表示データを保存する表示データ記憶手段と、
前記表示データの所望部位に対し所定サイズのレンジゲートを設定するレンジゲート設定手段と、
前記表示データ記憶手段から順次読み出された前記時系列的な複数の表示データの前記レンジゲートにおける画素の前記色情報を前記特性値に逆変換し、得られた前記特性値に基づいて血流波形データを生成する波形データ生成手段と、
前記血流波形データを表示する表示手段とを
備えたことを特徴とする血流情報観測装置。

【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情報観測装置に係り、特に、保存された時系列的な画像データに基づいて被検体の所望部位における血流情報の時間的変化の観察を可能とする超音波診断装置及び血流情報観測装置に関する。

【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超音波反射波を前記超音波振動子により受信して画像データ等の生成と表示を行なうものである。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（超音波断層像）が容易に観察できるため、生体臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

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なものとなっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

一方、被検体の所望部位における血流速度を定量的且つ正確に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、前記所望部位に対し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基づく受信信号に対して、超音波送受信に使用した振動素子の共振周波数と略等しい周波数の基準信号を用いて直交位相検波し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、得られたドブラ信号を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する。

【 0 0 0 5 】

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り、時系列的なドブラスペクトラムデータが生成される。尚、一般には、被検体の所望部位にレンジゲートを正確に設定するために、レンジゲートの設定はBモード画像データの観測下にて行なわれ、レンジゲートの位置はレンジマーカとしてBモード画像データ上に表示される。

【 0 0 0 6 】

上述の方法によって得られる時系列的なドブラスペクトラムデータは、通常、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）として生成され、このようなドブ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いる（例えば、特許文献1参照。）。 10

【 0 0 0 7 】

例えば、この計測法において、先ず、時系列的なドブラスペクトラムデータの各々に対して、その周波数軸方向に分布するドブラ周波数成分の最大周波数に対応する最大流速、あるいは平均周波数に対応する平均流速の位置を設定し、これら最大流速及び平均流速の位置の時間変化を示すトレース波形を血流波形データとして生成する。次いで、このトレース波形の心臓収縮期において生ずる波形ピークPS（Peak of Systolic）及び心臓拡張期において生ずる波形ピークED（End of Diastolic）の検出を行なう。そして、波形ピークPSあるいは波形ピークEDの位置情報に基づいて血管内血流のHR（Heart Rate：心拍数）を計測し、更に、波形ピークPSあるいは波形ピークEDによって設定された心拍区間におけるトレース波形から末梢血管の診断パラメータであるPI（Pulsatility Index）やRI（Resistance Index）等の計測を行なう。 20 30

【特許文献1】特開2005-81081号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

上述の特許文献1に記載された従来の方法によれば、Bモード画像データやカラードブラ画像データ等の画像データと時系列的なドブラスペクトラムデータ等の血流波形データの生成と保存は、専用の収集モードにて独立に行なう必要があったため操作が煩雑となり、その収集に多大の時間を要し、血流波形データの保存をし損なう可能性もあった。

【 0 0 0 9 】

又、画像データと共に保存される血流波形データ等は、当該被検体に対する超音波検査時に医師や検査師（以下では、操作者と呼ぶ。）が画像データの所望部位に設定したレンジゲートに基づいて収集されたものであり、予め保管された画像データを用いて任意部位における血流波形データを収集することは不可能であった。即ち、血流波形データの観察とこの血流波形データに基づく各種計測を超音波検査後に行なう場合、観察が可能な血流波形データは超音波検査時において保存されたものに限られ、従って、診断に必要な血流波形データの収集やその保存が十分行なわれていない場合には、当該被検体に対する超音波検査を再度実施しなくてはならなかった。このため、診断効率が大幅に低下するのみならず、操作者や被検体に対する負担が増大するという問題点を有していた。

【 0 0 1 0 】

10

20

30

40

50

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、保存された時系列的なカラードブラ画像データの所望部位に設定されたレンジゲートにおける血流波形データを前記カラードブラ画像データに基づいて生成することが可能な超音波診断装置及び血流情報観測装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対する超音波の送受信によって得られる受信信号のドブラ成分に基づいて血流情報の特性値を算出し、前記特性値を画素とする時系列的な複数の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、前記時系列的な複数のカラードブラ画像データを保存する画像データ記憶手段と、前記カラードブラ画像データの所望部位に対し所定サイズのレンジゲートを設定するレンジゲート設定手段と、前記画像データ記憶手段から順次読み出された前記時系列的な複数のカラードブラ画像データの前記レンジゲートにおける画素の前記特性値に基づいて血流波形データを生成する波形データ生成手段とを備えたことを特徴としている。

10

【0012】

又、請求項2に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対する超音波の送受信により得られる受信信号のドブラ成分に基づいた血流情報の特性値を画素とする時系列的な複数のカラードブラ画像データを生成し、更に、前記カラードブラ画像データにおける前記特性値を色情報に変換して時系列的な複数の表示データを生成する超音波診断装置において、前記時系列的な複数の表示データを保存する表示データ記憶手段と、前記表示データの所望部位に対し所定サイズのレンジゲートを設定するレンジゲート設定手段と、前記表示データ記憶手段から順次読み出された前記時系列的な複数の表示データの前記レンジゲートにおける画素の前記色情報を前記特性値に逆変換し、得られた前記特性値に基づいて血流波形データを生成する波形データ生成手段とを備えたことを特徴としている。

20

【0013】

一方、請求項10に係る本発明の血流情報観測装置は、被検体に対する超音波の送受信によって得られた受信信号のドブラ成分に基づいて血流情報の特性値を算出し、前記特性値を画素としたカラードブラ画像データを生成する超音波診断装置によって収集された時系列的な複数の前記カラードブラ画像データを保存する画像データ記憶手段と、前記カラードブラ画像データの所望部位に対し所定サイズのレンジゲートを設定するレンジゲート設定手段と、前記画像データ記憶手段から順次読み出された前記時系列的な複数のカラードブラ画像データの前記レンジゲートにおける画素の前記特性値に基づいて血流波形データを生成する波形データ生成手段と、前記血流波形データを表示する表示手段とを備えたことを特徴としている。

30

【0014】

又、請求項11に係る本発明の血流情報観測装置は、被検体に対する超音波の送受信により得られた受信信号のドブラ成分に基づいた血流情報の特性値を画素とするカラードブラ画像データを生成し、更に、前記カラードブラ画像データにおける前記特性値を色情報に変換して表示データを生成する超音波診断装置によって収集された時系列的な複数の前記表示データを保存する表示データ記憶手段と、前記表示データの所望部位に対し所定サイズのレンジゲートを設定するレンジゲート設定手段と、前記表示データ記憶手段から順次読み出された前記時系列的な複数の表示データの前記レンジゲートにおける画素の前記色情報を前記特性値に逆変換し、得られた前記特性値に基づいて血流波形データを生成する波形データ生成手段と、前記血流波形データを表示する表示手段とを備えたことを特徴としている。

40

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、保存された時系列的なカラードブラ画像データの所望部位に設定されたレンジゲートにおける血流波形データを前記カラードブラ画像データに基づいて生成す

50

ることができる。このため、前記所望部位における血流波形データの生成あるいはこの血流波形データに基づく各種計測を超音波検査後の好適な時間帯にて行なうことが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0017】

以下に述べる第1の実施例では、リアルタイム表示モードにおいて当該被検体に対し2次元の超音波走査を繰り返して行ない、このとき生成された時系列的な画像データ（Bモード画像データ及びカラードブラ画像データ）を生成タイミングを示す時相情報と共に画像データ記憶部に保存する。

10

【0018】

次に、再生表示モードにおいて入力部のレンジゲート設定部は、前記画像データ記憶部から読み出され表示部に表示された上述の画像データの所望部位に対し、例えば、2つのレンジゲートを設定し、波形データ生成部は、レンジゲートの位置情報に基づき前記画像データ記憶部から順次読み出される時系列的なカラードブラ画像データの所望部位における画素値を抽出して血流波形データを生成する。

【0019】

一方、血流速度計測部は、前記レンジゲート設定部が画像データの同一血管に対して設定した2つのレンジゲートの位置情報に基づいて波形データ生成部が生成した2つの血流波形データの時間的シフト量とレンジゲート間距離に基づいて血流速度を計測する。

20

【0020】

尚、以下では、時系列的なカラードブラ画像データの所望部位における画素値を処理することにより平均流速値、分散値及びパワー値（これらを纏めて血流情報の特性値と呼ぶ。）の時間的变化を示す血流波形データを生成する場合について述べるが、これに限定されない。又、レンジゲート設定部によって設定されるレンジゲートは2つに限定されない。

【0021】

（装置の構成）

30

本発明の第1の実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図7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は、こ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構成を示すブロック図である。

【0022】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体に対して超音波の送受信を行なう複数の振動素子とその先端部に配列された超音波プローブ3と、被検体の所定方向に対し超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給すると共に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、送受信部2から得られた受信信号を処理してBモードデータ及びカラードブラ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において生成されたBモードデータ及びカラードブラデータを超音波の送受信方向に対応させて保存し時系列的な複数枚の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画像データ生成部5と、これらの時系列的なBモード画像データ及びカラードブラ画像データを時相情報と共に保存する画像データ記憶部6を備えている。

40

【0023】

更に、超音波診断装置100は、画像データ記憶部6にて保存された時系列的なカラードブラ画像データの所望部位から抽出した複数の画素値に対し所定の処理を行なうことにより血流情報の各種特性値（即ち、血流の平均流速値、分散値及びパワー値）の時間的变化を示す血流波形データを生成する波形データ生成部7と、同一血管の異なる部位から得

50

られた２つの血流波形データに基づいて血流速度を計測する血流速度計測部８と、画像データ記憶部６から読み出された時系列的なＢモード画像データ及びカラードブラ画像データを合成し、更に、これらの画像データに波形データ生成部７から供給される血流波形データや血流速度計測部８から供給される血流速度の計測結果を重畳して生成した表示データを表示する表示部９と、被検体情報の入力、表示モードの選択、レンジゲートの設定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部１０と、基準信号を発生する基準信号発生部１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１１を備えている。

【００２４】

超音波プローブ３は、配列されたＮ個の振動素子とその先端部に有し、この先端部を被検体に接触させて超音波の送受信を行なう。そして、前記振動素子の各々は、図示しない

10

【００２５】

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、操作者は診断部位に応じて任意に選択することが可能である。本実施例では、Ｎ個の振動素子が配列されたセクタ走査用の超音波プローブ３を用いる場合について述べるが、リニア走査対応、あるいはコンベックス走査対応の超音波プローブであっても構わない。

20

【００２６】

次に、図２に示す送受信部２は、当該被検体に対して送信超音波を放射するための駆動信号を超音波プローブ３に設けられたＮ個の振動素子に供給する送信部２１と、前記振動素子から得られたＮチャンネル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。

【００２７】

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、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、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生成する。送信遅延回路２１２は、Ｎチャンネル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を集束するための遅延時間（集束用遅延時間）と所定方向に送信超音波を放射するための遅延時間（偏向用遅延時間）を前記レートパルスに与える。そして、Ｎチャンネルの独立な駆動回路を有した駆動回路２１３は、超音波プローブ３に内蔵されたＮ個の振動素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。

30

【００２８】

一方、受信部２２は、Ｎチャンネルから構成されるプリアンプ２２１、Ａ／Ｄ変換器２２２及び受信遅延回路２２３と、加算器２２４を備えている。プリアンプ２２１は、超音波振動子によって電氣的な受信信号に変換された微小信号を増幅して十分なＳ／Ｎを確保し、このプリアンプ２２１において増幅されたＮ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る。受信遅延回路２２３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強い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Ｎチャンネルの受信信号の各々に与え、加算器２２４は、これら受信遅延回路２２３から供給される受信信号を加算する。即ち、受信遅延回路２２３と加算器２２４により、所定方向から得られた受信信号は整相加算（位相合わせして加算）される。

40

【００２９】

次に図２の超音波データ生成部４は、受信部２２の加算器２２４から出力された受信信号に対しＢモードデータを生成するための信号処理を行なうＢモードデータ生成部４１と、前記受信信号に対し直交検波を行なってドブラ信号を検出するドブラ信号検出部４２と

50

、検出されたドブラ信号に基づき血管や心腔内の血流情報を反映した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 を備えている。B モードデータ生成部 41 は、受信部 22 の加算器 224 から供給された整相加算後の受信信号を包絡線検波する包絡線検波器 411 と、この包絡線検波信号を対数変換する対数変換器 412 を備えている。但し、包絡線検波器 411 と対数変換器 412 は順序を入れ替えて構成してもよい。

【0030】

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、受信部 22 の加算器 224 から供給された受信信号を直交位相検波してドブラ信号を検出する。カラードブラデータ生成部 43 は、ドブラ信号検出部 42 によって検出されたドブラ信号を一旦保存するドブラ信号記憶回路 431 と、このドブラ信号に含まれる生体組織等の移動に起因した成分 (クラッタ成分) を排除し血流成分を抽出する MTI フィルタ 432 と、抽出された血流成分に対して自己相関演算を行ない、この演算結果に基づいて得られた 3 種類の特性値 (即ち、平均速度値、分散値、パワー値) を用いてカラードブラデータを生成する自己相関演算器 433 を備えている。

【0031】

図 1 に戻って、画像データ生成部 5 は、図示しない記憶回路を備え、当該被検体に対する 2 次元超音波走査によって得られた受信信号に基づいて超音波データ生成部 4 が生成した各時相における B モードデータ及びカラードブラデータを送受信方向に対応させて前記記憶回路に保存し、時系列的な 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する。そして、生成された B モード画像データ及びカラードブラ画像データは、時相情報と共に画像データ記憶部 6 に順次保存される。この場合、カラードブラ画像データを構成する画素の各々は、血流情報の特性値 (平均流速値、分散値及びパワー値) を画素値として有している。尚、画像データ記憶部 6 の機能を画像データ生成部 5 が備えた記憶回路に持たせても構わない。

【0032】

次に、図 1 に示した波形データ生成部 7 と血流速度計測部 8 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。図 3 に示す波形データ生成部 7 は、画素値抽出部 71、演算処理部 72 及び時系列データ生成部 73 を備えている。

【0033】

画素値抽出部 71 は、再生表示モードにおいて画像データ記憶部 6 から読み出され B モード画像データに重畳して表示部 9 に表示されるカラードブラ画像データに対し入力部 10 が設定した 2 つのレンジゲートの位置情報に基づき、画像データ記憶部 6 から順次供給される時系列的なカラードブラ画像データの各々に設定された所定サイズのレンジゲートに含まれる複数の画素値を抽出する。

【0034】

一方、演算処理部 72 は、カラードブラ画像データに設定されたレンジゲートによって抽出された複数の画素値の各々を構成する血流情報の特性値 (平均流速値、分散値及びパワー値) を分離し、同一のレンジゲートから得られた複数個からなる所望の特性値 (例えば、パワー値) を加算平均して平均特性値を算出する。但し、特性値の平均値を算出する代わりに最大値、最小値あるいは中央値の何れかを検出しても構わない。

【0035】

次に、時系列データ生成部 73 は、演算処理部 72 から供給された各時相における平均特性値を時相に対応させて配列し平均特性値の時間的变化を示す血流波形データを生成する。

【0036】

一方、血流速度計測部 8 は、表示部 9 に表示される上述のカラードブラ画像データに設定された 2 つのレンジゲートに基づいて波形データ生成部 7 が生成する 2 つの血流波形データから血流速度を計測する機能を有し、ピーク時相検出部 81、伝播時間計測部 82、距離計測部 83 及び速度算出部 84 を備えている。

【 0 0 3 7 】

ピーク時相検出部 8 1 は、時系列的なカラードブラ画像データにおける 2 つのレンジゲートの各々から得られる血流波形データのピーク値を検出し、更に、このピーク値を呈するピーク時相を検出する。次いで、伝播時間計測部 8 2 は、2 つのピーク時相の差に基づいて血液がレンジゲート間を伝播する時間（伝播時間）を計測する。

【 0 0 3 8 】

一方、距離計測部 8 3 は、後述する入力部 1 0 のレンジゲート設定部 1 0 2 からシステム制御部 1 1 を介して供給されるレンジゲートの位置情報に基づき 2 つのレンジゲートの距離（レンジゲート間距離）を計測する。そして、速度算出部 8 4 は、距離計測部 8 3 によって計測されたレンジゲート間距離を伝播時間計測部 8 2 によって計測された伝播時間で除することにより血液の伝播速度（即ち、血流速度）を算出する。尚、血流速度計測部 8 による血流速度の具体的な計測方法については後述する。

10

【 0 0 3 9 】

次に、図 1 に示した表示部 9 の具体的な構成につき図 4 を用いて説明する。図 4 のブロック図に示した表示部 9 は、血流情報変換部 9 1、表示データ生成部 9 2、表示データ変換部 9 3、モニタ 9 4 及び表示データ記憶部 9 5 を備えている。

【 0 0 4 0 】

血流情報変換部 9 1 は、カラードブラ画像データにおける血流情報の特性値を R G B 等の色情報に変換する図示しないルックアップテーブルを有し、リアルタイム表示モードにおいて画像データ生成部 5 が生成したカラードブラ画像データが B モード画像データと共に画像データ記憶部 6 を介して供給される場合、このカラードブラ画像データの画素を構成する血流情報の特性値を予め設定された変換ルールに基づいて色情報に変換する。

20

【 0 0 4 1 】

一方、表示データ生成部 9 2 は、B モード画像データと血流情報変換部 9 1 によって色情報に変換されたカラードブラ画像データとを重畳して時系列的な表示データを生成し、表示データ変換部 9 3 は、表示データ生成部 9 2 において生成された表示データに対し、必要に応じて所定の変換処理を行ない J P E G 形式あるいは B M P 形式による表示データを生成する。そして、表示データ生成部 9 2 において生成された表示データあるいは表示データ変換部 9 3 によって生成された J P E G 形式あるいは B M P 形式による表示データはモニタ 9 4 に表示され、更に、表示データ記憶部 9 5 において時系列的な表示データとして時相情報と共に保存される。

30

【 0 0 4 2 】

更に、再生表示モードにおいて、波形データ生成部 7 は、画像データ記憶部 6 から供給された時系列的なカラードブラ画像データの 2 つのレンジゲートにおける血流波形データを夫々生成し、血流速度計測部 8 は、これらのレンジゲートから得られた 2 つの血流波形データに基づいて血流速度の計測を行なった場合、表示データ生成部 9 2 は、B モード画像データに重畳されたカラードブラ画像データと波形データ生成部 7 が生成した血流波形データ及び血流速度計測部 8 による血流速度の計測結果に基づいて表示データを生成し、表示データ変換部 9 3 を介してモニタ 9 4 に表示する。

【 0 0 4 3 】

図 1 へ戻って、入力部 1 0 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、リアルタイム表示モード及び再生表示モードの選択を行なう表示モード選択部 1 0 1 と、B モード画像データに重畳したカラードブラ画像データの血管部位に対しレンジゲートを設定するレンジゲート設定部 1 0 2 を備えている。

40

【 0 0 4 4 】

更に、入力部 1 0 では、被検体情報の入力、B モード画像データ及びカラードブラ画像データの生成条件や表示条件の設定、更には各種コマンド信号の入力等が上述の入力デバイスを用いて行なわれる。

【 0 0 4 5 】

50

一方、システム制御部 11 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、入力部 10 において入力 / 選択 / 設定された種々の情報は前記記憶回路に保存される。そして、前記 CPU は、上述の入力情報、選択情報及び設定情報に基づいて超音波診断装置 100 の各ユニットを制御し、B モード画像データ及びカラードブラ画像データの生成、血流波形データの生成、更には、血流速度の計測等を行なう。

【0046】

次に、再生表示モードのカラードブラ画像データに対するレンジゲートの設定と、このレンジゲートに基づいて生成される血流波形データの具体例につき図 5 乃至図 7 を用いて説明する。

【0047】

図 5 (a) は、表示部 9 のモニター 94 に B モード画像データと共に表示されたカラードブラ画像データとこのカラードブラ画像データにおける血管 91 の所望部位に設定されたレンジゲート 92 に対応するレンジマーカを示しており、図 5 (b) は、画像データ記憶部 6 から供給される時系列的なカラードブラ画像データに対し、波形データ生成部 7 がレンジゲート 92 の位置情報に基づいて生成した前記所望部位における血流波形データ 93 を示したものである。

【0048】

一方、図 6 (a) は、モニター 94 に表示されたカラードブラ画像データとこのカラードブラ画像データにおける血管 91 に設定されたレンジゲート 92 a 及びレンジゲート 92 b に対応する 2 つのレンジマーカを示しており、図 6 (b) 及び図 6 (c) は、画像データ記憶部 6 から供給される時系列的なカラードブラ画像データに対し、波形データ生成部 7 がレンジゲート 92 a 及びレンジゲート 92 b の位置情報に基づいて生成した前記所望部位における血流波形データ 93 a 及び血流波形データ 93 b を示したものである。

【0049】

尚、図 5 及び図 6 では、例えば、血流情報の 3 つ特性値（平均流速値、分散値及びパワー値）の中から選択した 1 つの特性値に基づく血流波形データがカラードブラ画像データと共に表示される場合について示したが、複数の特性値の各々に基づく血流波形データをカラードブラ画像データと共に並列表示することも可能である。

【0050】

次に、図 7 (a) は、図 6 (a) と同様にして、モニター 94 に表示されたカラードブラ画像データとこのカラードブラ画像データにおける血管 91 に設定されたレンジゲート 92 a 及びレンジゲート 92 b に対応した 2 つのレンジマーカを示しており、図 7 (b) 及び図 7 (c) は、画像データ記憶部 6 から供給される時系列的なカラードブラ画像データに対し、波形データ生成部 7 がレンジゲート 92 a 及びレンジゲート 92 b の位置情報に基づいて生成した前記所望部位における血流波形データ 93 a 及び血流波形データ 93 b を示したものである。

【0051】

波形データ生成部 7 よりレンジゲート 92 a における血流波形データ 93 a とレンジゲート 92 b における血流波形データ 93 b の供給を受けた血流速度計測部 8 は、血流波形データ 93 a 及び血流波形データ 93 b のピーク値とこれらのピーク値を呈するピーク時相 τ_a 及びピーク時相 τ_b を検出し、更に、ピーク時相 τ_a とピーク時相 τ_b との差に基づいて血液がレンジゲート 92 a の中心からレンジゲート 92 b の中心まで伝播する時間（伝播時間） $\Delta \tau$ を計測する。

【0052】

更に、血流速度計測部 8 は、入力部 10 のレンジゲート設定部 102 からシステム制御部 11 を介して供給されるレンジゲート 92 a 及びレンジゲート 92 b の位置情報に基づきレンジゲート間距離 ΔL を計測し、このレンジゲート間距離 ΔL を伝播時間 $\Delta \tau$ で除することにより血液の伝播速度（即ち、血流速度） V_x （ $V_x = \Delta L / \Delta \tau$ ）を算出する。

【0053】

（変形例）

10

20

30

40

50

次に、本実施例の変形例について説明する。上述の実施例における波形データ生成部 7 は、画像データ記憶部 6 に保存された時系列的なカラードブラ画像データに基づいて血流波形データを生成する場合について述べたが、図 4 の表示データ生成部 9 2 において生成、あるいは表示データ変換部 9 3 において J P E G 形式や B M P 形式に変換され表示データ記憶部 9 5 に保存された時系列的な表示データに基づいて血流波形データを生成することも可能である。この場合、波形データ生成部 7 には、表示データの各画素における色情報を血流情報の特性値に逆変換するためのルックアップテーブルを有した血流情報逆変換部が新たに備えられる。

【 0 0 5 4 】

即ち、本変形例における波形データ生成部 7 a は、図 8 に示すように画素値抽出部 7 1 a、血流情報逆変換部 7 4、演算処理部 7 2 及び時系列データ生成部 7 3 を備えている。

【 0 0 5 5 】

画素値抽出部 7 1 a は、再生表示モードにおいて表示部 9 の表示データ記憶部 9 5 から読み出され表示部 9 に表示された表示データに対して入力部 1 0 が設定したレンジゲートの位置情報に基づき、表示データ記憶部 9 5 から順次供給される時系列的な表示データの各々に設定された所定サイズのレンジゲートに含まれる複数の画素値を抽出する。

【 0 0 5 6 】

一方、血流情報逆変換部 7 4 は、表示データにおける色情報を血流情報の各特性値に逆変換する図示しないルックアップテーブルを有し、表示データ記憶部 9 5 から供給された表示データにおける画素の色情報を予め設定された変換ルールに基づいて血流情報の特性値に逆変換する。

【 0 0 5 7 】

そして、演算処理部 7 2 は、同一のレンジゲートから得られた所望の特性値を加算平均して平均特性値を算出し、時系列データ生成部 7 3 は、演算処理部 7 2 から供給された各時相における平均特性値を時相順に配列して平均特性値の時間的变化を示す血流波形データを生成する。

【 0 0 5 8 】

(画像データの収集 / 保存 / 表示手順)

次に、本実施例のリアルタイム表示モードにおける画像データの収集 / 保存 / 表示手順につき図 9 のフローチャートに沿って説明する。

【 0 0 5 9 】

当該被検体に対する画像データの収集に先立ち、超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 1 0 の表示モード選択部 1 0 1 においてリアルタイム表示モードを選択し (図 9 のステップ S 1)、更に被検体情報の入力や画像データ生成条件の設定等を行なう (図 9 のステップ S 2)。

【 0 0 6 0 】

次いで、操作者は、当該被検体の体表面に超音波プローブ 3 を配置し、入力部 1 0 にて画像データの収集を開始するためのコマンド信号を入力する (図 9 のステップ S 3)。そして、このコマンド信号がシステム制御部 1 1 に供給されることにより、当該被検体に対する画像データの収集が開始される。

【 0 0 6 1 】

リアルタイム表示モードにおける画像データの収集に際し、図 2 に示した送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 1 1 から供給される制御信号に従い、当該被検体の体内に放射される送信超音波の繰り返し周期 (レート周期) を決定するレートパルスを生成し送信遅延回路 2 1 2 へ供給する。送信遅延回路 2 1 2 は、システム制御部 1 1 から供給される制御信号に基づいて送信超音波を集束するための集束用遅延時間と、最初の送受信方向 θ_1 に送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスを N チャンネルの駆動回路 2 1 3 へ供給する。駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 から供給されたレートパルスに基づいて駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プローブ 3 における N 個の振動素子に供給して当該患者の体内に送信超音波 (超音波パ

10

20

30

40

50

ルス)を放射する。

【0062】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる組織等の境界において反射し、更に、血管内の血球にて反射した受信超音波(超音波反射波)の周波数はドプラ偏移を受けて超音波プローブ3の前記振動素子にて電氣的な受信信号に変換される。この受信信号は、受信部22のプリアンプ221とA/D変換器222において増幅とA/D変換が行なわれた後、Nチャンネルの受信遅延回路223において所定の深さからの受信超音波を収束するための集束用遅延時間と送受信方向 θ_1 からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための偏向用遅延時間が与えられ、加算器224にて整相加算される。

【0063】

そして、整相加算後の受信信号が供給された超音波データ生成部5のBモードデータ生成部41は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なってBモードデータを生成し、画像データ生成部5の記憶回路に一旦保存する。

【0064】

送受信方向 θ_1 におけるBモードデータの生成と保存が終了したならば、システム制御部11は、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し送受信方向 θ_2 乃至 θ_P の各々に対して同様の手順で超音波の送受信を行なう。そして、このとき得られたBモードデータを送受信方向に対応させて画像データ生成部5の記憶回路に順次保存することにより前記記憶回路には当該時相における1枚のBモード画像データが生成され、得られたBモード画像データは、このBモード画像データの生成タイミングを示す時相情報と共に画像データ記憶部6に保存される(図9のステップS4)。

【0065】

一方、システム制御部11は、上述の送受信方向 θ_1 乃至 θ_P に対するBモードデータの収集を目的とした超音波送受信と略並行してこれらの送受信方向に対するドプラモードデータの収集を目的とした超音波送受信を行なう。

【0066】

即ち、システム制御部11は、先ず、送信部21の送信遅延回路212における送信遅延時間と受信部22の受信遅延回路223における受信遅延時間を制御して送受信方向 θ_1 に対する超音波送受信を所定回数(L回)繰り返し、各々の超音波送受信において受信部22から得られた受信信号は、超音波データ生成部4のドプラ信号検出部42に供給される。そして、この受信信号は、ドプラ信号検出部42において直交位相検波されてドプラ信号が検出され、このドプラ信号はカラードプラデータ生成部43のドプラ信号記憶回路431に一旦保存される。

【0067】

送受信方向 θ_1 に対する所定回数(L回)の超音波送受信によって得られたドプラ信号の保存が終了したならば、システム制御部11は、ドプラ信号記憶回路431に保存されたドプラ信号の中から所定位置(深さ)に対応したL個のドプラ信号を順次読み出してMTIフィルタ432へ供給する。そして、MTIフィルタ432は、供給されたドプラ信号をフィルタ処理して血流成分を抽出し、自己相関演算器433へ供給する。

【0068】

自己相関演算器433は、MTIフィルタ432から供給されたドプラ信号の血流成分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情報の特性値(即ち、平均流速値、分散値及びパワー値)を算出する。このような演算を、送受信方向 θ_1 の他の位置(深さ)に対しても行ない、算出された送受信方向 θ_1 における血流情報の特性値を画像データ生成部5の記憶回路に保存する。

【0069】

次に、システム制御部11は、送受信方向 θ_2 乃至 θ_P に対しても同様の手順で超音波送受信を行なう。そして、これらの送受信方向にて得られたカラードプラデータは、画像データ生成部5の記憶回路に順次保存されて1枚のカラードプラ画像データが生成され、

10

20

30

40

50

このカラードブラ画像データは時相情報と共に画像データ記憶部 6 に保存される（図 9 のステップ S 5 ）。

【 0 0 7 0 】

次に、表示部 9 の血流情報変換部 9 1 は、画像データ生成部 5 から画像データ記憶部 6 を介して供給されたカラードブラ画像データの画素を構成する血流情報の特性値を予め設定された変換ルールに基づいて色情報に変換し、表示データ生成部 9 2 は、画像データ生成部 5 から供給される B モード画像データと血流情報変換部 9 1 によって色情報に変換されたカラードブラ画像データとを重畳して時系列的な表示データを生成する（図 9 のステップ S 6 ）。

【 0 0 7 1 】

次いで、表示データ変換部 9 3 は、表示データ生成部 9 2 において生成された表示データに対し所定の変換処理を行なって J P E G 形式あるいは B M P 形式の表示データを生成し、表示データ生成部 9 2 において生成された表示データあるいは表示データ変換部 9 3 によって生成された J P E G 形式あるいは B M P 形式の表示データは、表示データ記憶部 9 5 に保存されると共にモニター 9 4 にリアルタイム表示される（図 9 のステップ S 7 ）。

【 0 0 7 2 】

更に、システム制御部 1 1 は、送受信部 2 の各ユニットを制御して送受信方向 $\theta 1$ 乃至 θP に対する超音波送受信を繰り返し、このとき画像データ生成部 5 において生成された各時相の B モード画像データ及びカラードブラ画像データは画像データ記憶部 6 に順次保存されると共に表示データとして表示部 9 のモニター 9 4 にリアルタイム表示され、更に、これらの表示データは表示データ記憶部 9 5 に順次保存される（図 9 のステップ S 5 乃至 S 7 ）。即ち、画像データ記憶部 6 には、時系列的な B モード画像データ及びカラードブラ画像データが時相情報を付帯情報として保存され、同様にして表示部 9 の表示データ記憶部 9 5 には、時系列的な表示データが時相情報を付帯情報として保存される。

【 0 0 7 3 】

（血流波形データの生成手順及び血流速度の計測手順）

次に、本実施例の再生表示モードにおける血流波形データの生成手順と血流速度の計測手順につき図 1 0 のフローチャートを用いて説明する。尚、以下では、表示部 9 のモニター 9 4 に表示された表示データの血管部位に対して 2 つのレンジゲートを設定し、これらのレンジゲートにて生成された 2 つの血流波形データに基づいて血流速度を計測する場合について述べるが、レンジゲートの数は 2 つに限定されるものではない。又、血流波形データの生成とその表示のみを行なってもよい。

【 0 0 7 4 】

血流波形データの生成に先立ち、超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 1 0 の表示モード選択部 1 0 1 にて再生表示モードを選択し（図 1 0 のステップ S 1 1 ）、血流波形データの生成と血流速度の計測を開始するためのコマンド信号を入力部 1 0 にて入力する（図 1 0 のステップ S 1 2 ）。そして、このコマンド信号がシステム制御部 1 1 に供給されることにより、画像データ記憶部 6 に保存された当該被検体の時系列的なカラードブラ画像データに基づく血流波形データの生成が開始される。

【 0 0 7 5 】

即ち、上記コマンド信号を受信したシステム制御部 1 1 は表示部 9 を制御し、この制御信号を受信した表示部 9 の各ユニットは、上述のリアルタイム表示モードの場合と同様の手順により表示データを生成してモニター 9 4 に表示する。

【 0 0 7 6 】

一方、操作者は、入力部 1 0 のレンジゲート設定部 1 0 2 を用い、表示部 9 のモニター 9 4 に表示された表示データの観測下にて前記表示データに示された血管の所望部位に 2 つのレンジゲートを設定する（図 1 0 のステップ S 1 3 ）。そして、このとき設定されたレンジゲートの位置情報はシステム制御部 1 1 を介して波形データ生成部 7 の画素値抽出部 7 1 に供給される。

【 0 0 7 7 】

10

20

30

40

50

画素値抽出部 7 1 は、入力部 1 0 のレンジゲート設定部 1 0 2 から供給されたレンジゲートの位置情報に基づき、画像データ記憶部 6 から順次供給される時系列的なカラードブラ画像データの各々に対して所定サイズのレンジゲートを設定する。そして、このレンジゲートに含まれる複数の画素値を抽出する。

【 0 0 7 8 】

一方、演算処理部 7 2 は、カラードブラ画像データに対するレンジゲートの設定によって抽出された複数の画素値の各々を構成する特性値（平均流速値、分散値及びパワー値）を分離し、同一のレンジゲートから得られた複数個からなる所望の特性値（例えば、パワー値）を加算平均して平均特性値を算出する（図 1 0 のステップ S 1 4 ）。

【 0 0 7 9 】

そして、時系列データ生成部 7 3 は、演算処理部 7 2 から供給された各時相の平均特性値を時相順に配列して平均特性値の時間的变化を示す血流波形データを生成する（図 1 0 のステップ S 1 5 ）。

【 0 0 8 0 】

次に、血流速度計測部 8 のピーク時相検出部 8 1 は、時系列的なカラードブラ画像データに設定された 2 つのレンジゲートの各々から得られる血流波形データのピーク値を検出し、更に、このピーク値を呈するピーク時相を検出する。次いで、伝播時間計測部 8 2 は、2 つのピーク時相の差に基づいて血液がレンジゲート間を伝播する時間（伝播時間）を計測する（図 1 0 のステップ S 1 6 ）。

【 0 0 8 1 】

一方、距離計測部 8 3 は、入力部 1 0 のレンジゲート設定部 1 0 2 からシステム制御部 1 1 を介して供給されるレンジゲートの位置情報に基づいて 2 つのレンジゲートの距離（レンジゲート間距離）を計測し（図 1 0 のステップ S 1 7 ）、速度算出部 8 4 は、距離計測部 8 3 によって計測されたレンジゲート間距離を伝播時間計測部 8 2 によって計測された伝播時間で除することにより血流速度を算出する（図 1 0 のステップ S 1 8 ）。

【 0 0 8 2 】

次に、波形データ生成部 7 にて生成された 2 つの血流波形データ及び血流速度計測部 8 における血流速度の計測結果は表示部 9 の表示データ生成部 9 2 に供給される。そして、表示データ生成部 9 2 は、B モード画像データに重畳された血流情報変換後のカラードブラ画像データと波形データ生成部 7 が生成した血流波形データ及び血流速度計測部 8 による血流速度の計測結果に基づいて表示データを生成し、表示データ変換部 9 3 を介してモニター 9 4 に表示する（図 1 0 のステップ S 1 9 ）。

【 0 0 8 3 】

以上述べた本発明の第 1 の実施例及びその変形例によれば、保存された画像データあるいは表示データの所望部位に設定されたレンジゲートにおける血流波形データを前記画像データあるいは前記表示データに基づいて生成することができる。このため、前記所望部位における血流波形データの生成あるいはこの血流波形データに基づく各種計測を超音波検査後の好適な時間帯に行なうことが可能となる。

【 0 0 8 4 】

即ち、所望部位における血流波形データの観測を目的としたレンジゲートの設定を保存された時系列的な画像データに対して行なうことができるため、診断に必要な血流波形データの収集を確実に行なうことが可能となる。従って、血流波形データ等の収集が不十分な場合に従来行なわれてきた再検査が不要となり、診断効率が向上するのみならず操作者や被検体に対する負担が大幅に軽減される。

【 0 0 8 5 】

又、画像データや表示データに対し複数のレンジゲートを設定することにより複数の部位における血流波形データを同時に収集 / 表示することができ、更に、これらの血流波形データと画像データを同時表示することも可能となる。

【 0 0 8 6 】

更に、同一レンジゲートにおける画像データの画素を特性値別に分離することにより、

10

20

30

40

50

これら特性値の各々に基づいた血流波形データを同時に収集／表示することが可能となり、当該被検体の診断に有効な多くの血流情報を得ることができる。

【 0 0 8 7 】

一方、上述の実施例及びその変形例によれば、同一血管に対し隣接した２つのレンジゲートを設定し、これらのレンジゲートに基づいて生成された２つの血流波形データの時間的シフト量とレンジゲート間距離とから血流速度を計測することにより、超音波の送受信方向（超音波ビーム方向）に依存しない正確な血流速度の計測が可能となるため診断精度が向上する。

【 実施例 2 】

【 0 0 8 8 】

次に、本発明の第２の実施例について説明する。この第２の実施例における血流情報観測装置の入力部に設けられたレンジゲート設定部は、画像データ記憶部に予め保管された時系列的な画像データの中から選択され表示部に表示された画像データの所望部位に対して２つのレンジゲートを設定し、波形データ生成部は、レンジゲートの位置情報に基づき前記画像データ記憶部から順次読み出される時系列的なカラードブラ画像データの所望部位における画素値を抽出して血流波形データを生成する。

【 0 0 8 9 】

一方、血流速度計測部は、前記レンジゲート設定部が画像データの同一血管に対して設定した２つのレンジゲートに基づいて波形データ生成部が生成した２つの血流波形データの時間的シフト量とレンジゲート間距離に基づいて血流速度を計測する。

【 0 0 9 0 】

（装置の構成）

本発明の第２の実施例における血流情報観測装置の構成につき図１１を用いて説明する。図１１に示す血流情報観測装置２００は、別途設置された超音波診断装置によって収集された時系列的な画像データ（Ｂモード画像データ及びカラードブラ画像データ）が予め保管されている画像データ記憶部６ａと、画像データ記憶部６ａにて保存された時系列的なカラードブラ画像データの所望部位から抽出した複数の画素値に対して所定の処理を行なうことにより血流情報の各種特性値（即ち、血流の平均流速値、分散値及びパワー値）の時間的変化を示す血流波形データを生成する波形データ生成部７と、同一血管の異なる部位から得られた２つの血流波形データに基づいて血流速度を計測する血流速度計測部８と、画像データ記憶部６ａから読み出された時系列的なＢモード画像データ及びカラードブラ画像データを合成し、更に、これらの画像データに波形データ生成部７から供給される血流波形データや血流速度計測部８から供給される血流速度の計測結果を重畳して生成した表示データを表示する表示部９と、レンジゲートの設定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部１０ａ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１１ａを備えている。

【 0 0 9 1 】

以上述べた血流情報観測装置２００の各ユニットの具体的な構成と機能は、上述の第１の実施例における超音波診断装置１００の対応ユニットと略同様であるため詳細な説明は省略する。又、この血流情報観測装置２００による血流波形データの生成手順及び血流速度の計測手順も図１０のフローチャートに基づく第１の実施例の手順と同様であるため説明を省略する。

【 0 0 9 2 】

尚、上述の第１の実施例と同様にして、本実施例における波形データ生成部７は、画像データ記憶部６ａに保存された時系列的なカラードブラ画像データに基づいて血流波形データを生成することができるが、表示データ生成部９２において生成、あるいは表示データ変換部９３においてＪＰＥＧ形式やＢＭＰ形式に変換され表示データ記憶部９５に保存された時系列的な表示データに基づいて血流波形データを生成してもよい。

【 0 0 9 3 】

以上述べた本発明の第２の実施例によれば、第１の実施例と同様の効果を得ることがで

10

20

30

40

50

きる。即ち、保存された画像データあるいは表示データの所望部位に設定されたレンジゲートにおける血流波形データを前記画像データあるいは前記表示データに基づいて生成することができるため、前記所望部位における血流波形データの生成あるいはこの血流波形データに基づく各種計測を超音波検査後の好適な時間帯に行なうことが可能となる。

【0094】

即ち、所望部位における血流波形データの観測を目的としたレンジゲートの設定を保存された時系列的な画像データに対して行なうことができるため、診断に必要な血流波形データの収集を確実に行なうことが可能となる。従って、血流波形データ等の収集が不十分な場合に従来行なわれてきた再検査が不要となり、診断効率が向上するのみならず操作者や被検体に対する負担が大幅に軽減される。

10

【0095】

更に、画像データや表示データに対し複数のレンジゲートを設定することにより複数の部位における血流波形データを同時に収集／表示することができ、同一レンジゲートにおける画像データの画素を特性値別に分離することにより、これら特性値の各々に基づいた血流波形データを同時に収集／表示することが可能となる。又、同一血管に対して隣接した2つのレンジゲートを設定し、これらのレンジゲートに基づいて生成された2つの血流波形データの時間的シフト量とレンジゲート間距離とから血流速度を計測することにより、超音波の送受信方向（超音波ビーム方向）に依存しない正確な血流速度の計測が可能となる。

【0096】

20

又、上述の第2の実施例における血流情報観測装置は、超音波診断装置に対し独立に構成されているため、超音波検査室以外の好適な場所に設置することができる。このため、当該被検体の所望部位における血流波形データの観測やこの血流波形データに基づく各種計測を時間や場所に制約されることなく行なうことができる。

【0097】

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、時系列的なカラードブラ画像データの所望部位における画素値を処理することにより平均流速値、分散値及びパワー値の少なくとも何れかの時間的変化を示す血流波形データを生成する場合について述べたが、複数の特性値に基づく血流波形データを同時に生成してもよく、又、他の特性値に基づいた血流波形データを生成してもよい。

30

【0098】

又、レンジゲート設定部によって設定されるレンジゲートは2つに限定されるものではなく、3つ以上のレンジゲートを設定してもよい。3つ以上のレンジゲートを設定することにより、同一血管の異なる部位における血流速度や異なる血管における血流速度を同時計測することが可能となる。

【0099】

更に、同一のレンジゲートにおける複数の特性値を加算平均することによって得られた平均特性値に基づいて血流波形データを生成する場合について述べたが、最大特性値、最小特性値あるいは中央特性値の何れかに基づいて血流波形データを生成してもよい。又、前記特性値の発生頻度を示すヒストグラムの時間的変化に基づいて血流波形データを生成してもよい。

40

【0100】

一方、上述の実施例では、血流波形データの生成と血流速度の計測を行なう場合について述べたが血流波形データの生成のみを行なってもよい。この場合、画像データに設定されるレンジゲートは1つであってもよい。

【0101】

又、血流波形データは、予め設定された期間のカラードブラ画像データを用いて生成してもよい。例えば、血流波形データの生成期間を設定する生成期間設定部を入力部10（10a）に備え、波形生成部7は、前記生成期間設定部からシステム制御部11（11a

50

）を介して供給される生成期間の情報に対応した時系列的なカラードブラ画像データを画像データ記憶部 6 (6 a) から読み出し、これらのカラードブラ画像データを用いて血流波形データを生成することにより所望期間における血流波形データを得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 0 2 】

【図 1】本発明の第 1 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波形データ生成部及び血流速度計測部の具体的な構成を示すブロック図。

10

【図 4】同実施例の超音波診断装置が備える表示部の具体的な構成を示すブロック図。

【図 5】同実施例の画像データに設定される 1 つのレンジゲートと、このレンジゲートに基づいて生成される血流波形データを示す図。

【図 6】同実施例の画像データに設定される複数のレンジゲートと、これらのレンジゲートに基づいて生成される血流波形データを示す図。

【図 7】同実施例の血流波形データに基づいた血流速度計測を説明するための図。

【図 8】同実施例の変形例における血流波形データ生成部の構成を示すブロック図。

【図 9】同実施例のリアルタイム表示モードにおける画像データの生成 / 保存 / 表示手順を示すフローチャート。

【図 10】同実施例の再生表示モードにおける血流波形データの生成手順及び血流速度の計測手順を示すフローチャート。

20

【図 11】本発明の第 2 の実施例における血流情報観測装置の全体構成を示すブロック図。

【符号の説明】

【 0 1 0 3 】

1 ... 基準信号発生部

2 ... 送受信部

2 1 ... 送信部

2 1 1 ... レートパルス発生器

2 1 2 ... 送信遅延回路

2 1 3 ... 駆動回路

2 2 ... 受信部

2 2 1 ... プリアンプ

2 2 2 ... A / D 変換器

2 2 3 ... 受信遅延回路

2 2 4 ... 加算器

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 1 1 ... 包絡線検波器

4 1 2 ... 対数変換器

4 2 ... ドブラ信号検出部

4 2 1 ... $\pi / 2$ 移相器

4 2 2 ... ミキサ

4 2 3 ... L P F (低域通過フィルタ)

4 3 ... カラードブラデータ生成部

4 3 1 ... ドブラ信号記憶回路

4 3 2 ... M T I フィルタ

4 3 3 ... 自己相関演算器

5 ... 画像データ生成部

30

40

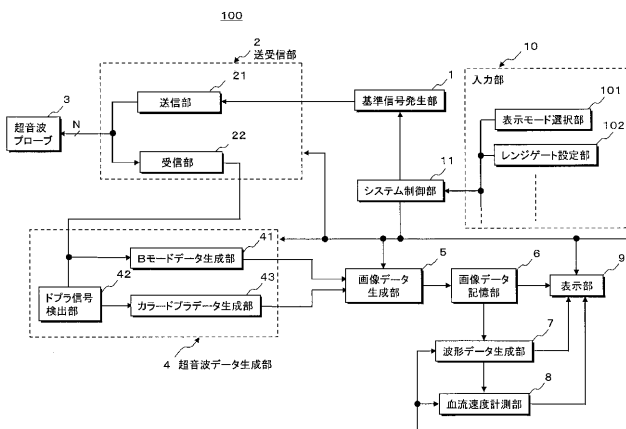
50

- 6、6 a ... 画像データ記憶部
- 7、7 a ... 波形データ生成部
- 7 1、7 1 a ... 画素値抽出部
- 7 2 ... 演算処理部
- 7 3 ... 時系列データ生成部
- 7 4 ... 血流情報逆変換部
- 8 ... 血流速度計測部
- 8 1 ... ピーク時相検出部
- 8 2 ... 伝播時間計測部
- 8 3 ... 距離計測部
- 8 4 ... 速度算出部
- 9 ... 表示部
- 9 1 ... 血流情報変換部
- 9 2 ... 表示データ生成部
- 9 3 ... 表示データ変換部
- 9 4 ... モニタ
- 9 5 ... 表示データ記憶部
- 10、10 a ... 入力部
- 10 1 ... 表示モード選択部
- 10 2 ... レンジゲート設定部
- 11、11 a ... システム制御部
- 100 ... 超音波診断装置
- 200 ... 血流情報観測装置

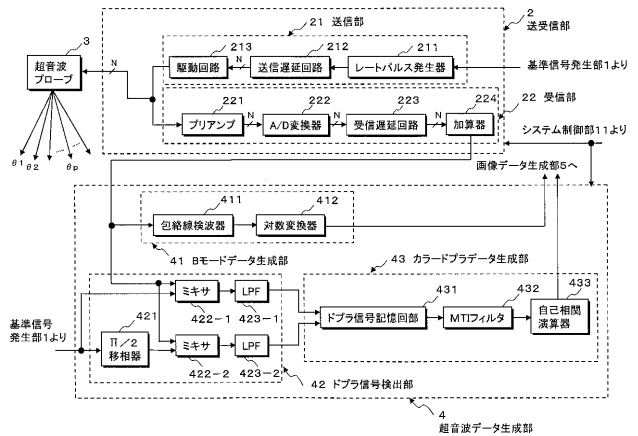
10

20

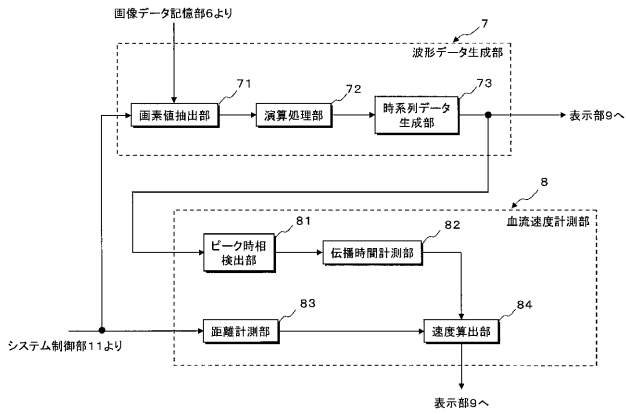
【図 1】



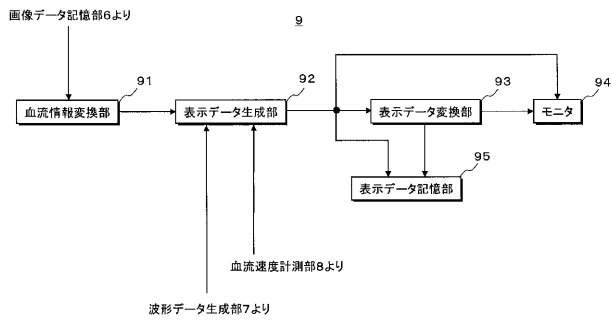
【図 2】



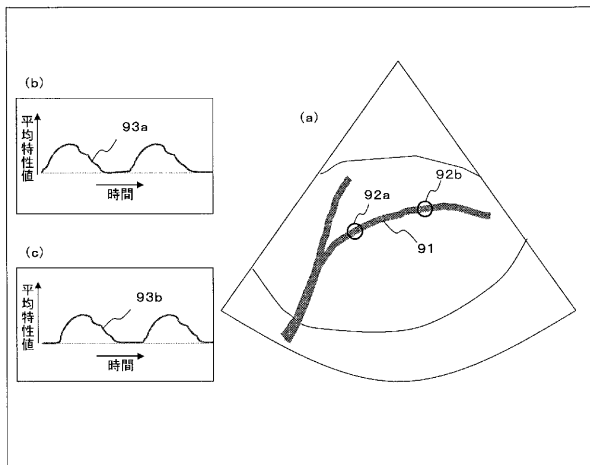
【図 3】



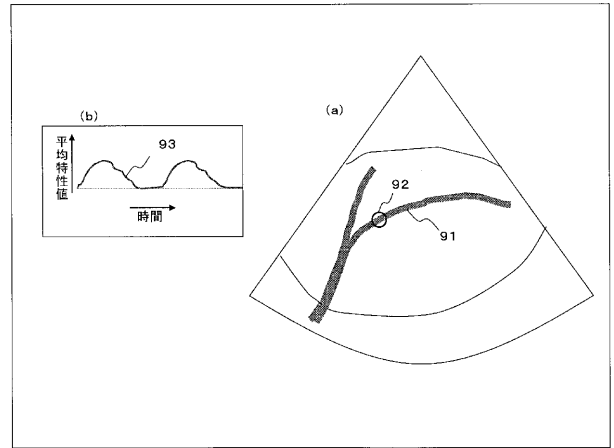
【図 4】



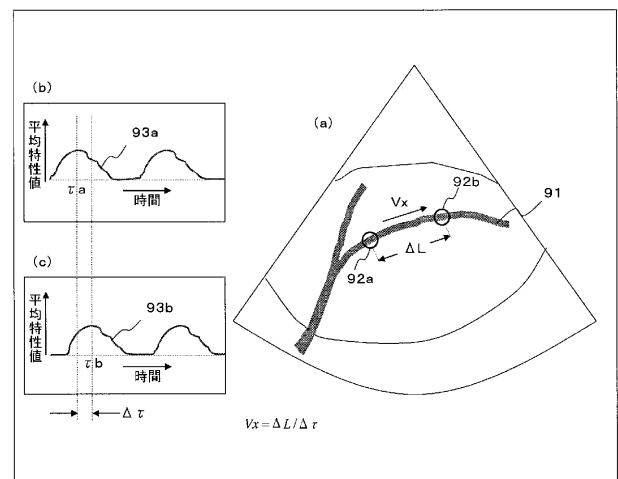
【図 6】



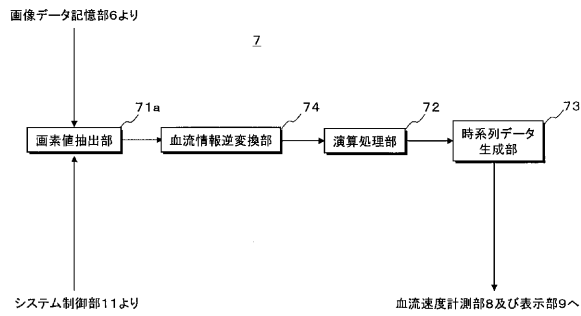
【図 5】



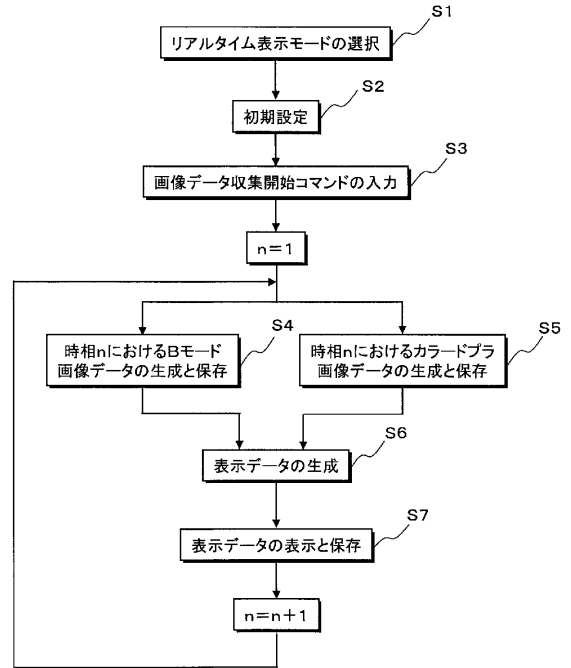
【図 7】



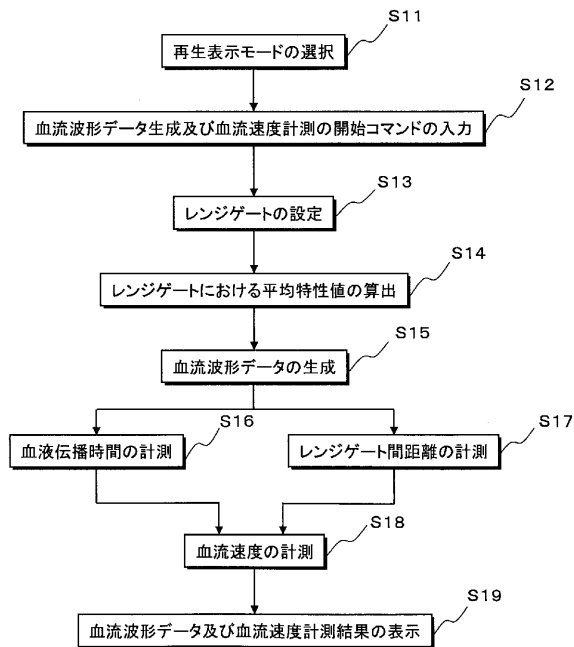
【図 8】



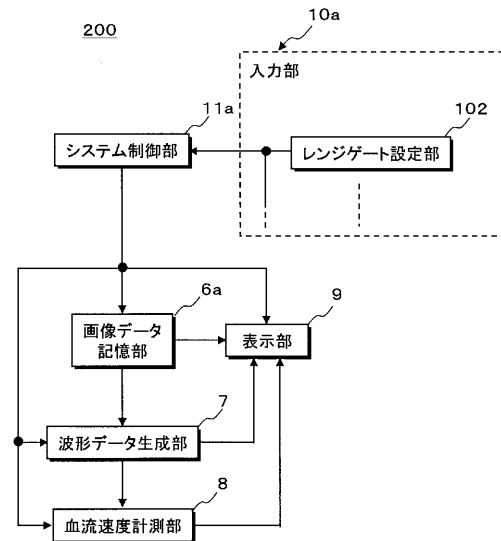
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DE04 EE11 JB18 JB30 JB48 JB50 JC37 KK17
KK19 KK24 KK25 LL03

专利名称(译)	超音波診断装置及び血流情報観測装置		
公开(公告)号	JP2008279110A	公开(公告)日	2008-11-20
申请号	JP2007126679	申请日	2007-05-11
[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		
[标]发明人	佐藤吉幸		
发明人	佐藤 吉幸		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/JB18 4C601/JB30 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC37 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL03		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：使用保存的时间序列彩色多普勒图像数据在所需部位生成血流波形数据。 解决方案：通过对对象重复进行超声波扫描而获得的时序图像数据（B模式图像数据和彩色多普勒图像数据）存储在图像数据存储单元6中。 输入单元10的范围门设置单元102将范围门设置到从图像数据存储单元6读取并显示在显示单元9上的上述图像数据的期望部分，并且波形数据生成单元7为基于测距门的位置信息，提取从图像数据存储单元6顺序读取的时序彩色多普勒图像数据的期望部分处的像素值，以生成血流波形数据。 [选型图]图1

