

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5300188号  
(P5300188)

(45) 発行日 平成25年9月25日(2013.9.25)

(24) 登録日 平成25年6月28日(2013.6.28)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/00 (2006.01)** A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 21 頁)

|           |                              |           |   |
|-----------|------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2006-245699 (P2006-245699) | (73) 特許権者 | 000003078<br>株式会社東芝<br>東京都港区芝浦一丁目1番1号               |
| (22) 出願日  | 平成18年9月11日(2006.9.11)        | (73) 特許権者 | 594164542<br>東芝メディカルシステムズ株式会社<br>栃木県大田原市下石上1385番地   |
| (65) 公開番号 | 特開2008-61946 (P2008-61946A)  | (74) 代理人  | 110000866<br>特許業務法人三澤特許事務所                          |
| (43) 公開日  | 平成20年3月21日(2008.3.21)        | (74) 代理人  | 100081411<br>弁理士 三澤 正義                              |
| 審査請求日     | 平成21年9月3日(2009.9.3)          | (72) 発明者  | 佐々木 琢也<br>栃木県大田原市下石上1385番地 東芝<br>メディカルシステムズ株式会社 本社内 |
|           |                              | 審査官       | 宮澤 浩  |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体から受信された超音波エコーに相当する信号データに対して高速フーリエ変換処理を含む信号解析処理を行い、前記被検体に関する画像データを作成して表示する超音波診断装置において、

前記信号解析処理を行う信号解析部と、

前記被検体の診断対象に関する画像データが得られる前と、得られた後とで、前記信号解析部における前記信号解析処理に用いられる処理パラメータのうち、前記信号解析処理の分解能に影響を与える、前記高速フーリエ変換処理において、各時点でのスペクトラムを算出するために抽出される前記信号データの時間長を含む特定パラメータの値を異なる値に変更するパラメータ設定部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記パラメータ設定部は、

マンマシンインターフェイスを介して所定の指令が入力された場合に、前記高速フーリエ変換処理において、各時点でのスペクトラムを算出するために抽出される前記信号データの時間長を含む特定パラメータの値を変更することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記所定の指令は、

動画像から静止画像への表示画像の切り替え指令であることを特徴とする請求項2に記載

20

載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記高速フーリエ変換処理を含む信号解析処理が施される前の信号データを保存するデータ保存部と、

前記所定の指令が入力された場合に、前記パラメータ設定部により変更された前記高速フーリエ変換処理において、各時点でのスペクトラムを算出するために抽出される前記信号データの時間長を含む特定パラメータの下で、前記データ保存部に保存された信号データに対して前記信号解析処理を行って前記画像データを作成するように、前記信号解析部を制御する制御部と、をさらに備えることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

被検体から受信された超音波エコーに相当する信号データに対して高速フーリエ変換処理を含む信号解析処理を行い、前記被検体に関する画像データを作成して表示する超音波診断装置の制御プログラムにおいて、

前記被検体の診断対象に関する画像データが得られる前と、得られた後とで、前記信号解析処理に用いられる処理パラメータのうち、前記信号解析処理の分解能に影響を与える、前記高速フーリエ変換処理において、各時点でのスペクトラムを算出するために抽出される前記信号データの時間長を含む特定パラメータの値を異なる値に変更するパラメータ変更手順を、超音波診断装置に実行させる、超音波診断装置の制御プログラム。

20

【請求項 6】

前記パラメータ変更手順では、

マンマシンインターフェイスを介して所定の指令が入力された場合に、前記高速フーリエ変換処理において、各時点でのスペクトラムを算出するために抽出される前記信号データの時間長を含む特定パラメータの値を変更することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 7】

前記所定の指令は、動画像から静止画像への表示画像の切り替え指令であることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 8】

前記高速フーリエ変換処理を含む信号解析処理が施される前の信号データを保存するデータ保存手順と、

前記所定の指令が入力された場合に、前記パラメータ変更手順により変更された前記高速フーリエ変換処理において、各時点でのスペクトラムを算出するために抽出される前記信号データの時間長を含む特定パラメータの下で、保存された信号データに対して前記信号解析処理を行って前記画像データを作成するように、前記信号解析装置を制御する制御手順と、をさらに含むことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置の制御プログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体から受信された超音波エコーに相当する信号データに対して信号解析処理を行い、前記被検体に関する画像データを作成して表示する超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムに係り、さらに詳しくは、前記被検体の診断対象に関する画像データを、適切に解析することができる超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波パルス反射法や超音波ドプラ法などを用いて、被検体からの超音波エコーに相当する信号データに対して FFT 処理などの解析処理を行って、被検体の診断部位の断層像やその血流情報を含む波形データなどの被検体の診断対象に関する画像データ

50

を作成して表示する超音波診断装置が知られている（例えば、特許文献1参照）。

【0003】

このような超音波診断装置を用いて診断を行う場合には、被検体の診断対象に関する画像データ（例えば血流情報を含むドプラスペクトラム波形データ）から診断対象の診断指標を計測する作業を行う前に、まず、その診断対象に対応する画像データを検出する作業を行う必要がある。すなわち、超音波診断装置における診断においては、このような画像データを検出する作業段階である検出段階を経た後に、検出された画像データに基づいて診断指標を計測する計測段階に移行するのが一般的である。

【0004】

【特許文献1】特開2005-185731号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

図11には、超音波診断装置の表示画面の一例が示されている。この図11の画面の下側には、心臓の弁逆流の様子を表すドプラスペクトラム波形が示されている。この波形の横軸は時間を示し、縦軸は、その時間での血流速度を示すドプラスペクトラム波形を示している。図11の波形では、その極性が負側に設定されており（すなわち、正常な血流の方向は負であり）、波形のうち、枠で囲まれている部分の波形、すなわち正側の波形は、心臓の弁逆流を表している。このような弁逆流は、その流速は速いが、その血流量は微小であり、S/N比が必ずしも良好でないため、検出するのは比較的困難であるとされている。

【0006】

図11に示されるようなドプラスペクトラム波形データは、高速フーリエ変換（FFT）処理により作成される。FFT処理では、各サンプル時点の前後の時間（この時間の長さを観測時間長という）の波形データを抽出し、抽出された時間での波形データに対してFFT処理を行って、そのサンプル時点でのドプラスペクトラムを求め、それを時系列に並べることによってドプラスペクトラム波形データを作成している。FFT処理において、この観測時間長が適切に設定されていないと、例えば、図11の枠で囲まれた正側のドプラスペクトラム波形、すなわち弁逆流に対応する波形などを検出して表示できない場合もある。

【0007】

FFT処理においては、速度検出感度と時間分解能との間には、トレードオフの関係がある。すなわち、観測時間長を長めに設定すると、各サンプル時点でスペクトラムは、広い周波数範囲でのスペクトラムの取得が可能となり、速度検出感度は高くなるが、その分だけ時間方向にデータが平滑化されてその時間分解能は低下する。一方、観測時間長を短めに設定すると、速度検出感度は低下するが、時間分解能は向上する。

【0008】

このような観点からすれば、検出段階では観測時間長を長めに設定して、波形は時間方向に多少なまっても、各サンプル時点での速度検出感度を高いものとして波形を検出し易くし、検出された波形データに基づいて診断指標を計測する計測段階では、この観測時間長を短めに設定して、波形の時間分解能を向上させるのが望ましい。しかしながら、従来の超音波診断装置では、そのような観測時間長の切り替えを行う機能が提供されていなかった。このため、現状では、計測段階を考慮して検出段階から観測時間長を短めに設定し、速度検出感度を低下させたままで波形の検出が行われており、その分だけ波形の検出に時間を要していた。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するために、請求項1に記載の発明は、被検体から受信された超音波エコーに相当する信号データに対して高速フーリエ変換処理を含む信号解析処理を行い、前記被検体に関する画像データを作成して表示する超音波診断装置において、前記信号解析

10

20

30

40

50

処理を行う信号解析部と、前記被検体の診断対象に関する画像データが得られる前と、得られた後とで、前記信号解析部における前記信号解析処理に用いられる処理パラメータのうち、前記信号解析処理の分解能に影響を与える、前記高速フーリエ変換処理において、各時点でのスペクトラムを算出するために抽出される前記信号データの時間長を含む特定パラメータの値を異なる値に変更するパラメータ設定部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【0010】

また、請求項5に記載の発明は、被検体から受信された超音波エコーに相当する信号データに対して高速フーリエ変換処理を含む信号解析処理を行い、前記被検体に関する画像データを作成して表示する超音波診断装置の制御プログラムにおいて、前記被検体の診断対象に関する画像データが得られる前と、得られた後とで、前記信号解析処理に用いられる処理パラメータのうち、前記信号解析処理の分解能に影響を与える、前記高速フーリエ変換処理において、各時点でのスペクトラムを算出するために抽出される前記信号データの時間長を含む特定パラメータの値を異なる値に変更するパラメータ変更手順を、超音波診断装置に実行させる、超音波診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

【0011】

請求項1及び請求項5に記載の発明によれば、前記被検体の診断対象からの超音波エコーに相当する信号データに対する信号解析処理において、前記被検体の診断対象に関する画像データが得られる前にあっては、画像データを検出しやすい値に設定されたパラメータの下での診断対象に関する画像データの検出が可能となり、その検出が容易となる。さらに、画像データが得られた後では、診断指標を計測しやすい値に設定された処理パラメータの下での画像データを用いた診断指標の計測が可能となり、正確に診断指標を計測することが可能となる。これにより、微量のドプラスペクトラム信号であっても検出が容易となってその検出までに要する時間が短縮され、高精度、かつ、短時間な超音波診断が実現される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明に係る超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムの好適な実施形態について、図面を参照しながら具体的に説明する。

【0013】

図1には、本実施形態に係る超音波診断装置100の全体的な構成を示すブロック図が示されている。図1に示されるように、超音波診断装置100は、図示しない被検体との間で超音波を送受信する超音波プローブ2と、超音波プローブ2によって受信された超音波に基づいて取得された被検体の2次元形態像(Bモード像)と、2次元血流像と、ドプラスペクトラム波形とを表示する表示部6とを含んで構成されている。

【0014】

超音波プローブ2と表示部6の間には、信号処理等を行うユニットとして、送受信部3と、信号処理部4と、デジタルスキャンコンバータ(DSC)5とが設けられている。そして、送受信部3と信号処理部4との間に、データ記憶部11が設けられている。さらに、超音波診断装置100は、これら各ユニット2,3,4,5,6を統括制御する制御部8を備えている。この制御部8には、入力マンマシンインターフェイスとしての操作パネル7が接続されている。

【0015】

超音波プローブ2は、圧電セラミック等の圧電振動子を複数配列して備える。これら複数の圧電振動子に送受信部3から電圧パルスが印加されることで、超音波が発生し、被検体に対して超音波が送信されるようになる。超音波プローブ2は、送信された超音波が被検体で反射することにより得られる超音波エコーを受信し、この超音波エコーを、電気信号であるエコー信号に変換して、送受信部3に出力する。

【0016】

送受信部 3 には、パルス発生器、送信遅延回路、パルサ、プリアンプ、A / D、受信遅延回路、加算器、位相検波回路（いずれも不図示）が設けられている。

【 0 0 1 7 】

パルス発生器は、電圧パルスの送信タイミングを制御するもので、タイミング信号（クロックパルス）を所定時間毎に生成し、送信遅延回路に送信する。送信遅延回路は、電圧パルスの印加を圧電振動子毎に遅延させて時間差を設け、超音波ビームの走査方向を決定する。パルサは、送信遅延回路から受けたタイミングで各圧電振動子に各モードに応じたパルス幅の電圧パルスを印加する。

【 0 0 1 8 】

プリアンプは、エコー信号を増幅する。A / D は、増幅した信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路と加算器は、各振動子からの信号を整相加算して、単一信号を生成する。位相検波回路は、加算器を経た信号の所望中心周波数を 0 Hz にする周波数シフトを行った後、直交位相検波したデジタル信号データ（ドブラ信号）を、所定のサンプリング周期で、データ記憶部 1 1 に出力する。

【 0 0 1 9 】

データ記憶部 1 1 は、直交位相検波された信号を保存するためのファーストインファーストアウト（FIFO）メモリを備えており、送受信部 3 から出力されたデジタル信号データを、時系列に従ってそのメモリ内に格納する。本実施形態では、説明を簡単にするため、このメモリの記憶容量が、表示部 6 に表示される画像の 1 枚分を格納可能な容量であるものとする。後述するフリーズ操作が行われな限り、送受信部からのデジタル信号データにより、メモリの記憶内容は、随時更新される。メモリ内に格納されたデジタル信号データは、古い順に、前記所定のサンプリング周期で、信号処理部 4 に出力される。データ記憶部 1 1 は、データの書き込みの禁止又は許可をすることが可能な外部入力を備えている。

【 0 0 2 0 】

信号処理部 4 は、データ記憶部 1 1 から出力されたデジタル信号データを入力し、このデジタル信号データに基づいて、各像を生成するための信号処理を実行する。

【 0 0 2 1 】

Bモード処理部 1 4 は、エコーフィルタ、包絡線検波回路、LOG（いずれも不図示）を備えており、2次元形態像を生成する信号処理（Bモード信号処理）を実行する。エコーフィルタは、データ記憶部 1 1 から入力された周波数シフトによる信号にローパスフィルタをかける。包絡線検波回路は、包絡線を検波し、包絡線検波信号を得る。LOGは、包絡線検波信号に対して対数変換を施す。このようにして生成された2次元形態像のデータは、DSC 5へ送信される。

【 0 0 2 2 】

カラードブラモード処理部 1 5 は、コーナーターニングバッファ、ウォールフィルタ、自己相関器、演算部（いずれも不図示）を備えており、2次元血流像を生成する信号処理（CFMモード信号処理）を実行する。コーナーターニングバッファは、送受信 3 の位相検波回路からの直交位相検波による信号（データ記憶部 1 1 を介して得られる信号）のデータ列を一時的に記憶した後、並べ替えを行う。ウォールフィルタは、コーナーターニングバッファに記憶されたデータ列を所定順で読み出し、所定のフィルタ帯域をもって信号のクラッタ成分を除去する。自己相関器は、2次元のドブラ信号処理をリアルタイムで行い、信号を周波数分析する。演算部は、平均速度演算部、分散演算部、パワー演算部を有しており、それぞれ平均ドブラシフト周波数、分散値、または血流パワー値等の2次元血流像のデータを求める。例えば、演算部は、信号に含まれる血流の速度成分を対応するカラー情報に変換する。

【 0 0 2 3 】

図 2 には、Dモード処理部 1 6 の詳細構成が示されている。図 2 に示されるように、Dモード処理部 1 6 は、レンジゲート部 2 1 と、ウォールフィルタ 2 3 と、FFT処理部 2 5 と、トレース処理部 2 7 とを備えており、ドブラスペクトラム波形データを形成するた

10

20

30

40

50

めの信号処理（Dモード信号処理）を実行する。

【0024】

レンジゲート部21は、サンプルホールド回路（不図示）を有している。レンジゲート部21は、レンジゲートに相当するサンプリングパルスに従って、被検体内の所望位置のドブラ信号をサンプルホールドする。ウォールフィルタ23は、そ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成分（クラッタ成分）を除去する。

【0025】

FFT処理部25は、クラッタ成分が除去されたドブラ信号を周波数分析してそのスペクトラムデータを得る。このスペクトラムデータは、DSC5に送信される。

10

【0026】

図3(A)、図3(B)には、FFT処理部25におけるFFT処理が模式的に示されている。図3(A)は、FFT処理部25に入力されるドブラ信号Axが示されており、図3(B)には、このドブラ信号Axの所定区間をFFT処理して得られたドブラスペクトラムデータBx(x=1、2、・・・)が示されている。このFFT処理においては、離散的なドブラ信号(図3(A))のうち、例えば、q1乃至qmのm個のドブラ信号成分(すなわち時間長Tmの成分)が抽出され、この成分に対してFFT処理が行なわれ、スペクトラム成分p1乃至pmに対する最初のドブラスペクトラムデータB1が生成される。次いで、時間T後のm個のドブラ信号成分q1+j乃至qm+jがFFT処理されて新たなドブラスペクトラムデータB2が生成される。なお、図3(A)ではj=3の場合について示している。

20

【0027】

以下、同様にして、時間2T後のq1+2j乃至qm+2j、時間3T後のq1+3j乃至qm+3j・・・のm個のドブラ信号成分に対しても順次FFT分析が行なわれ、スペクトラム成分p1乃至pmに対するドブラスペクトラムデータB3、B4、・・・が生成される。(図3(B))。

【0028】

mは、制御部8によって設定可能な処理パラメータである。このmによって決定される時間Tmは、各時点でのスペクトラムを算出するために抽出される波形データの時間長であり、この時間Tmを、以下では、観測時間長という。この観測時間長Tmを長くすれば、各サンプル地点でのドブラスペクトラム波形は、広い速度範囲の血流を捉えた正確なものとなり、速度検出感度が向上するが、時間方向には平滑化された波形となり、時間分解能は低下する。また、観測時間長Tmを短くすると、各サンプル地点での速度検出感度は低下するが、時間分解能は向上するようになる。

30

【0029】

一方、FFT処理部25から出力されたスペクトラムデータは、トレース処理部27にも送られる。トレース処理部27は、入力したスペクトラムデータから、最高流速Vp(Vpeak)、平均流速Vm(Vmean)のトレース波形データを作成して出力する。この最高流速Vp、平均流速Vmのトレース波形データは、DSC5や不図示の計測部にも出力されている。また、このトレース波形データは、計測部における被検体の診断対象の診断指標(血液流量や拍動流のHR(Heart Rate)、PI、RI(Resistance Index))の計測に用いられる。

40

【0030】

DSC5は、Bモード処理部14、カラードブラモード処理部15及びDモード処理部16から出力される各データを、表示部6に表示可能な画像信号(標準TV走査のアナログ信号)に変換して表示部6へ送信する。

【0031】

表示部6は、モニタにより構成され、DSC5で処理された各画像データに対応する画像を合成して表示する。図4には、表示部6が表示する表示画面の一例が示されている。図4に示されるように、この表示画面は、トリプレックスモードで表示されている。この

50

表示画面において、その画面上部の断層像表示部 3 1 には、2 次元形態像内の関心領域 (ROI、Region Of Interest) に 2 次元血流像がオーバーレイ表示されている。図 4 では、心臓の断層像が示されている。また、画面下部の波形表示部 3 3 には、その 2 次元形態像とともに、ドプラスペクトラム波形、すなわち血流の時系列データが表示されている。表示されるドプラスペクトラム波形は、断層像表示部 3 1 内の断層像上に表示されたサンプルボリューム 3 5 に示された位置に対応する波形となっている。このサンプルボリューム 3 5 の位置を変更すると、レンジゲート部 2 1 のサンプリングパルスのタイミングが変わり、変更されたサンプルボリューム 3 5 の位置に対応するドプラスペクトラム波形が表示されるようになる。

#### 【0032】

ドプラスペクトラム波形は、例えばムービングバー MB を先頭にして、波形表示部 3 3 上を、左端から右端へと一定速度で進むようにして描かれる。そして、ムービングバー MB は、右端に到達すると左端に戻り、改めて右端へ進む。このムービングバーに追従して、ドプラスペクトラム波形の波形表示が更新されていく。このような画面の更新をスクロールという。後述する速度レンジの更新や、処理パラメータの変更は、ムービングバーが左端にあって、画面が更新される時点において、その更新と同時にしか行うことができないように規定されている。

#### 【0033】

操作パネル 7 は、キーボード、トラックボール、マウス等により構成される。この操作パネル 7 は、操作者が各モードの切替えや、ROI の位置やレンジゲート (サンプルボリューム 3 5) の切替え、ドプラスペクトラム波形データを収集するポイントの変更等を入力するために用いられる。また、この操作パネル 7 上には、表示部 6 に表示される画像を、動画像か静止画像かのいずれかに切り替えるフリーズ ON / OFF ボタン (不図示) が設けられている。動画像が表示されている場合にこのフリーズ ON / OFF ボタンが押下されると、表示部 6 には静止画像が表示される。このときのボタン操作をフリーズ操作という。また、静止画像が表示されている場合にこのフリーズ ON / OFF ボタンが押下されると、表示部 6 には、動画像が表示される。このときのボタン操作をフリーズ解除操作という。

#### 【0034】

制御部 8 は、CPU 8 1、RAM 8 2、HDD 8 3 等のコンピュータとシーケンサ 8 4 により構成される。HDD 8 3 には、超音波診断装置 1 0 0 の制御プログラムが記憶されている。制御部 8 では、HDD 8 3 から RAM 8 2 上に、この制御プログラムを読み出し、CPU 8 1 がその制御プログラムを実行することにより、図 2 に示される制御部 8 内に設けられた操作解析部 6 1、パラメータ設定部 6 3、判定部 6 5、波形情報算出部 6 7、自動調整部 6 9 などの機能が実現される。操作解析部 6 1、パラメータ設定部 6 3、判定部 6 5、波形情報抽出部 6 7、自動調整部 6 9 は、所定の周期 (例えばタイマ割り込みなど) で、定期的に行われる、リアルタイム実行タスクである。

#### 【0035】

操作解析部 6 1 は、操作パネル 7 から送信されるその操作内容に関する情報を受信し、その受信結果を解析し、その解析結果に応じた処理を行う。例えば、操作解析部 6 1 は、操作パネルの操作内容を解析し、必要であれば、パラメータ設定部 6 3 にパラメータ変更指令を発する。また、操作解析部 6 1 は、必要に応じて、データ記憶部 1 1 への書き込み禁止、書き込み許可の指令を、データ記憶部 1 1 に与える。また、操作解析部 6 1 は、信号処理部 4 に対して、データ記憶部 1 1 に保存されたデータの再処理指令などを送信することもできるようになっている。

#### 【0036】

パラメータ設定部 6 3 は、操作解析部 6 1 や判定部 6 5 からのパラメータ変更指令に応じて、FFT 処理部 2 5 の処理パラメータの値を変更することができる。本実施形態では、説明を簡単にするため、値が変更される処理パラメータを、上述した観測時間長  $T_m$  のみとする。一般に、観測時間長  $T_m$  を長めに設定した方が、速度検出感度を上げて診断対

10

20

30

40

50

象に対応するドプラスペクトラム波形データを検出し易くなるため、波形データを検出する検出段階では、パラメータ設定部 6 3 は、観測時間長  $T_m$  の値としては、長めの数値を設定するようになる。また、観測時間長  $T_m$  を短めに設定した方が、波形の時間分解能が高くなるため、診断指標を計測する計測段階では、パラメータ設定部 6 3 は、観測時間長  $T_m$  の設定値としては、短めの数値を設定するようになる。各段階での観測時間長  $T_m$  の値は、それぞれ HDD 8 3 上のパラメータ設定値格納部 7 1 に予め格納されており、パラメータ設定部 6 3 は、パラメータの値を変更する際に、このパラメータ設定値格納部 7 1 に格納されたパラメータ設定値を参照すればよいようになっている。

【 0 0 3 7 】

判定部 6 5 は、ドプラスペクトラム波形などに基づいて、パラメータの値の変更の可否を自動判定するために設けられている。判定部 6 5 は、後述する波形情報抽出部 6 7 から得られるドプラスペクトラム波形の特徴や、自動調整部 6 9 から受信する表示部 6 における表示画面の自動調整の調整状態などから、例えば、診断対象に関する波形が検出されたか否かを判定する。そして、判定部 6 5 は、この判定が肯定的であった場合には、パラメータ変更指令を、パラメータ設定部 6 3 に送信する。

10

【 0 0 3 8 】

波形情報抽出部 6 7 は、トレース処理部 2 7 から、最高流速  $V_p$ 、平均流速  $V_m$  のトレースデータを入力している。波形情報抽出部 6 7 は、これらのトレースデータに基づいて、被検体の診断対象の特徴を抽出する。

【 0 0 3 9 】

個々の診断対象に対応する波形データにはそれぞれ特徴がある。波形情報抽出部 6 7 は、その特徴を抽出して出力する。以下、この診断対象の特徴について、具体的に説明する。

20

【 0 0 4 0 】

図 5 ( A )、図 5 ( B ) には、心臓の弁の血流に対応するドプラスペクトラム波形が示されている。

【 0 0 4 1 】

図 5 ( A ) に示されるトレース波形データでは、負側だけにピークが現れている。通常、ドプラ法においては、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の符号が付与される。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が、正負に跨って変化することはなく、通常は、正負どちらかに偏っている。したがって、図 5 ( A ) に示される波形では、心臓の弁流は常に負の方向であり、弁逆流は検出されていないことになる。この場合、太線であらわされる正側、負側の最高流速  $V_p$  のトレースデータの波形のうち、一方の極性のみ、すなわち負側のトレースデータの波形のみが、所定レベルを超えるようになる。

30

【 0 0 4 2 】

図 5 ( B ) に示されるトレース波形データでは、正側だけでなく、負側にもピークが現れている（中央の横線が流速がゼロであることを示す。）。この場合、同じ位置（サンプルボリューム 3 5 で指定された位置）で、正逆の血液の流れが存在することになる。ここで、サンプルボリューム 3 5 の指定位置が心臓の弁であったとすると、正側の波形は、弁逆流を表していることになる。

40

【 0 0 4 3 】

このように、診断対象が心臓であり、その弁逆流が存在するような場合には、最高流速  $V_p$  のトレースデータの波形は、一方の極性だけでなく、正側でも負側でも一定レベルを超えるようになる。波形情報抽出部 6 7 は、このような波形の特徴を抽出して、判定部 6 5 に送信する。

【 0 0 4 4 】

自動調整部 6 9 は、トレース処理部 2 7 から最高流速  $V_p$ 、平均流速  $V_m$  のトレースデータを入力し、そのトレースデータに基づいて、表示部 6 に表示されるドプラスペクトラム波形に発生する折り返しを防止すべく、速度レンジ（ドプラスペクトラム波形の速度表

50

示範囲)、ベースライン(ドプラスペクトラム波形のゼロレベル)の自動調整を行う。自動調整部69は、一定時間のトレースデータを抽出し、抽出されたトレースデータにおける血流の最大流速 $V_p$ 、及び平均流速 $V_m$ の分布に対する統計値を算出する。そして、算出された統計値に基づいて、現在のドプラスペクトラム波形を、適切に表示する速度レンジ等を調整する。なお、自動調整部の具体的な処理内容については、例えば、特開2005-185731号公報に開示されているので、詳細な説明を省略する。自動調整部69は、調整した速度レンジ等に関する情報を判定部65に出力している。

【0045】

判定部65は、波形情報抽出部67で抽出された波形の特徴や、自動調整部69から入力した速度レンジ等に関する情報などを受信し、受信した情報に基づいて、診断対象に

10

【0046】

対応する波形が検出されているか否か、又は、調整状態が安定しているか否かの判定を行う。

【0047】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

20

【0048】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

30

【0049】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

【0050】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

40

【0051】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

【0052】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の各部の処理動作についてさらに具体的に説明する。

50

する。これを受けて、データ記憶部 11 は、送受信部 3 からのデータの書き込み禁止を解除する。送受信部 3 からのデータの書き込みは、メモリの先頭から行われる。次のステップ 215 では、パラメータ設定部 63 に対し、パラメータ変更指令を発信し、次のステップ 217 で、変更完了通知を待つ。これを受けて、パラメータ設定部 63 は、FFT 処理部 25 の処理パラメータを変更し、変更完了通知を、操作解析部 61 に返す。

【0053】

一方、ステップ 213 で、操作内容がフリーズ操作でなく、他の操作であったと判定された場合には、ステップ 221 において、その他の操作に対応するコマンド処理が実行される。

【0054】

ステップ 211、ステップ 219、ステップ 221 終了後は、ステップ 201 に戻り、再び、操作入力待ちとなる。

【0055】

次に、パラメータ設定部 63 の動作について説明する。図 7 には、パラメータ設定部 63 の一例のフローチャートが示されている。図 7 に示されるように、まず、パラメータ設定部 63 は、ステップ 251 において、パラメータ変更指令の受信待ちとなっている。前述したように、操作解析部 61 等から、パラメータ変更指令を受信すると、ステップ 253 に進む。ステップ 253 では、検出モードが設定されているか否かを判断する。パラメータ設定部 63 は、現在、診断対象に対応する波形を検出する検出段階のモード、すなわち検出モードであるか、診断指標を計測する計測段階のモード、すなわち計測モードであるかを内部で管理しており、その管理情報を参照することにより、この判断がなされる。

【0056】

ステップ 253 の判断が肯定されればステップ 255 に進み、否定されればステップ 257 に進む。ステップ 255 では、検出モードから計測モードへ切り替えのために計測モードの処理パラメータの値（すなわち、観測時間長  $T_m$  の短めの値）を、パラメータ設定値格納部 71 から読み出す。また、ステップ 257 では、計測モードから検出モードへの切り替えのために、検出モードの処理パラメータの値（すなわち、観測時間長  $T_m$  の長めの値）をパラメータ設定値格納部 71 から読み出す。

【0057】

次のステップ 261 では、読み出した観測時間長  $T_m$  の設定値を、FFT 処理部 25 に設定することにより、FFT 処理の観測時間長  $T_m$  の値を変更する。次のステップ 263 では、変更完了通知を、パラメータ変更指令の発信元（例えば、操作解析部 61 等）に返す。ステップ 263 終了後は、再び、ステップ 251 に戻り、パラメータ変更指令待ちとなる。

【0058】

図 8 (A) には、フリーズ操作前における表示部 6 の表示画面の一例が示されており、図 8 (B) には、フリーズ操作後の表示部 6 の表示画面の一例が示されている。図 8 (A)、図 8 (B) に示されるように、フリーズ操作前とフリーズ操作後とは、FFT 処理部 25 の処理パラメータ（観測時間長  $T_m$ ）の値が変更されているため、両者の間で、表示されているドブラスペクトラム波形が大きく異なっているのがわかる。

【0059】

次に、波形情報抽出部 67 の動作について説明する。図 9 には、波形情報抽出部 67 の処理の一例のフローチャートが示されている。図 9 に示される処理は、診断対象を心臓の弁逆流とし、その特徴に関する情報を抽出する処理である。

【0060】

図 9 に戻り、波形情報抽出部 67 は、定期的なタイマ割り込みによってスタートする。まず、ステップ 301 において、一定時間内のトレースデータを、トレース処理部 27 から取得する。次のステップ 303 では、正側の最高流速のトレースデータの平均値を算出し、次のステップ 305 では、負側の最高流速のトレースデータの平均値を算出する。次のステップ 307 では、最高流速  $V_p$  のトレースデータの平均値（正、負）を、判定部 6

10

20

30

40

50

5 に送信し、処理を終了する。

【 0 0 6 1 】

次に、判定部 6 5 の動作について説明する。図 1 0 には、判定部 6 5 の処理の一例のフローチャートが示されている。判定部 6 5 の処理モードには、A モードと B モードとが含まれている。A モードとは、波形情報抽出部 6 7 から送られる情報に基づいて、処理パラメータの変更の可否を判定するモードであり、B モードとは、自動調整部 6 9 から送られる情報に基づいて、処理パラメータの変更の可否を判定するモードである。A モード / B モードは、装置パラメータにより、予め設定されているものとする。

【 0 0 6 2 】

図 1 0 に示されるように、判定部 6 5 は、定期的なタイマ割り込みによって処理を開始する。まず、ステップ 3 5 1 では、処理モードが A モードに設定されているか否かを判断する。この判断が肯定されればステップ 3 5 3 に進み、否定されればステップ 3 6 1 に進む。

10

【 0 0 6 3 】

ステップ 3 5 3 ~ ステップ 3 5 9 における処理は、A モード設定時の処理である。まず、ステップ 3 5 3 では、最高流速のトレースデータ（正、負）の平均値を受信する。次のステップ 3 5 5 では、正側の最高流速のトレースデータの平均値と、負側の最高流速のトレースデータの平均値とが、ともに閾値を上回っているか否かを判断する。そして、この判断が肯定された場合にのみ、ステップ 3 5 7 において、パラメータ変更指令を、パラメータ設定部 6 3 に発信して、ステップ 3 5 9 において、その変更完了通知を待つ。これを

20

【 0 0 6 4 】

一方、ステップ 3 5 5 で判断が否定された場合には、パラメータ変更指令を発することなく処理を終了する。

【 0 0 6 5 】

ステップ 3 6 1 ~ ステップ 3 7 1 の処理は、B モード設定時の処理である。まず、ステップ 3 6 1 では、B モードが設定されているか否かを判断する。この判断が肯定された場合にはステップ 3 6 3 に進み、否定された場合には、処理を終了する。

30

【 0 0 6 6 】

ステップ 3 6 3 では、自動調整部 6 9 から出力される速度レンジのデータを受信する。次のステップ 3 6 5 では、一定期間の速度レンジのばらつき、例えば分散を算出する。次のステップ 3 6 7 では、その分散が許容値以内であるか否かを判断する。この判断が肯定された場合にのみステップ 3 6 9 に進んでパラメータ変更指令を発し、ステップ 3 7 1 では、変更完了通知の受信待ちとなる。これをを受けて、パラメータ設定部 6 3 は、FFT 処理部 2 5 の処理パラメータを変更して、変更完了通知を返す。判定部 6 5 は、この変更完了通知を受けて、処理を終了する。

【 0 0 6 7 】

一方、ステップ 3 6 7 において、判断が否定された場合には、そのまま処理を終了する。

40

【 0 0 6 8 】

以上述べたように、制御部 8 では、操作パネル 7 から入力されるフリーズ操作又はフリーズ解除操作、波形情報抽出部 6 7 によって抽出された波形情報、自動調整部 6 9 での調整状態に関する情報に基づいて、FFT 処理部 2 5 における処理パラメータの値（観測時間長  $T_m$  の値）を変更する。なお、B モードの処理（ステップ 3 6 3 ~ ステップ 3 7 1）では、速度レンジの分散を基準として、パラメータの変更の可否を判断したが、速度レンジの分散の代わりに、速度レンジの変動の大きさを示す他の統計値（例えば、標準偏差など）を用いることが可能である。

【 0 0 6 9 】

50

次に、上述した構成及び動作を有する超音波診断装置 100 を用いた診断の流れについて説明する。

【0070】

まず、フリーズ操作を行う診断方法について説明する。最初の時点では、オペレータは、超音波プローブ 2 を被検体にあて、表示部 6 の断層像表示部 31 に表示された断層像を見ながら、サンプルボリューム 35 の診断対象部位への位置合わせを行う。その位置合わせの際には、波形表示部 33 を確認し、取得すべき波形データが表示されているか否かを確認する。この段階は、まだ波形の検出段階であり、FFT 処理の処理パラメータ（観測時間長  $T_m$ ）には、波形を検出し易いように、長めの値が設定されている。これにより、オペレータは、高い速度検出感度の下で、波形データを検出することが可能となる。

10

【0071】

波形表示部 33 に、診断対象に対応する波形データが波形表示部 33 に表示され、その波形データが得られたことを確認すると、オペレータは、操作パネル 7 のフリーズ ON / OFF ボタンを押下する。このフリーズ ON / OFF ボタンの押下により、その操作内容が、操作解析部 61 に送られると、パラメータ変更指令が、パラメータ設定部 63 に送られて、FFT 処理の処理パラメータ（観測時間長  $T_m$ ）の値が短めの値に変更される。これにより、高い時間分解能を提供する処理パラメータの下で、FFT 処理された波形データ（静止画像）が作成されるようになり、この波形データを用いて診断指標を高精度に計測できるようになる。

【0072】

20

次に、A モード（波形情報抽出部によるパラメータ変更）を用いた診断方法について説明する。最初の時点では、オペレータは、超音波プローブ 2 を被検体にあて、表示部 6 の断層像表示部 31 に表示された断層像を見ながら、サンプルボリューム 35 の診断対象部位への位置合わせを行う。その位置合わせの際には、波形表示部 33 を確認し、取得すべき波形データが表示されているか否かを確認する。この段階は、まだ、波形の検出段階であり、FFT 処理の処理パラメータ（観測時間長）には、長めの値が設定されている。これにより、オペレータは、高い速度検出感度の下で、波形データを検出することが可能となる。

【0073】

サンプルボリューム 35 が適切に設定され、逆弁流の特徴が波形データに出現すると、波形情報抽出部 67 で抽出された正負の最高流速のトレースデータの平均値は、ともに閾値を超えるようになるため、判定部 65 は、パラメータ設定部 63 にパラメータ変更指令を発する。これを受けて、パラメータ設定部 63 は、処理パラメータ（観測時間長  $T_m$ ）の値を変更する。これにより、高い時間分解能を提供する処理パラメータの下で、FFT 処理された波形データが作成されるようになり、この波形データを用いて、診断指標を高精度に計測できるようになる。

30

【0074】

次に、B モード（自動調整の調整状態によるパラメータ変更）を用いた診断方法について説明する。最初の時点では、オペレータは、超音波プローブ 2 を被検体にあて、表示部 6 の断層像表示部 31 に表示された断層像を見ながら、サンプルボリューム 35 の診断対象部位への位置合わせを行う。その位置合わせの際には、波形表示部 33 を確認し、取得すべき波形データが表示されているか否かを確認する。この段階は、まだ波形の検出段階であり、FFT 処理の処理パラメータ（観測時間長）の値としては、長めの値が設定されている。これにより、オペレータは、高い速度検出感度の下で、波形データを検出することが可能となる。

40

【0075】

自動調整部 69 は、トレース処理部 27 から得られる最高流速  $V_p$ 、平均流速  $V_m$  のトレース波形に基づいて、速度レンジを調整し、その調整値を、判定部 65 に出力する。判定部 65 は、その速度レンジの変動状態を示す分散が、許容範囲内となったときに、波形データが検出されたものと判断して、パラメータ設定部 63 に、パラメータ変更指令を発

50

し、パラメータ設定部 6 3 は、処理パラメータ（観測時間長）の値を短めの値に変更する。これにより、高い時間分解能を提供する処理パラメータの下で、FFT 処理された波形データが作成されるようになり、この波形データを用いて、診断指標を高精度に計測できるようになる。

【 0 0 7 6 】

以上詳細に説明したように、本実施形態によれば、被検体の診断対象からの超音波エコーに相当する信号データに対する信号処理部 4 において、被検体の診断対象に関する波形が得られる前にあっては、波形を検出しやすい値に設定された処理パラメータ（観測時間長  $T_m$ ）の下での診断対象に関する波形の検出が可能となり、その検出が容易となる。さらに、画像データが得られた後では、診断指標を計測しやすい値に設定された処理パラメータ（観測時間長  $T_m$ ）の下での波形データを用いた診断指標の計測が可能となり、正確に診断指標を計測することが可能となる。これにより、微量のドブラスペクトラム信号であっても検出が容易となってその検出までに要する時間が短縮され、高精度、かつ、短時間な超音波診断が実現される。

10

【 0 0 7 7 】

また、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 では、パラメータ設定部 6 3 は、操作パネル 7 で切り替え操作が行われた場合に、観測時間長  $T_m$  の値を変更する。このようにすれば、波形が検出されたものと判断したオペレータは、操作パネル 7 を用いた切り替え操作を行えば、その操作に伴って処理パラメータの値が自動的に変更されるようになるため、装置の操作性が著しく向上するようになる。

20

【 0 0 7 8 】

また、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 では、パラメータの変更は、表示する画像を、動画像から静止画像へ切り替えるフリーズ操作によって行われる。このようなフリーズ操作は、通常、波形の検出後において行われるため、このフリーズ操作に連動して、処理パラメータの値の変更を自動的に行うようにすれば、オペレータの作業負担が著しく軽減される。

【 0 0 7 9 】

また、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 では、データ記憶部 1 1 には、D モード処理等が施される前のデータが保存される。そして、制御部 8 の D モード処理部 1 6 は、表示する画像を動画像から静止画像に切り替える場合に、パラメータ設定部により値が変更された観測時間長  $T_m$  の下で、データ記憶部 1 1 に保存された信号データに対して所定の処理を再び行って波形データを作成する。このようにすれば、すでに、長い観測時間長  $T_m$  の下で、FFT 処理がすでに行われた波形データであっても、観測時間長  $T_m$  を短く設定して D モード処理を再処理して、表示部 6 の画面上に再表示することが可能となる。

30

【 0 0 8 0 】

また、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 では、波形情報抽出部 6 7 が、波形データの特徴を抽出する。そして、判定部 6 5 は、抽出された特徴が、被検体の診断対象の特徴と符合するか否かを判定する。そして、パラメータ設定部 6 3 は、判定部 6 5 の判定が肯定的であると判定した場合に、処理パラメータの値を変更する。このようにすれば、波形の特徴に基づいて、診断対象の波形データを検出した後、処理パラメータを自動的に変更するようになるため、オペレータの作業負担が著しく軽減されるようになる。

40

【 0 0 8 1 】

なお、上記実施形態では、心臓の弁逆流を診断対象として、その波形データに現れる特徴を抽出して、波形検出を確認したが、このような波形の特徴は、診断対象によって様々である。したがって、波形情報抽出部 6 7 は、その診断対象に応じた波形情報を抽出し、判定部は、その波形の特徴に応じた判定処理を行う必要がある。

【 0 0 8 2 】

また、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 では、自動調整部 6 9 が、波形データの大きさに基づいて、波形の表示状態を自動調整する。そして、判定部 6 5 は、自動調整部 6 9 による調整状態が安定しているか否かを判断する。さらに、パラメータ設定部 6 3 は

50

、判定部 65 の判定が肯定的であると判定した場合に、処理パラメータの値を変更する。このようにすれば、自動調整部 69 の調整状態が安定している場合には、処理パラメータを自動的に変更するようになるため、オペレータの作業負担が著しく軽減されるようになる。

【0083】

なお、上記実施形態に係る超音波診断装置 100 では、値を変更する処理パラメータを、FFT 処理部における観測時間長  $T_m$  としたが、本発明はこれには限られず、信号処理部 4 の分解能に関わる処理パラメータであれば、すべて変更の対象となる。例えば、図 3 (A) に示されるサンプリング間隔  $T$  が変更されるパラメータの一例として挙げられる。

10

【0084】

また、処理パラメータの変更対象となる処理部は、FFT 処理部 25 には限らない。例えば、トレース処理部 27 において最高流速  $V_p$  等を求めるために抽出される波形データの時間長などを変更するようにしてもよい。さらには、Bモード処理部 14、カラードプラモード処理部 15 の処理パラメータを変更するようにしてもよい。

【0085】

この他、変更可能なパラメータとしては、ピクセルレシオ、表示色などの、表示部 6 における表示パラメータが含まれるようにしてもよい。

【0086】

また、上記実施形態では、変更するパラメータの値を、波形が検出される段階で 1 つ、診断指標を計測する段階で 1 つとしたが、これには限られず、各段階で複数備えるようにしてもよい。このようにすれば、各段階において、複数の設定値の中から最適な設定値を選択することもできるようになる。このとき、フリーズ操作後に、パラメータの値を順次切り替えつつ、データ記憶部 11 に記憶された信号データに対して Dモード処理を再処理させて、表示部 6 に表示させて、最も良好な波形データに対応する最適な処理パラメータを選択するようにしてもよい。なお、このような処理を行うには、操作パネル 7 上に、別途、フリーズ ON/OFF ボタンとは別に、処理パラメータを切り替えるためのマンマシンインターフェイスが別途必要となる。

20

【0087】

なお、上記実施形態では、データ記憶部 11 を、送受信部 3 と信号処理部 4 との間に配置したが、本発明はこれには限られず、信号処理部 4 の各処理部 14、15、16 内にそれぞれ設けるようにしてもよい。この場合、Dモード処理部 16 では、ウォールフィルタ 23 と FFT 処理部 25 との間に、データ記憶部が設けられていても良い。要は、データ記憶部は、値が変更される処理パラメータに対応する処理部の前段に設けられていればよい。

30

【0088】

また、上記実施形態では、表示部 6 の表示モードをトリプレックスモードとしたが、本発明はこれには限られない。ドブラスペクトラム波形の単独表示であっても構わないのは勿論である。

【0089】

また、上記実施形態に係る超音波診断装置 100 は、ドブラスペクトラム波形の算出に、パルスドプラ法を用いたが、連続波ドプラ法についても本発明を適用することができるのは勿論である。

40

【0090】

なお、上記実施形態では、超音波振動子として、圧電振動子を用いたが、超音波振動子としては、近年の MEMS 技術の進歩によって、振動部をシリコン基板上に作製可能となった容量検出型超音波トランスデューサ (CMUT: Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer) を用いるようにしてもよい。

【0091】

上述した実施態様及び各種変形例は、本発明の範囲を制限するものではない。従って、

50

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含まれる。

【図面の簡単な説明】

【0092】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】制御部とDモード処理部との詳細構成を示すブロック図である。

【図3】図3(A)、図3(B)は、FFT処理を説明するための模式図である。

【図4】表示部が表示する表示画面の一例を示す図である。

【図5】図5(A)は、弁逆流が検出されていないドプラスペクトラム波形及び最高流速のトレース波形の一例であり、図5(B)は、弁逆流が検出されたドプラスペクトラム波形及び最高流速のトレース波形の一例である。

【図6】操作解析部の処理の一例を示すフローチャートである。

【図7】パラメータ設定部の処理の一例を示すフローチャートである。

【図8】図8(A)は、検出段階での波形表示の一例を示す図であり、図8(B)は、計測段階での波形表示の一例を示す図である。

【図9】波形情報抽出部の処理の一例を示すフローチャートである。

【図10】判定部の処理の一例を示すフローチャートである。

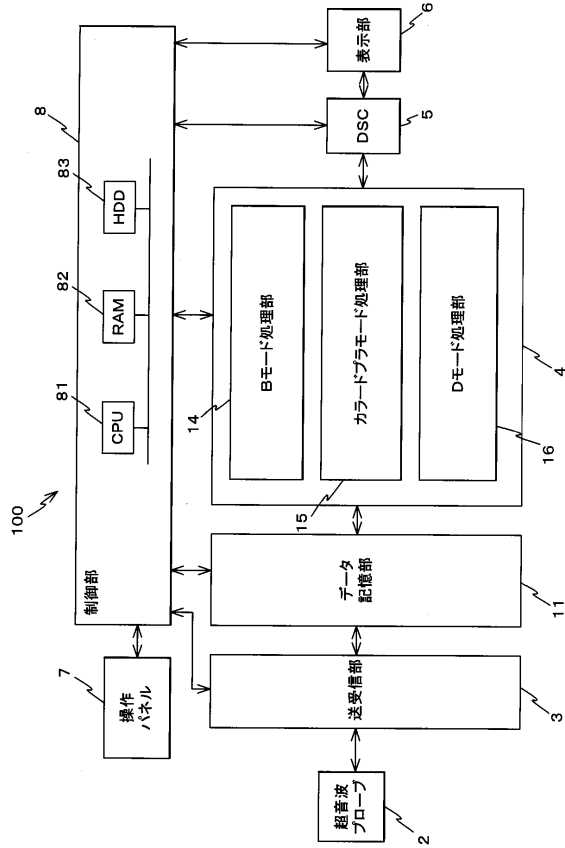
【図11】心臓の弁逆流のドプラスペクトラム波形を示す図である。

【符号の説明】

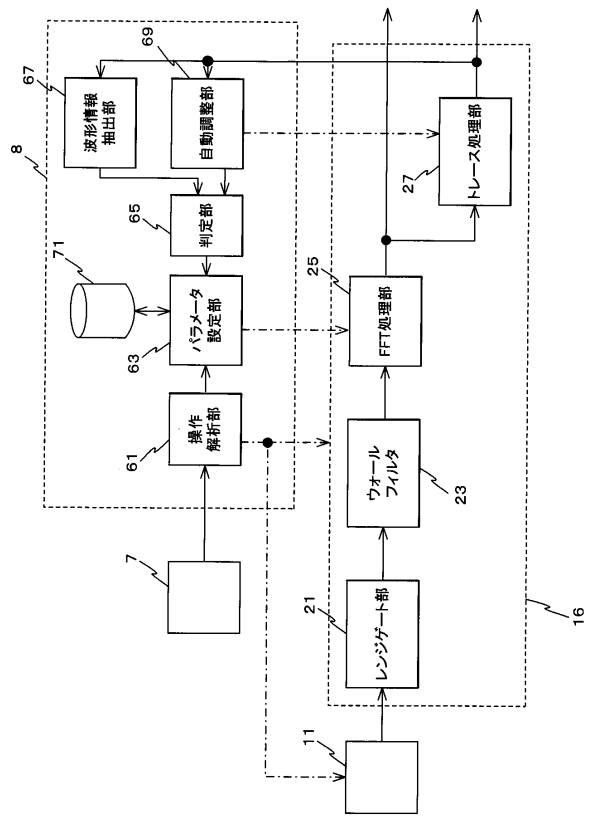
【0093】

|     |              |    |
|-----|--------------|----|
| 2   | 超音波プローブ      |    |
| 3   | 送受信部         |    |
| 4   | 信号処理部        |    |
| 5   | DSC          |    |
| 6   | 表示部          |    |
| 7   | 操作パネル        |    |
| 8   | 制御部          |    |
| 11  | データ記憶部       |    |
| 14  | Bモード処理部      |    |
| 15  | カラードプラモード処理部 | 30 |
| 16  | Dモード処理部      |    |
| 21  | レンジゲート部      |    |
| 23  | ウォールフィルタ     |    |
| 25  | FFT処理部       |    |
| 27  | トレース処理部      |    |
| 31  | 断層像表示部       |    |
| 33  | 波形表示部        |    |
| 35  | サンプルボリューム    |    |
| 61  | 操作解析部        |    |
| 63  | パラメータ設定部     | 40 |
| 65  | 判定部          |    |
| 67  | 波形情報抽出部      |    |
| 69  | 自動調整部        |    |
| 71  | パラメータ設定値格納部  |    |
| 81  | CPU          |    |
| 82  | RAM          |    |
| 83  | HDD          |    |
| 100 | 超音波診断装置      |    |
| MB  | ムービングバー      |    |

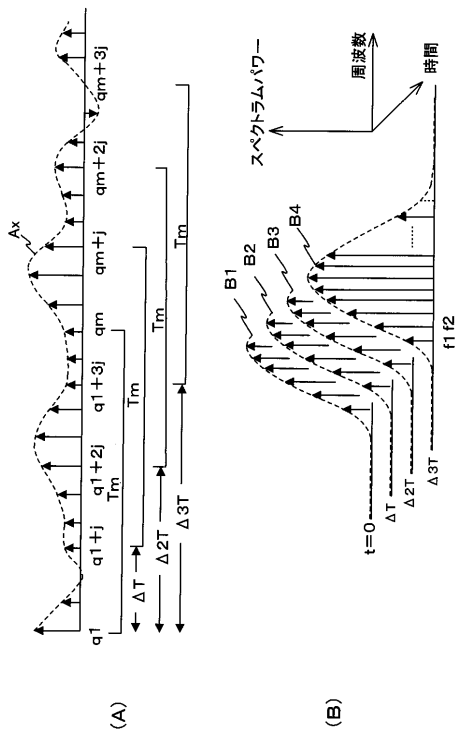
【図1】



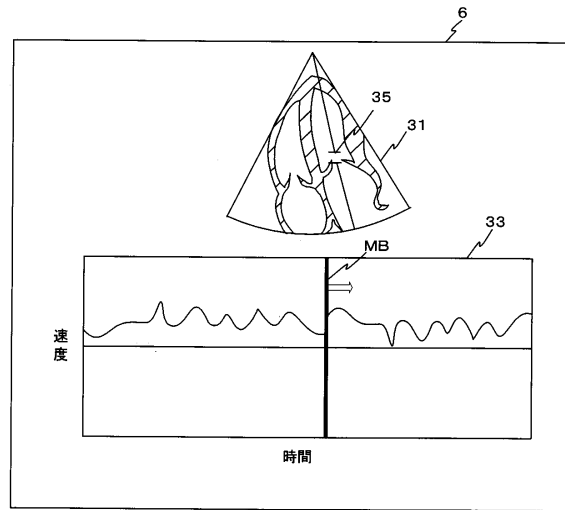
【図2】



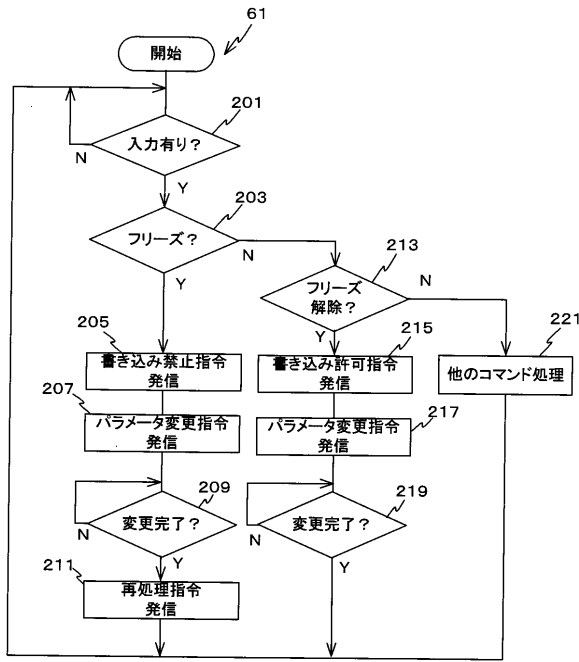
【図3】



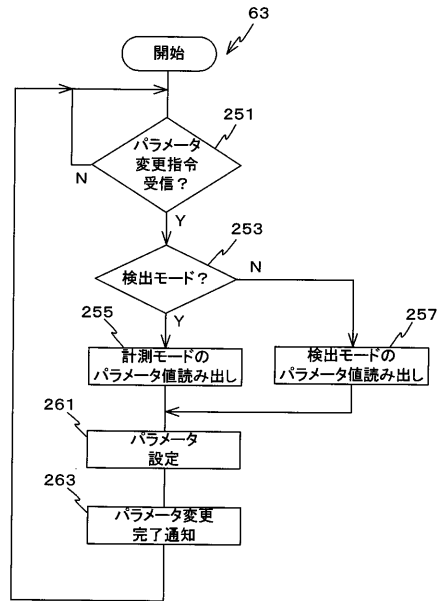
【図4】



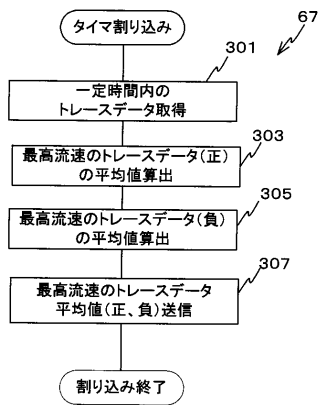
【図6】



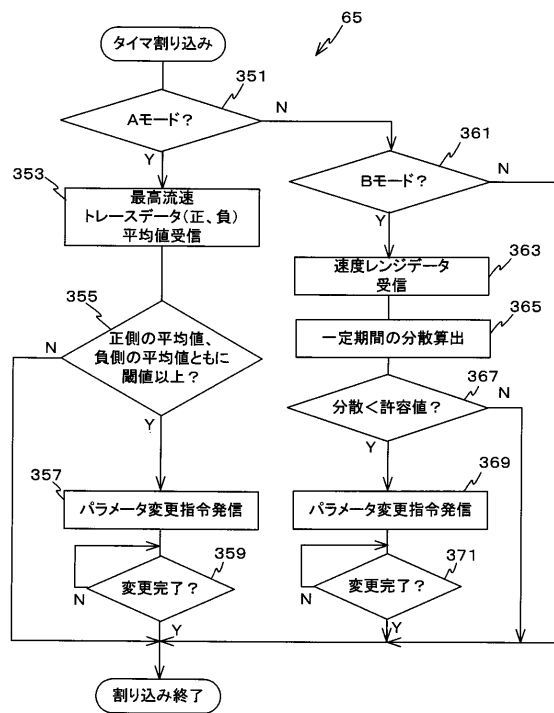
【図7】



【図9】

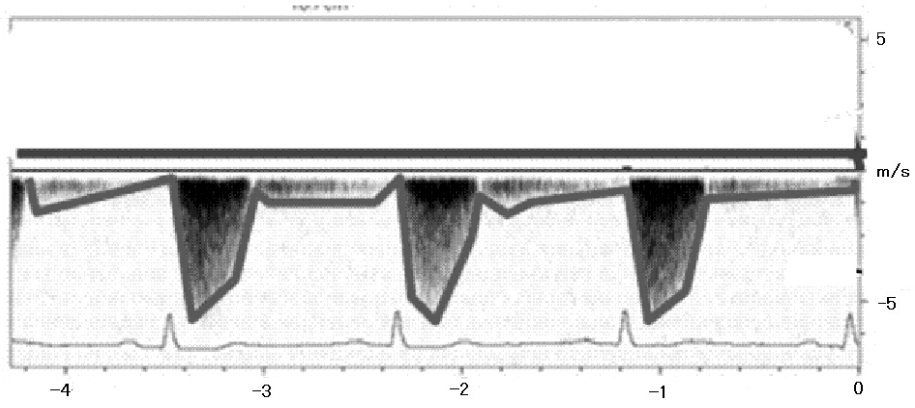


【図10】

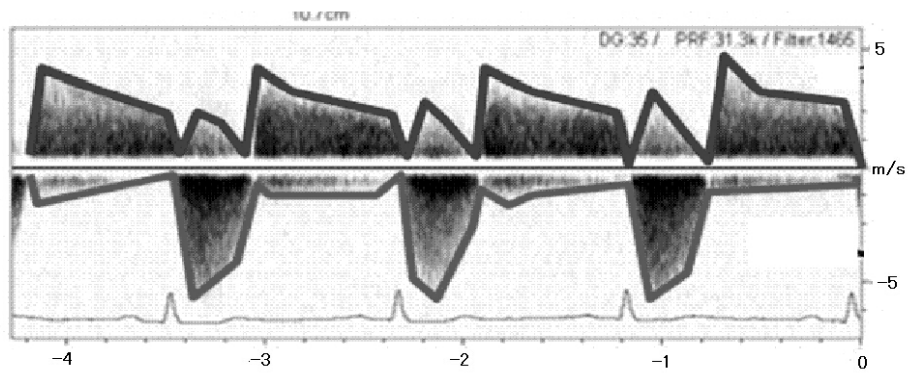


【 図 5 】

(A)

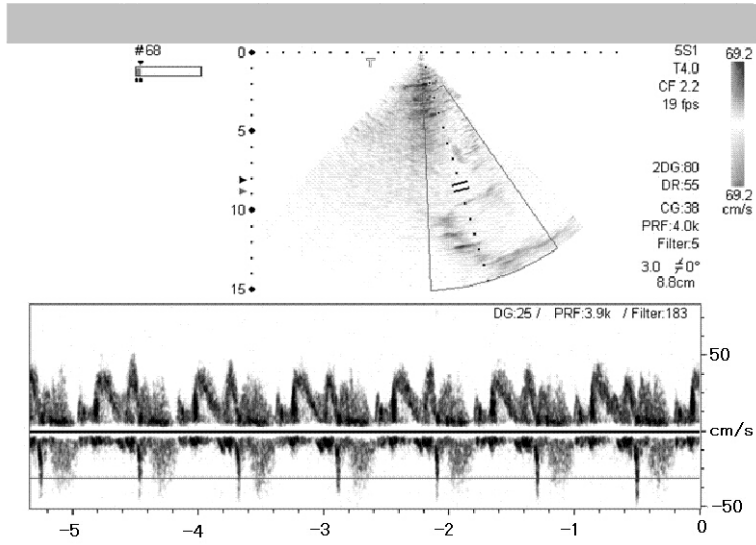


(B)

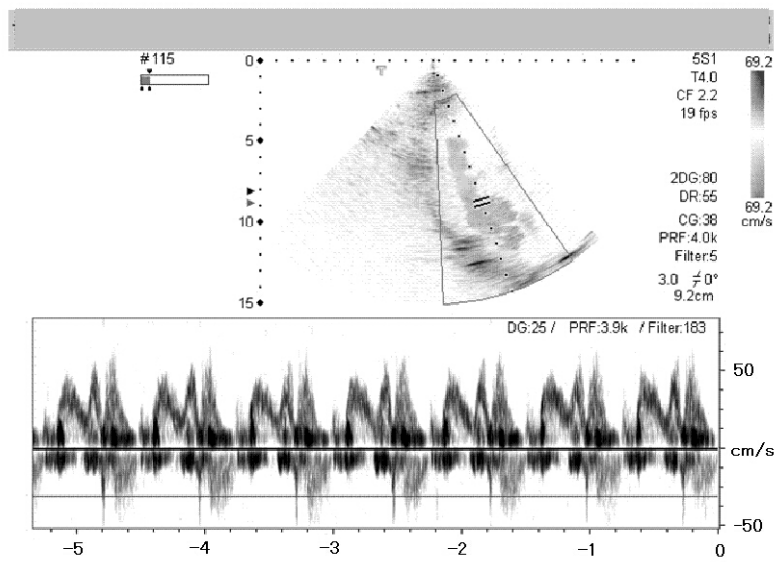


【 図 8 】

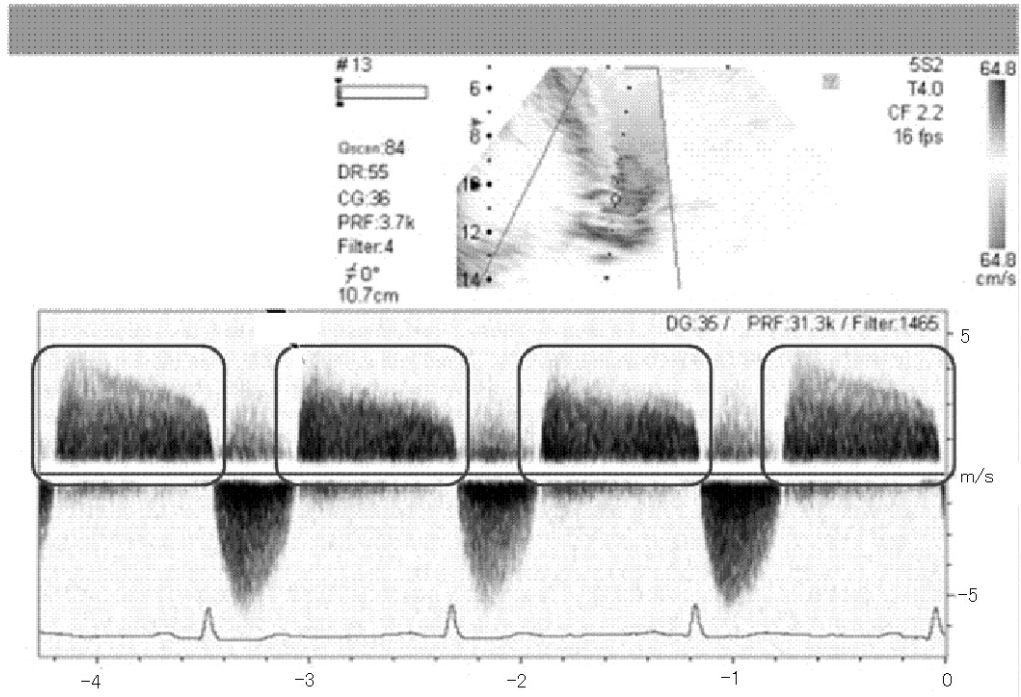
(A)



(B)



【 1 1 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-299745(JP,A)  
特開2005-185731(JP,A)  
国際公開第2004/107981(WO,A1)  
特開2007-260129(JP,A)  
特開2000-163364(JP,A)  
特開平07-023958(JP,A)

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

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5300188B2</a>   | 公开(公告)日 | 2013-09-25 |
| 申请号            | JP2006245699  | 申请日     | 2006-09-11 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝<br>东芝医疗系统株式会社  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 东芝公司<br>东芝医疗系统有限公司  |         |            |
| [标]发明人         | 佐々木琢也   |         |            |
| 发明人            | 佐々木 琢也  |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/00  |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/467 A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/13 A61B8/463   |         |            |
| FI分类号          | A61B8/00 A61B8/14   |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C601/DE04 4C601/EE01 4C601/EE03 4C601/EE22 4C601/JB49 4C601/JB53 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK48 4C601/LL17 |         |            |
| 审查员(译)         | 宫泽浩   |         |            |
| 其他公开文献         | JP2008061946A   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

摘要(译)

要解决的问题：实现高精度，短时间的超声波诊断。响应于来自操作面板的冻结操作，操作分析单元61将参数更新命令发送到参数设置单元63。此外，确定单元65根据由波形信息提取单元67提取的波形的特性，自动调整单元69中的速度范围的调整状态等，将参数更新命令发送到参数设置单元63。参数设置单元63参考参数设置值存储单元71，并设置要在FFT处理单元25中设置的阶段的处理参数的设置值。The

【图1】

