

(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2009-22463

(P2009-22463A)

(43) 公開日 平成21年2月5日(2009.2.5)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2007-187425 (P2007-187425)
 (22) 出願日 平成19年7月18日 (2007.7.18)

(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 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲

最終頁に続く

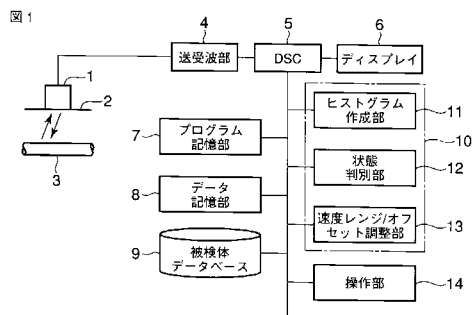
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、スペクトル画像表示方法及びスペクトル画像表示プログラム

(57) 【要約】

【課題】速度レンジやオフセット推定値を調整すると共に、血流の向きの順逆を反転するリバースを行い得て、簡単な操作でドブラ計測に最適なスペクトル画像を表示すること。

【解決手段】スペクトル画像から速度（周波数 f ）成分に対するヒストグラムを作成し、このヒストグラムにおける最大頻度の速度成分が存在するスペクトル画像の速度の正又は負の符号側、例えば正側をディスプレイ6の画面上における予め設定された方向、例えばディスプレイ6の画面の上方を超音波プローブ1に向かう血流としてスペクトル画像の速度の正に合わせるようにリバースする。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブから出力されるドブラ信号を周波数分析して求められた速度成分毎のスペクトル画像をディスプレイに表示する超音波診断装置において、

前記周波数分析して取得された速度分布情報に基づいて前記スペクトル画像の速度レンジ推定値とオフセット推定値とをそれぞれ調整すると共に、前記速度分布の情報に基づいて前記ディスプレイ画面上における予め設定された方向に前記スペクトル画像の速度の符号を合わせる最適化信号処理部と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記最適化信号処理部は、前記ディスプレイ画面上における上部に上部マージンを形成すると共に、前記ディスプレイ画面上における下部に前記オフセット推定値を介して下部マージンを形成し、かつこれら上部マージンと下部マージンとの間における前記速度レンジ推定値及び前記オフセット推定値をそれぞれ調整し、これら調整された前記速度レンジ推定値及び前記オフセット推定値を用いて前記上部マージンと前記下部マージンとの間に前記スペクトル画像を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。

【請求項 3】

前記最適化信号処理部は、前記スペクトル画像から前記速度成分に対するヒストグラムを作成するヒストグラム作成部と、

前記ヒストグラム作成部により作成された前記ヒストグラムの状態を判別する状態判別部と、

少なくとも前記状態判別部による判別結果に応じて前記速度レンジ推定値と前記オフセット推定値とを調整すると共に、前記速度分布の情報に基づいて前記ディスプレイ画面上における予め設定された方向に前記スペクトル画像の速度の符号を合わせる調整部と、を有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】

前記状態判別部は、前記ヒストグラムから得られる前記速度成分の上限と、下限と、最大頻度の前記速度成分とに基づいて前記ヒストグラムの状態を複数に判別することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記最適化信号処理部は、前記最大頻度の前記速度成分が存在する前記スペクトル画像の前記速度の正又は負の符号側を前記ディスプレイ画面上における予め設定された方向にリバースすることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記状態判別部は、前記上限の符号と前記下限の符号とが同じで、前記スペクトル画像が前記速度の符号の正又は負の一方側にある第 1 の状態と、前記上限の符号と前記下限の符号とが異なり、前記スペクトル画像が前記速度の符号の正及び負の両方側にある第 2 の状態と、前記上限と前記下限とがナイキスト周波数を越えた第 3 の状態と、前記上限と前記下限との差が閾値以下でノイズである第 4 の状態とに判別することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記調整部は、前記状態判別部により前記第 1 の状態が判別された場合、前記速度成分の前記上限、前記下限、前記最大頻度の速度成分を一定比率で拡大したレンジ推定値に調整すると共に、前記スペクトル画像の速度の前記符号が前記予め設定された方向になれば、前記スペクトル画像の速度の符号を前記予め設定された方向に合わせ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 8】

前記調整部は、前記状態判別部により前記第 2 の状態が判別された場合、少なくとも前記速度レンジ推定値を前記速度成分の前記上限と前記下限との差を一定比率で拡大したレンジ推定値に調整すると共に、前記スペクトル画像の速度の前記符号が前記予め設定され

10

20

30

40

50

た方向になれば、前記スペクトル画像の速度の符号を前記予め設定された方向に合わせ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】

前記調整部は、前記状態判別部により前記第 3 の状態が判別された場合、少なくとも現在設定されている前記速度レンジ推定値を一定比率で拡大したレンジ推定値に調整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 10】

前記調整部は、前記状態判別部により前記第 4 の状態が判別された場合、少なくとも前記速度レンジ推定値を予め設定された速度レンジ推定値に調整することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 11】

前記状態判別部により前記第 3 の状態又は前記第 4 の状態が判別され、前記調整部により前記レンジ推定値が調整された後、

前記ヒストグラム作成部は、再度、前記スペクトル画像から前記速度成分に対するヒストグラムを作成し、

前記状態判別部は、前記ヒストグラム作成部により再度作成された前記ヒストグラムに基づいて前記第 1 乃至前記第 4 の状態のうちいずれかの状態であるかを判別する、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 12】

前記最適化信号処理部は、少なくとも前記状態判別部による前記判別結果と、既に行われた超音波診断によって取得された前記ヒストグラムの状態と、被検体の情報とに基づいて前記ディスプレイ画面上における予め設定された方向に前記スペクトル画像の速度の符号を合わせることを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 13】

前記最適化信号処理部は、前記ヒストグラムから得られる最大頻度の速度成分がゼロよりも小さい場合、自動的に、前記速度分布の情報に基づいて前記ディスプレイ画面上における予め設定された方向に前記スペクトル画像の速度の符号を合わせ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 14】

前記最適化信号処理部は、リアルタイムに取得される前記スペクトル画像に基づいて前記ヒストグラムを作成し、当該ヒストグラムの状態が前記第 1 の状態又は前記第 2 の状態であるとして所定回数連続して判別された場合、前記速度分布情報に基づいて前記速度レンジ推定値と前記オフセット推定値とを確定する第 1 のモードと、

30

リアルタイムに取得される前記スペクトル画像に基づいて予め設定された時間内に前記速度レンジ推定値と前記オフセット推定値とを予め設定された複数の速度レンジ推定値と前記オフセット推定値との中から確定する第 2 のモードと、を有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 15】

前記最適化信号処理部は、既に取り得られている前記スペクトル画像に基づいて前記ヒストグラムを作成し、当該ヒストグラムの状態の判別結果に応じて前記速度レンジ推定値と前記オフセット推定値とを確定する第 3 のモードを有することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 16】

前記最適化信号処理部は、前記上部マージン又は前記下部マージンのいずれか一方又は両方を独立して設定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 17】

前記最適化信号処理部は、前記ヒストグラムの状態を判別結果に応じて前記上部マージン又は前記下部マージンのいずれか一方又は両方を独立して設定することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

50

コンピュータの処理によって超音波プローブから出力されるドブラ信号を周波数分析し、この周波数分析により求められた速度成分毎のスペクトル画像をディスプレイに表示するスペクトル画像表示方法において、

前記周波数分析して取得された速度分布情報に基づいて前記スペクトル画像の速度レンジ推定値とオフセット推定値とをそれぞれ調整すると共に、前記速度分布の情報に基づいて前記ディスプレイ画面上における予め設定された方向に前記スペクトル画像の速度の符号を合わせる、

ことを特徴とするスペクトル画像表示方法。

【請求項 19】

コンピュータによって処理され、超音波プローブから出力されるドブラ信号を周波数分析し、この周波数分析により求められた速度成分毎のスペクトル画像をディスプレイに表示させるスペクトル画像表示プログラムにおいて、

前記周波数分析して取得された速度分布情報に基づいて前記スペクトル画像の速度レンジ推定値とオフセット推定値とをそれぞれ調整させると共に、前記速度分布の情報に基づいて前記ディスプレイ画面上における予め設定された方向に前記スペクトル画像の速度の符号を合わせさせる、

ことを特徴とするスペクトル画像表示プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブから出力されるドブラ信号を周波数分析してディスプレイにスペクトル表示する超音波診断装置、スペクトル画像表示方法及びスペクトル画像表示プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置には、超音波ドブラ法を利用したものがある。この超音波診断装置は、超音波プローブから出力されるドブラ信号を周波数分析して求められた速度成分毎のスペクトル画像をディスプレイに表示する、すなわちスペクトル表示する。このような超音波診断装置は、例えば体内の血流の変化を計測するに用いられる。図11はディスプレイに表示されたスペクトル画像Fの一例を示す。このスペクトル画像Fは、時間経過に対する速度成分の変化を示す。ディスプレイ画面1上には、速度レンジ推定値Vが表示されるもので、この速度レンジ推定値Vの上部に上部マージン(margin)Muが表示されると共に、下部に下部マージンMdが表示され、さらにオフセット推定値BLSが設定される。そして、これら上部マージンMuから速度レンジ推定値V、下部マージン(margin)Mdの間が最適化された速度レンジ推定値PRFとして設定される。

【0003】

例えば体内の血流のドブラ計測を行うと、図12に示すように速度レンジ推定値V及びオフセット推定値BLSが最適でなく、スペクトル画像Fが分割して表示されたり、又は図13に示すようにスペクトル画像Fが反転されて表示されたりする。なお、スペクトル画像Fが反転表示されるのは、例えば超音波プローブに向かう血流を正、遠ざかる血流を負に設定してあると、超音波プローブの向きを逆にしてドブラ計測を行った場合、超音波プローブに向かう血流が負、遠ざかる血流が正になることによる。

【0004】

このように体内の血流のドブラ計測を行う際には、速度レンジ推定値PRFとオフセット推定値BLSとを調整して最適化する。例えば、速度レンジ推定値PRFとオフセット推定値BLSとを調整することによってディスプレイ画面1の全体に対して所定のパーセンテージ(%)に速度レンジ推定値Vが表示されるようにする。具体的には、速度レンジ推定値PRFを調整するための速度レンジ調整スイッチが設けられると共に、オフセット推定値調整スイッチが設けられている。例えば速度レンジ調整スイッチがオペレータによってマニュアル操作されると、速度レンジ推定値PRFの幅が調整され、又、オフセット

10

20

30

40

50

推定値調整スイッチがオペレータによってマニュアル操作されると、オフセット推定値 BLS が調整される。一方、血流の向きの順逆を反転するリバー操作のスイッチが設けられている。このリバー操作スイッチがオペレータによってマニュアル操作されると、スペクトル画像 F が反転する。

【0005】

しかしながら、超音波プローブと血流の方向との位置関係でスペクトル画像 F が反転して表示された場合には、リバー操作スイッチをマニュアル操作すると共に、速度レンジ調整スイッチをマニュアル操作して速度レンジ推定値 PRF の幅を調整したり、又は超音波プローブを当て直す等の操作をしなければならず、操作が煩雑になる。

【0006】

なお、特許文献 1 は、D モードや M モード等の時間変化を表す波形データを表示する場合に、所望の範囲の波形データを容易かつ適切に表示させる超音波診断装置について開示している。特許文献 2 は、ドブラスペクトラムデータから所望のトレース波形を生成する際の閾値設定を効率よく行う超音波ドブラ計測装置について開示している。

【特許文献 1】特開 2006 - 181058 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 141996 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の目的は、速度レンジやオフセット推定値を調整すると共に、血流の向きの順逆を反転するリバーを行い得て、簡単な操作でドブラ計測に最適なスペクトル画像を表示できる超音波診断装置、スペクトル画像表示方法及びスペクトル画像表示プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の請求項 1 に記載の超音波診断装置は、超音波プローブから出力されるドブラ信号を周波数分析して求められた速度成分毎のスペクトル画像をディスプレイに表示する超音波診断装置において、周波数分析して取得された速度分布情報に基づいてスペクトル画像の速度レンジ推定値とオフセット推定値とをそれぞれ調整すると共に、速度分布の情報に基づいてディスプレイ画面上における予め設定された方向にスペクトル画像の速度の符号を合わせる最適化信号処理部とを具備する。

【0009】

本発明の請求項 18 に記載のスペクトル画像表示方法は、コンピュータの処理によって超音波プローブから出力されるドブラ信号を周波数分析し、この周波数分析により求められた速度成分毎のスペクトル画像をディスプレイに表示するスペクトル画像表示方法において、周波数分析して取得された速度分布情報に基づいてスペクトル画像の速度レンジ推定値とオフセット推定値とをそれぞれ調整すると共に、速度分布の情報に基づいてディスプレイ画面上における予め設定された方向にスペクトル画像の速度の符号を合わせる。

【0010】

本発明の請求項 19 に記載のスペクトル画像表示プログラムは、コンピュータによって処理され、超音波プローブから出力されるドブラ信号を周波数分析し、この周波数分析により求められた速度成分毎のスペクトル画像をディスプレイに表示させるスペクトル画像表示プログラムにおいて、周波数分析して取得された速度分布情報に基づいてスペクトル画像の速度レンジ推定値とオフセット推定値とをそれぞれ調整させると共に、速度分布の情報に基づいてディスプレイ画面上における予め設定された方向にスペクトル画像の速度の符号を合わせさせる。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、速度レンジやオフセット推定値を調整すると共に、血流の向きの順逆を反転するリバーを行い得て、簡単な操作でドブラ計測に最適なスペクトル画像を表示

10

20

30

40

50

できる超音波診断装置、スペクトル画像表示方法及びスペクトル画像表示プログラムを提供できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の第1の実施の形態について図面を参照して説明する。

図1は超音波診断装置の構成図を示す。超音波プローブ1は、超音波ビームを被検体2として例えば人体等の生体内の血管3内の血流に送波し、この血流からの反射波を受波する。

送受波部4は、超音波プローブ1の超音波振動子を駆動して超音波ビームを走査し、かつ血管3からの反射波を受波したときの各超音波振動子の各出力信号からドプラ信号を検出する。

【0013】

デジタル・スキャン・コンバータ(以下、DSCと称する)5は、コンピュータにより成り、送受波部4から出力されたドプラ信号を周波数分析して求められた速度成分毎のスペクトル画像をディスプレイ6に表示するもので、プログラム記憶部7と、データ記憶部8と、被検体データベース9とを備える。

【0014】

プログラム記憶部7には、スペクトル画像表示プログラムが格納されている。このスペクトル画像表示プログラムは、コンピュータによって処理され、超音波プローブ1から出力されるドプラ信号を周波数分析し、この周波数分析により求められた速度成分毎のスペクトル画像をディスプレイ6に表示させる際、周波数分析して取得された速度分布情報に基づいてスペクトル画像の速度レンジ推定値PRFとオフセット推定値BLSとをそれぞれ調整させると共に、速度分布の情報に基づいてディスプレイ6の画面上における予め設定された方向、例えばディスプレイ6の画面の上方をスペクトル画像の速度の符号である正負のうち正に合わせさせる。例えば超音波プローブ1に向かう血流を正、遠ざかる血流を負とする。

【0015】

データ記憶部8には、送受波部4から出力されたドプラ信号をデジタル変換し、さらに再構成処理等を行って取得された血管3等を含む3次元超音波画像データ等が記憶される。

被検体データベース9には、患者等の被検者の情報、被検者における診断部位の情報などが記憶されている。

DSC5は、プログラム記憶部7に格納されているスペクトル画像表示プログラムを実行することにより最適化信号処理部10の機能を有する。この最適化信号処理部10は、超音波プローブ1から出力されるドプラ信号を周波数分析し、この周波数分析して取得された速度分布情報に基づいてスペクトル画像の速度レンジ推定値PRFとオフセット推定値BLSとをそれぞれ調整すると共に、速度分布の情報に基づいてディスプレイ6の画面上における予め設定された方向、例えばディスプレイ6の画面の上方をスペクトル画像の速度の符号である正負のうち正に合わせる。

すなわち、最適化信号処理部10は、スペクトル画像から速度(周波数 f)成分に対するヒストグラムを作成し、このヒストグラムにおける最大頻度の速度成分が存在するスペクトル画像の速度の正又は負の符号側、例えば正側をディスプレイ6の画面上における予め設定された方向、例えばディスプレイ6の画面の上方を超音波プローブ1に向かう血流としてスペクトル画像の速度の正に合わせるようにリバースするもので、ヒストグラム作成部11と、状態判別部12と、速度レンジ/オフセット調整部13とを有する。

【0016】

ヒストグラム作成部11は、スペクトル画像から速度(周波数 f)成分に対するヒストグラムを作成する。図2(a)(b)乃至図5はヒストグラムの作成結果の一例を示す。横軸は速度(周波数 f)であり、縦軸は度数である。

【0017】

状態判別部 12 は、ヒストグラム作成部 11 により作成されたヒストグラムの状態すなわちスペクトル画像の波形の状態を判別するもので、例えばヒストグラムから得られる速度成分の上限 U_L と、下限 L_L と、最大頻度の速度成分 M_L とに基づいてヒストグラムの状態を複数に判別する。速度成分の上限 U_L と下限 L_L とは、予め設定された第 1 の閾値 P_1 (Param 1) に対応するヒストグラムの度数である。

【0018】

具体的に状態判別部 12 は、図 2 (a) 又は同図 (b) に示すように上限 U_L の符号と下限 L_L の符号とが同じで、かつスペクトル画像が速度の符号の正又は負の一方側にあれば、スペクトル画像が例えば図 11 に示すように適正化された第 1 の状態 (片側波形) として判別する。

10

状態判別部 12 は、図 3 (a) 又は同図 (b) に示すように上限 U_L の符号と下限 L_L の符号とが異なり、かつスペクトル画像が速度の符号の正及び負の両方側にあれば、スペクトル画像が例えば図 12 に示すようにオフセット推定値 BLS の両側にある第 2 の状態 (両側波形) として判別する。

状態判別部 12 は、図 4 (a) 又は同図 (b) に示すように上限 U_L と下限 L_L とがナイキスト周波数を越えた状態、例えば図 13 に示すようにスペクトル画像が反転している第 3 の状態 (折り返し) として判別する。

状態判別部 12 は、図 5 に示すように上限 U_L と下限 L_L との差が予め設定された第 2 の閾値以下であれば、ノイズである第 4 の状態 (欠落) とに判別する。図 6 は第 4 の状態 (欠落) と判別されたスペクトル画像の一例を示す。

20

【0019】

速度レンジ / オフセット調整部 13 は、少なくとも状態判別部 12 による判別結果に応じて速度レンジ推定値 PRF とオフセット推定値 BLS とを調整すると共に、速度分布の情報に基づいてディスプレイ 6 の画面上における予め設定された方向、例えばディスプレイ 6 の画面の上方をスペクトル画像の速度の正に合わせる、すなわち例えば超音波プローブ 1 に向かう血流を正、遠ざかる血流を負に合わせる。

【0020】

具体的に速度レンジ / オフセット調整部 13 は、状態判別部 12 により図 11 に示すように適正化された第 1 の状態 (片側波形) であると判別された場合、速度成分の上限 U_L 、下限 L_L 、最大頻度の速度成分 M_L を一定比率で拡大した速度レンジ推定値 PRF に調整すると共に、スペクトル画像の速度の符号 (正負) がディスプレイ 6 の画面の上方になれば、スペクトル画像の速度の符号 (正負) をディスプレイ 6 の画面の上方に合わせるためにスペクトル画像のリバースを行う。

30

速度レンジ / オフセット調整部 13 は、状態判別部 12 により図 12 に示すようにオフセット推定値 BLS の両側にある第 2 の状態 (両側波形) として判別された場合、少なくとも速度レンジ推定値 PRF を速度成分の上限 U_L と下限 L_L との差を一定比率で拡大したレンジ推定値 PRF に調整すると共に、スペクトル画像の速度の符号 (正負) がディスプレイ 6 の画面の上方になれば、スペクトル画像の速度の符号 (正負) をディスプレイ 6 の画面の上方にリバースする。

【0021】

40

速度レンジ / オフセット調整部 13 は、状態判別部 12 により図 13 に示すようにスペクトル画像が反転している第 3 の状態 (折り返し) として判別された場合、少なくとも現在設定されている速度レンジ推定値 PRF を一定比率で拡大したレンジ推定値 PRF に調整する。

速度レンジ / オフセット調整部 13 は、状態判別部 12 により図 6 に示すようにノイズである第 4 の状態 (欠落) と判別された場合、少なくとも速度レンジ推定値 PRF を予め設定された速度レンジ推定値 PRF 、例えば初期値の速度レンジ推定値 PRF に調整する。

【0022】

又、最適化信号処理部 10 は、状態判別部 12 により第 3 の状態 (折り返し) 又は第 4

50

の状態（欠落）が判別され、速度レンジ／オフセット調整部 13 により速度レンジ推定値 P R F が調整された後、ヒストグラム作成部 11 は、再度、スペクトル画像から速度成分に対するヒストグラムを作成し、次に、状態判別部 12 は、ヒストグラム作成部 11 により再度作成されたヒストグラムに基づいて第 1 乃至第 4 の状態のうちいずれかの状態であるかを判別する。

【0023】

最適化信号処理部 11 は、少なくとも状態判別部 12 による第 1 乃至第 4 の状態のうちいずれかの状態であるかの判別結果と、既に行われた超音波診断によって取得されたヒストグラムの状態と、被検体データベース 9 に記憶されている患者等の被検者の情報、被検者における診断部位の情報等に基づいてスペクトル画像の速度の符号（正負）をディスプレイ 6 の画面の上方に合わせるためにスペクトル画像のリバースを行う。

10

【0024】

最適化信号処理部 11 は、図 2（a）（b）乃至図 5 に示すヒストグラムから得られる最大頻度の速度成分がゼロよりも小さい場合、自動的に、超音波プローブ 1 から出力されるドプラ信号を周波数分析して取得された速度分布情報に基づいてスペクトル画像の速度の符号（正負）をディスプレイ 6 の画面の上方にリバースする。

さらに、最適化信号処理部 11 は、上部マージン（margin）M u 又は下部マージン（margin）M d のいずれか一方又は両方を独立して設定可能である。

最適化信号処理部 11 は、ヒストグラムの状態を判別結果に応じて上部マージン M u 又は下部マージン M d のいずれか一方又は両方を独立して設定可能である。

20

【0025】

操作部 14 が D S C 5 に接続されている。この操作部 14 は、最適化信号処理部 11 により超音波プローブ 1 から出力されるドプラ信号を周波数分析して取得された速度分布情報に基づいてスペクトル画像の速度の符号（正負）をディスプレイ 6 の画面の上方にリバースする機能を例えばユーザのマニュアル操作で有効又は無効にする。

【0026】

次に、上記の如く構成された装置の動作について説明する。

超音波プローブ 1 は、超音波ビームを被検体 2 として例えば人体等の生体内の血管 3 内の血流に送波し、この血流からの反射波を受波する。送受波部 4 は、超音波プローブ 1 の超音波振動子を駆動して超音波ビームを走査し、かつ血管 3 からの反射波を受波したときの各超音波振動子の各出力信号からドプラ信号を検出する。D S C 5 は、送受波部 4 から出力されたドプラ信号を周波数分析し、この周波数分析により求められた速度成分毎のスペクトル画像をディスプレイ 6 に表示する。

30

【0027】

この際、ヒストグラム作成部 11 は、例えば図 2（a）（b）乃至図 5 に示すようなスペクトル画像から速度（周波数 f）成分に対するヒストグラムを作成する。

次に、状態判別部 12 は、図 7 に示すスペクトル波形判別フローチャートに従ってヒストグラム作成部 11 により作成されたヒストグラムから得られる速度成分の上限 U L と、下限 L L と、最大頻度の速度成分 M L とに基づいてヒストグラムの状態を第 1 乃至第 4 の状態のうちいずれか 1 つの状態に判別する。この状態判別部 12 は、図 7 に示す状態判別フローチャートに従うことによりヒストグラムの状態を第 4 の状態（欠落）、第 3 の状態（折り返し）、第 2 の状態（両側波形）、第 1 の状態（片側波形）の順序で判別する。なお、ヒストグラムの状態は、第 1 の状態（片側波形）、第 2 の状態（両側波形）、第 3 の状態（折り返し）、第 4 の状態（欠落）の順序で判別してもよい。

40

【0028】

状態判別部 12 は、ステップ # 1 において、上限 U L と下限 L L との差 $|U L - L L|$ が予め設定された第 2 の閾値 P_2 （Param 2）以上（ $|U L - L L| > P_2$ （Param 2））であるか否かを判断する。

この判断の結果、図 5 に示すように上限 U L と下限 L L との差 $|U L - L L|$ が第 2 の閾値 P_2 （Param 2）以下であれば、状態判別部 12 は、ステップ # 2 に移り、スペクト

50

ル画像が図 6 に示すようにノイズである第 4 の状態（欠落）であると判別する。

このようにノイズである第 4 の状態（欠落）であると判別すると、速度レンジ / オフセット調整部 13 は、同ステップ # 2 において、速度レンジ推定値 P R F を予め設定された速度レンジ推定値 P R F、例えば初期値等の固定値 P_3 (Param 3) の速度レンジ推定値 P R F に調整する。なお、速度レンジ推定値 P R F は、 $P R F = y(n + 1)$ として更新される。

【 0 0 2 9 】

次に、上記ステップ # 2 の判断の結果、上限 $U L$ と下限 $L L$ との差 $|U L - L L|$ が第 2 の閾値 P_2 (Param 2) 以上であれば、状態判別部 12 は、ステップ # 3 に移り、上限 $|U L|$ が第 4 の閾値 P_4 (Param 4) 以下すなわち $|U L| < P_4$ (Param 4) であるか否か、又は下限 $|L L|$ が第 4 の閾値 P_4 (Param 4) 以下すなわち $|L L| < P_4$ (Param 4) であるか否かを判断する。

この判断の結果、図 4 (a) 又は同図 (b) に示すように上限 $|U L|$ が第 4 の閾値 P_4 (Param 4) 以上、又は下限 $|L L|$ が第 4 の閾値 P_4 (Param 4) 以上であれば、状態判別部 12 は、ステップ # 4 に移り、図 4 (a) 又は同図 (b) に示すように上限 $U L$ と下限 $L L$ とがナイキスト周波数を越えた状態であり、例えば図 13 に示すようにスペクトル画像が反転している第 3 の状態（折り返し）として判別する。

このようにスペクトル画像が反転している第 3 の状態（折り返し）であると判別すると、速度レンジ / オフセット調整部 13 は、同ステップ # 4 において、少なくとも現在設定されている速度レンジ推定値 P R F を一定比率 (Param 5) で拡大したレンジ推定値 P R F に調整する。

【 0 0 3 0 】

次に、上記ステップ # 3 の判断の結果、上限 $|U L|$ が第 4 の閾値 P_4 (Param 4) 以下、又は下限 $|L L|$ が第 4 の閾値 P_4 (Param 4) 以下であれば、速度レンジ / オフセット調整部 13 は、ステップ # 5 に移り、上限 $U L$ と下限 $L L$ の符号（正負）が同じであるか否かを判断する。

この判断の結果、図 3 (a) 又は同図 (b) に示すように上限 $U L$ の符号と下限 $L L$ の符号とが異なり、かつスペクトル画像が速度の符号の正及び負の両方側にあれば、状態判別部 12 は、ステップ # 6 に移り、スペクトル画像が例えば図 12 に示すようにオフセット推定値 $B L S$ の両側にある第 2 の状態（両側波形）として判別する。

このようにスペクトル画像が例えば図 12 に示すようにオフセット推定値 $B L S$ の両側にある第 2 の状態（両側波形）として判別すると、速度レンジ / オフセット調整部 13 は、同ステップ # 6 において、速度レンジ推定値 P R F を速度成分の上限 $U L$ と下限 $L L$ との差を一定比率 (Param 6) で拡大したレンジ推定値 P R F に調整すると共に、スペクトル画像の速度の符号（正負）がディスプレイ 6 の画面の上方になれば、スペクトル画像の速度の符号（正負）をディスプレイ 6 の画面の上方にリバーズする。これにより、ディスプレイ 6 の画面上に表示されるスペクトル画像は、ディスプレイ 6 の画面の上方が例えば超音波プローブ 1 に向かう血流で符号が正に合わされ、遠ざかる血流が負に合わせられる。

【 0 0 3 1 】

次に、上記ステップ # 5 の判断の結果、上限 $U L$ の符号と下限 $L L$ の符号とが同じであれば、状態判別部 12 は、ステップ # 7 に移り、スペクトル画像が例えば図 11 に示すように適正化された第 1 の状態（片側波形）として判別する。このようにスペクトル画像が例えば図 11 に示すように適正化された第 1 の状態（片側波形）として判別されると、速度レンジ / オフセット調整部 13 は、ステップ # 7 に移り、速度成分の上限 $U L$ 、下限 $L L$ 、最大頻度の速度成分 $M L$ を一定比率 (Param 7) で拡大した速度レンジ推定値 P R F に調整する。

【 0 0 3 2 】

以上のように第 1 乃至第 4 の状態のうち 1 つの状態にスペクトル画像が判別されると、判別された状態に応じてスペクトル画像を表示するときの速度レンジ推定値 P R F が調整

10

20

30

40

50

されたり、スペクトル画像の反転が行われる。このうちスペクトル画像が第3の状態（折り返し）又は第4の状態（欠落）のうちいずれか一方の状態であると判別されると、最適化信号処理部11は、図8に示す最適化信号処理フローチャートに従ってスペクトル画像から速度成分に対するヒストグラムを作成し、このヒストグラムに基づいてスペクトル画像が第4の状態（欠落）又は第3の状態（折り返し）のうちいずれか1つの状態であるかを判別することを連続して複数回、例えば2回繰り返す。

【0033】

すなわち、ヒストグラム作成部11は、ステップ#10において、図2(a)(b)乃至図5に示すようなスペクトル画像から速度（周波数 f ）成分に対するヒストグラムを作成する。

次に、状態判別部12は、ステップ#11において、上記図7に示すスペクトル波形判別フローチャートに従ってヒストグラムが第4の状態（欠落）、第3の状態（折り返し）、第2の状態（両側波形）、又は第1の状態（片側波形）のいずれか1つであるかを判別する。

次に、最適化信号処理部11は、ステップ#12において、状態判別部12によってヒストグラムが第4の状態（欠落）又は第3の状態（折り返し）であると判別された場合、第4の状態（欠落）又は第3の状態（折り返し）のうちいずれか1つであるかを判別することを連続して複数回、例えば2回繰り返したか否かを判断する。

この判断の結果、ヒストグラムが第4の状態（欠落）又は第3の状態（折り返し）であると判別されたが、この判別が2回以下であれば、再び、ステップ#10に戻り、ヒストグラム作成部11は、再び、ステップ#10に戻り、図2(a)(b)乃至図5に示すようなスペクトル画像から速度（周波数 f ）成分に対するヒストグラムを作成する。

なお、速度レンジ/オフセット調整部13は、ノイズである第4の状態（欠落）であると判別されると、上記ステップ#2において、速度レンジ推定値 PRF を予め設定された速度レンジ推定値 PRF 、例えば初期値等の固定値 P_3 （ $Param3$ ）の速度レンジ推定値 PRF に調整する。又、速度レンジ/オフセット調整部13は、スペクトル画像が反転している第3の状態（折り返し）であると判別されると、上記ステップ#4において、少なくとも現在設定されている速度レンジ推定値 PRF を一定比率（ $Param5$ ）で拡大したレンジ推定値 PRF に調整する。しかるに、最適化信号処理部11は、ステップ#12からステップ#10に戻るとき、調整された速度レンジ推定値 PRF をフィードバックし、この速度レンジ推定値 PRF に調整された状態で上記の如くヒストグラムを作成する。

【0034】

一方、最適化信号処理部11は、ステップ#12において、第4の状態（欠落）又は第3の状態（折り返し）のうちいずれか1つであるかを判別することを連続して複数回、例えば2回繰り返したことを判断すると、例えば第4の状態（欠落）又は第3の状態（折り返し）のうちいずれか1つになったときのスペクトル画像の速度レンジ推定値 PRF とオフセット推定値 BLS との調整を中断する。

【0035】

第2の状態（両側波形）として判別すると、速度レンジ/オフセット調整部13は、上記ステップ#6と同様に、速度レンジ推定値 PRF を速度成分の上限 UL と下限 LL との差を一定比率（ $Param6$ ）で拡大したレンジ推定値 PRF に調整すると共に、スペクトル画像の速度の符号（正負）がディスプレイ6の画面の上方になければ、スペクトル画像の速度の符号（正負）をディスプレイ6の画面の上方にリバーズする。

第1の状態（片側波形）が判別された場合、速度レンジ/オフセット調整部13は、上記ステップ#7と同様に、速度成分の上限 UL 、下限 LL 、最大頻度の速度成分 ML を一定比率（ $Param7$ ）で拡大した速度レンジ推定値 PRF に調整する。

【0036】

なお、最適化信号処理部11は、上記図2(a)(b)乃至図5に示すヒストグラムから得られる最大頻度の速度成分がゼロよりも小さい場合、自動的に、超音波プローブ1から出力されるドブラ信号を周波数分析して取得された速度分布情報に基づいてスペクトル

10

20

30

40

50

画像の速度の符号（正負）をディスプレイ 6 の画面の上方に反転する。

【0037】

このように上記第 1 の実施の形態によれば、スペクトル画像から速度（周波数 f ）成分に対するヒストグラムを作成し、このヒストグラムにおける最大頻度の速度成分が存在するスペクトル画像の速度の正又は負の符号側、例えば正側をディスプレイ 6 の画面上における予め設定された方向、例えばディスプレイ 6 の画面の上方を超音波プローブ 1 に向かう血流としてスペクトル画像の速度の正に合わせるようにリバーするので、速度レンジ推定値 PRF やオフセット推定値 BLS を調整すると共に、血流の向きの順逆を反転するリバーすを行い得て、簡単な操作でドブラ計測に最適なスペクトル画像をディスプレイ 6 の画面に表示できる。

10

操作部 14 をマニュアル操作してリバー機能をも有効にすれば、自動的に、速度レンジ推定値 PRF やオフセット推定値 BLS を調整すると共に、例えばディスプレイ 6 の画面の上方を超音波プローブ 1 に向かう血流としてスペクトル画像の速度の正に合わせるようにリバーすできる。これにより、スペクトル画像における血流分布の多い符号（正負）側を常にディスプレイ 6 の画面の上方に表示することができる。しかるに、操作部 14 をマニュアル操作するという所謂ワンボタンタッチでドブラ計測に最適化されたスペクトル画像をディスプレイ 6 の画面に表示できる。

【0038】

最適化信号処理部 11 は、上部マージン M_u 又は下部マージン M_d のいずれか一方又は両方を独立して設定することができる。又、最適化信号処理部 11 は、ヒストグラムの状態を判別結果に応じて上部マージン M_u 又は下部マージン M_d のいずれか一方又は両方を独立して設定することができる。

20

【0039】

次に、本発明の第 2 の実施の形態について説明する。

図 9 は超音波診断装置における最適化信号処理部のブロック構成図を示す。最適化信号処理部 10 は、ヒストグラム作成部 11 と、状態判別部 12 と、速度レンジ / オフセット調整部 13 とに加えて第 1 のモードとしての安定度優先モード部 15 と、第 2 のモードとしての時間優先モード部 16 と、第 3 のモードとしての高速安定動作モード部 17 とを有する。

30

安定度優先モード部 15 は、リアルタイムに取得されるスペクトル画像に基づいてヒストグラム作成部 11 によりヒストグラムを作成させ、この作成されたヒストグラムの状態が状態判別部 12 により安定状態である第 1 の状態（片側波形）又は第 2 の状態（両側波形）であるとして所定回数連続、例えば 2 回連続して判別された場合、速度レンジ / オフセット調整部 13 により速度分布情報に基づいて速度レンジ推定値 PRF とオフセット推定値 BLS とを確定させる。すなわち、図 10 に示すようにリアルタイムに取得されるスペクトル画像の各期間 s_1 、 s_2 において 2 回連続して安定状態である第 1 の状態（片側波形）又は第 2 の状態（両側波形）が判別されると、速度レンジ / オフセット調整部 13 は、これら期間 s_1 、 s_2 に取得されるスペクトル画像の速度分布情報に基づいて速度レンジ推定値 PRF とオフセット推定値 BLS とを調整させる。

【0040】

40

時間優先モード部 16 は、リアルタイムに取得されるスペクトル画像に基づいて予め設定された時間内に、予め設定された複数の速度レンジ推定値 PRF とオフセット推定値 BLS との中から調整する。

高速安定動作モード部 17 は、既を取得されているスペクトル画像に基づいてヒストグラムを作成し、このヒストグラムの状態の判別結果に応じて速度レンジ推定値 PRF とオフセット推定値 BLS とを確定する。すなわち、最適化信号処理部 10 は、図 10 に示すように各期間 s_1 、 s_2 におけるスペクトル画像を例えばデータ記憶部 8 等に記憶する。高速安定動作モード部 17 は、例えばリアルタイムに取得される期間 s_3 におけるスペクトル画像と既を取得されている期間 s_2 におけるスペクトル画像とに基づいてヒストグラム作成部 11 によりヒストグラムを作成させ、この作成されたヒストグラムの状態が状態

50

判別部 12 により安定状態である第 1 の状態（片側波形）又は第 2 の状態（両側波形）であるとして判別された場合、速度レンジ / オフセット調整部 13 により速度分布情報に基づいて速度レンジ推定値 PRF とオフセット推定値 BLS とを調整させる。

【0041】

操作部 14 は、安定度優先モード部 15 と時間優先モード部 16 と高速安定動作モード部 17 とを例えばユーザのマニュアル操作を受けて切り替え可能である。

【0042】

このような上記第 2 の実施の形態であれば、高速安定動作モード部 17 を設定することにより既に取得されているスペクトル画像に基づいてヒストグラムを作成する、例えばリアルタイムに取得される期間 s_3 におけるスペクトル画像と既に取得されている期間 s_2 におけるスペクトル画像とに基づいてヒストグラムを作成し、このヒストグラムの状態の判別結果に応じて速度レンジ推定値 PRF とオフセット推定値 BLS とを調整できる。

これにより、高速で速度レンジ推定値 PRF とオフセット推定値 BLS とを確定できると共に、高精度に速度レンジ推定値 PRF とオフセット推定値 BLS とを調整できる。例えば体内の血流のスペクトル画像の波形は、例えば期間 s_1 、 s_2 、 s_3 等において大幅に変化することはない。なお、上記第 2 の実施の形態であれば、上記第 1 の実施の形態と同様の効果を奏することは言うまでもない。

【0043】

従って、例えばリアルタイムに取得される期間 s_3 におけるスペクトル画像と既に取得されている期間 s_2 におけるスペクトル画像とに基づいてヒストグラムを作成しても、このヒストグラムから判定される第 1 の状態（片側波形）又は第 2 の状態（両側波形）等の結果は、安定度優先モード部 15 の動作時における第 1 の状態（片側波形）又は第 2 の状態（両側波形）等の判別結果と略同一の精度で取得される。しかるに、高速安定動作モード部 17 であれば、高速でかつ高精度に速度レンジ推定値 PRF とオフセット推定値 BLS とを調整できる。

【0044】

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。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の第 1 の実施の形態を示す構成図。

【図 2】同装置における状態判別部により適正化されたと判別された第 1 の状態（片側波形）のヒストグラムを示す図。

【図 3】同装置における状態判別部によりスペクトル画像がオフセット推定値の両側にある第 2 の状態（両側波形）として判別されたヒストグラムを示す図。

【図 4】同装置における状態判別部により上限と下限とがナイキスト周波数を越えた第 3 の状態（折り返し）として判別されたヒストグラムを示す図。

【図 5】同装置における状態判別部により判別されたノイズである第 4 の状態（欠落）のヒストグラムを示す図。

【図 6】同装置における状態判別部により第 4 の状態（欠落）と判別されたスペクトル画像の一例を示す図。

【図 7】同装置におけるスペクトル波形判別フローチャート。

【図 8】同装置における最適化信号処理フローチャート。

【図 9】本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施の形態における最適化信号処理部のブロック構成図。

【図 10】同装置における高速安定動作モード部の動作を説明するための図。

【図 11】スペクトル画像の一例を示す図。

10

20

30

40

50

【図 1 2】分割されたスペクトル画像の一例を示す図。

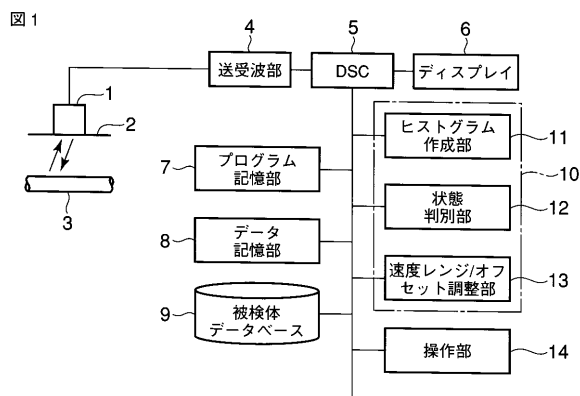
【図 1 3】反転したスペクトル画像の一例を示す図。

【符号の説明】

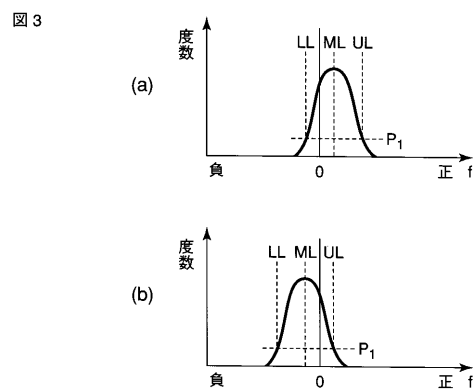
【 0 0 4 6 】

1：超音波プローブ、2：被検体、3：血管、4：送受波部、5：デジタル・スキャン・コンバータ（DSC）、6：ディスプレイ、7：プログラム記憶部、8：データ記憶部、9：被検体データベース、10：最適化信号処理部、11：ヒストグラム作成部、12：状態判別部、13：速度レンジ/オフセット調整部、14：操作部、15：安定度優先モード部、16：時間優先モード部、17：高速安定動作モード部。

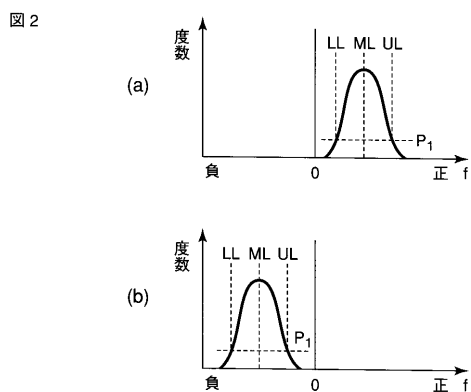
【 図 1 】



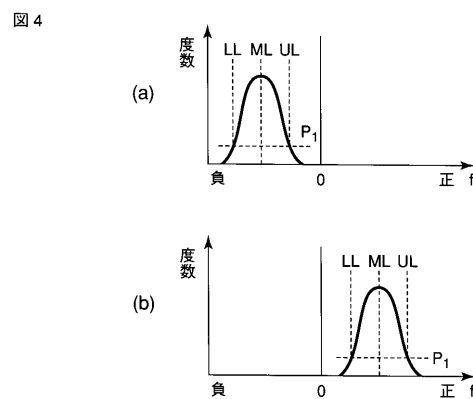
【 図 3 】



【 図 2 】

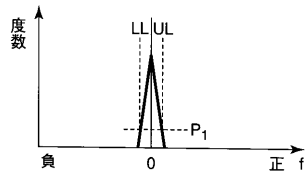


【 図 4 】



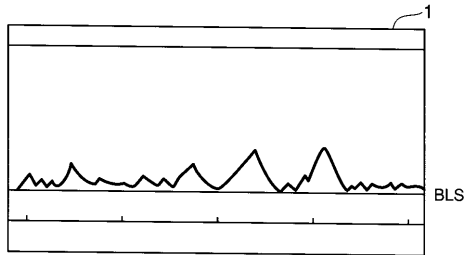
【図5】

図5



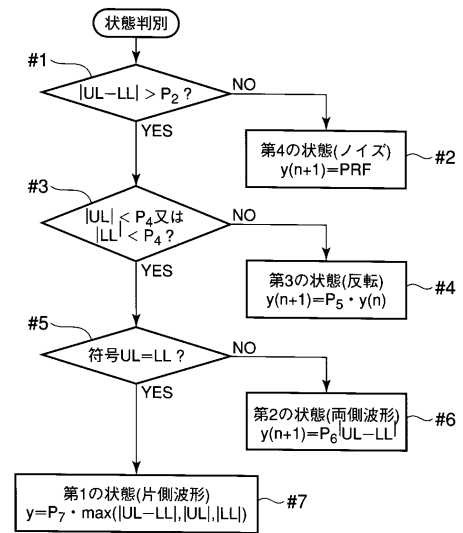
【図6】

図6



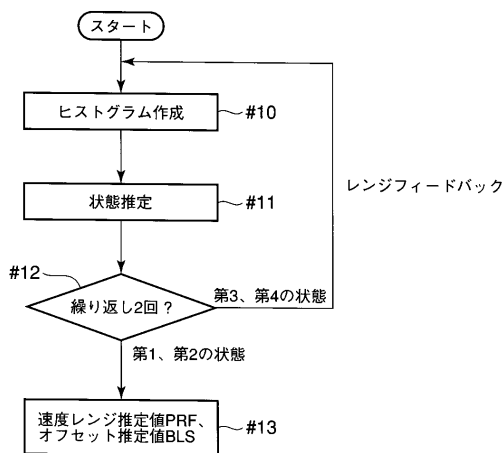
【図7】

図7



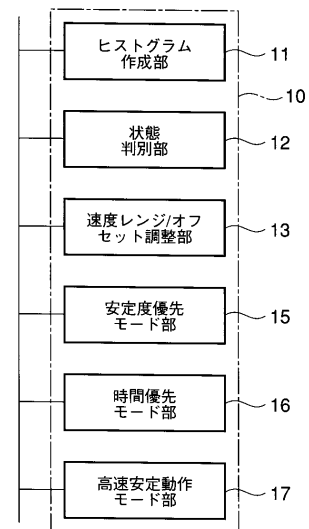
【図8】

図8



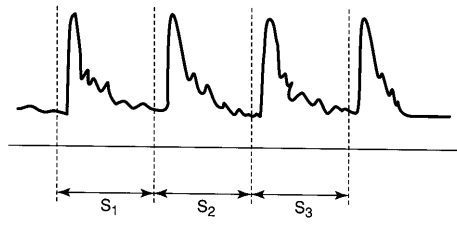
【図9】

図9



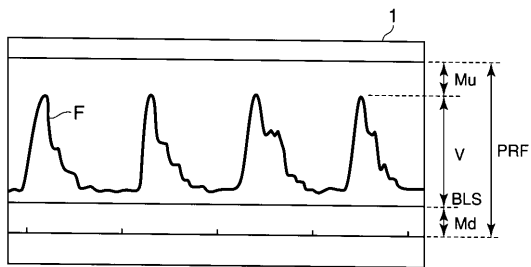
【図 10】

図 10



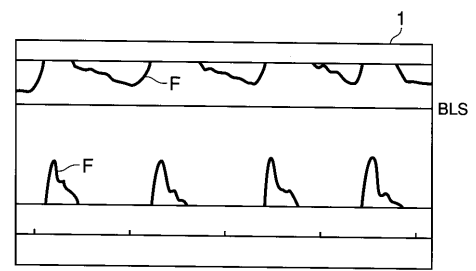
【図 11】

図 11



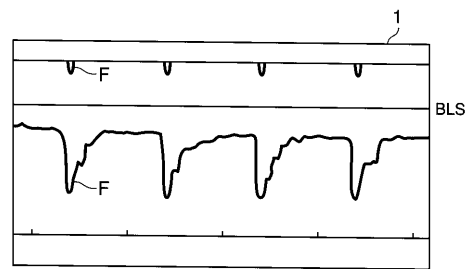
【図 12】

図 12



【図 13】

図 13



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 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 馬場 達朗
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 嶺 喜隆
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 神田 良一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 滝本 雅夫
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 中内 章一
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社内
- F ターム(参考) 4C601 DD03 DE01 EE09 EE10 JB40 JB49 KK13 KK17 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置，光谱图像显示方法和光谱图像显示程序		
公开(公告)号	JP2009022463A	公开(公告)日	2009-02-05
申请号	JP2007187425	申请日	2007-07-18
[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	馬場達朗 嶺喜隆 神田良一 滝本雅夫 中内章一		
发明人	馬場 達朗 嶺 喜隆 神田 良一 滝本 雅夫 中内 章一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB40 4C601/JB49 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过调整速度范围和偏移估计值以及反转血流的反向/反向方向，通过简单操作显示最适合多普勒测量的光谱图像。从光谱图像生成速度（频率f）分量的直方图，并且正或负符号侧，例如，在直方图中存在最大频率分量的光谱图像的速度的正侧显示在屏幕上在显示器6的屏幕上，当血液流向超声波探头1时，光谱图像的速度为正。点域1

