

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 306485

(P2002 - 306485A)

(43)公開日 平成14年10月22日(2002.10.22)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マコード (参考)
A 6 1 B 8/06		A 6 1 B 8/06	4 C 3 0 1
G 0 1 S 15/58		G 0 1 S 15/58	5 J 0 8 3
15/89		15/89	A

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2001 - 111393(P2001 - 111393)

(22)出願日 平成13年4月10日(2001.4.10)

(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

(72)発明者 亀石 涉

栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株

式会社東芝那須工場内

(74)代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外 6 名)

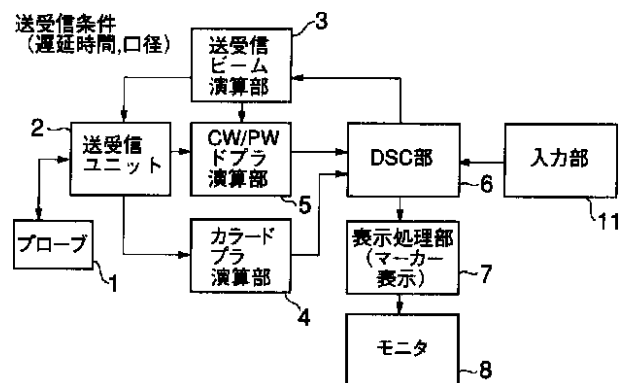
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波ドブラ診断装置

(57)【要約】

【課題】本発明の目的は、ドブラモードの方向、深度の指定作業に伴う操作者及び被検体の負担を軽減し、且つその精度を向上することにある。

【解決手段】本発明は、超音波プローブ1と、超音波プローブを介して超音波を被検体との間で送受信する送受信ユニット2と、送受信ユニットから出力される受信信号に基づいて2次元の速度分布データを発生するカラードブラ演算部4と、送受信ユニットから出力される受信信号に基づいてCW又はPWのドブラデータを発生するCW/PWドブラ演算部5と、速度分布データから特異点を抽出する特異点抽出処理部10と、ドブラデータを発生するための超音波の送受信方向を設定するために特異点の位置に基づいて送受信ユニットを制御する送受信ビーム演算部3とを具備し、特異点抽出処理部10は、所定期間内に得られた複数フレームの速度分布データから速度の絶対値が最大となる点を特異点として抽出する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波プローブと、
前記超音波プローブを介して超音波を被検体との間で送受信する送受信ユニットと、
前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいて前記被検体内の移動体に関する2次元の速度分布データを発生するカラードブラ演算部と、
前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいてCW又はPWのドブラデータを発生するCW/PWドブラ演算部と、
前記速度分布データから特異点を抽出する特異点抽出処理部と、
前記ドブラデータを発生するための前記超音波の送受信方向を設定するために前記特異点の位置に基づいて前記送受信ユニットを制御する送受信ビーム演算部とを具備し、
前記特異点抽出処理部は、所定期間内に得られた複数フレームの速度分布データから速度の絶対値が最大となる点を前記特異点として抽出することを特徴とする超音波ドブラ診断装置。

【請求項2】 超音波プローブと、
前記超音波プローブを介して超音波を被検体との間で送受信する送受信ユニットと、
前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいて前記被検体内の移動体に関する2次元の速度分布データを発生するドブラ演算部と、
前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいてCW又はPWのドブラデータを発生するCW/PWドブラ演算部と、
前記速度分布データから特異点を抽出する特異点抽出処理部と、
前記ドブラデータを発生するための前記超音波の送受信方向を設定するために前記特異点の位置に基づいて前記送受信ユニットを制御する送受信ビーム演算部とを具備し、
前記特異点抽出処理部は、局所領域内の速度平均値とその中心点の速度との差の絶対値が最大となる中心点を前記特異点として抽出することを特徴とする超音波ドブラ診断装置。

【請求項3】 超音波プローブと、
前記超音波プローブを介して超音波を被検体との間で送受信する送受信ユニットと、
前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいて前記被検体内の移動体に関する2次元の速度分布データを発生するドブラ演算部と、
前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいてCW又はPWのドブラデータを発生するCW/PWドブラ演算部と、
前記速度分布データから特異点を抽出する特異点抽出処理部と、

前記ドブラデータを発生するための前記超音波の送受信方向を設定するために前記特異点の位置に基づいて前記送受信ユニットを制御する送受信ビーム演算部とを具備し、
前記特異点抽出処理部は、速度の時間変化が最大となる点を前記特異点として抽出することを特徴とする超音波ドブラ診断装置。

【請求項4】 前記特異点抽出処理部は、操作者の指示に応じた範囲内に限定して前記特異点を探索することを特徴とする請求項1、2又は3記載の超音波ドブラ診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波のドブラ効果を利用して、血流など、体内の移動体の運動状態を診断する超音波ドブラ診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、超音波パルスドブラ法と超音波パルス反射法とを併用し、一つの超音波プローブで断層像（白黒Bモード像）と血流情報とを得るとともに、少なくともその血流情報をリアルタイムで表示するようにした超音波ドブラ診断装置が知られている。

【0003】超音波診断は、超音波プローブを駆動して、物体内に超音波を送信すると共に物体から後方散乱された超音波エコーを受信し、このエコーから移動情報を取り出すことである。前記物体が血球等の移動体であるとき、その速度のビーム方向成分により周波数がシフトする。周波数は、血液が超音波プローブに近づく向きに流れているときは高くなり、血液が超音波プローブから遠ざかる向きに流れているときは低下する。このドブラ現象による周波数シフトを使用して、マーカで指定された特定深度点の速度（実際にはドブラ偏移周波数）の広がりとその時間的变化とを示すパルスドブラ（PW）、指定したマーカを通るビーム方向に関する速度の広がりや時間的变化を折り返り（エイリアシング）無く、つまり高い高速検出能で示すことのできる連続波ドブラ（CW）、さらに移動体の2次元的速度分布等を表現するカラーフローマッピング画像等の様々な形態で情報を出力することができる。

【0004】上述したPW、CWモードでは、カラーフローマッピング画像上で、操作者が速度情報を所望する位置にサンプルマーカを指定すると、その方向及び深さに応じて、送信遅延時間及び受信遅延時間が設定され、また最適な口径が設定されるようになっている。

【0005】しかし、このマーカを最適な位置に指定することは、操作者だけでなく被検体（患者）にとっても負担が少ない。操作者は、超音波プローブを関心位置が良好に観測できる位置及び角度に片手で保持したまま、もう片方の手でマウス等を操作してマーカ指定を行わなければならない。つまり、操作者は両手でそれぞれ

別々の作業をこなす必要があり、うまくマーカを最適な位置に設定するには、ある程度の習熟度が要求される。また、その間、被検体の体位は完全に静止しているわけではなく絶えず多少の変化が避けられず、さらに被検体の内部では心臓の動きや呼吸によって絶えず動いている。従って、このマーカ設定作業は非常に手間及び時間を要する作業の一つである。

【0006】またマーカ設定作業時間中、被検体は体位をできるだけ維持するよう要求され、また呼吸に関しても制約を受けることがある。従って被検体の負担も少なくない。

【0007】その一方で、マーカの初期位置を自動設定する方法が開発されている。例えば、特開平6-125902号公報には、関心領域或いは指定方向等の初期位置として、1枚の速度画像の中から血液等の流速が最大である画素を抽出することが記載されている。

【0008】しかし、この方法では好適に位置を抽出できる対象が限定されている。例えば、心臓血流等の速度及び方向が時間的に大きく変動する対象や、逆流等の時間的だけでなく空間的にも速度の変動が大きい対象に対しては、位置抽出に用いる速度画像を取得した時の拍動の時期によって、抽出する位置が変化してしまう、つまり上記方法では対象によっては位置抽出精度が低くなってしまい、従って実用性に関してはあまり高いものではなかった。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、ドプラモードの方向、深度の指定作業に伴う操作者及び被検体の負担を軽減し、且つその精度を向上することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して超音波を被検体との間で送受信する送受信ユニットと、前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいて前記被検体内の移動体に関する2次元の速度分布データを発生するカラードプラ演算部と、前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいてCW又はPWのドプラデータを発生するCW/PWドプラ演算部と、前記速度分布データから特異点を抽出する特異点抽出処理部と、前記ドプラデータを発生するための前記超音波の送受信方向を設定するために前記特異点の位置に基づいて前記送受信ユニットを制御する送受信ビーム演算部とを具備し、前記特異点抽出処理部は、所定期間内に得られた複数フレームの速度分布データから速度の絶対値が最大となる点を前記特異点として抽出することを特徴とする。本発明は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して超音波を被検体との間で送受信する送受信ユニットと、前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいて前記被検体内の移動体に関する2次元の速度分布データを発生するド

プラ演算部と、前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいてCW又はPWのドプラデータを発生するCW/PWドプラ演算部と、前記速度分布データから特異点を抽出する特異点抽出処理部と、前記ドプラデータを発生するための前記超音波の送受信方向を設定するために前記特異点の位置に基づいて前記送受信ユニットを制御する送受信ビーム演算部とを具備し、前記特異点抽出処理部は、局所領域内の速度平均値とその中心点の速度との差の絶対値が最大となる中心点を前記特異点として抽出することを特徴とする。本発明は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して超音波を被検体との間で送受信する送受信ユニットと、前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいて前記被検体内の移動体に関する2次元の速度分布データを発生するドプラ演算部と、前記送受信ユニットから出力される受信信号に基づいてCW又はPWのドプラデータを発生するCW/PWドプラ演算部と、前記速度分布データから特異点を抽出する特異点抽出処理部と、前記ドプラデータを発生するための前記超音波の送受信方向を設定するために前記特異点の位置に基づいて前記送受信ユニットを制御する送受信ビーム演算部とを具備し、前記特異点抽出処理部は、速度の時間変化が最大となる点を前記特異点として抽出することを特徴とする。

【0011】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明による超音波ドプラ診断装置を好ましい実施形態により説明する。図1には、本実施形態に係る超音波ドプラ診断装置の構成を示している。電子走査型の超音波プローブ（以下、単にプローブという）1は、配列された複数の振動素子を備えている。これら振動素子各々は例えば圧電素子とその両側の電極とからなり、両極間に送受信ユニット2のパルスから駆動信号（高周波電圧信号）が印加されると、振動素子は機械的に振動する。これにより超音波が発生する。各振動素子に印加される駆動信号には、超音波をビーム状に絞り、また送信指向性を与えるために遅延時間が与えられる。この駆動信号は、超音波の送信周期を決定するレートパルスに従って繰り返し発生され、振動素子に印加される。

【0012】超音波は被検体内を伝搬し、散乱を繰り返す。後方散乱によりプローブ11に返ってきたエコーは、振動素子で電気信号（エコー信号）に変換され、送受信ユニット2に取り込まれる。

【0013】送受信ユニット2のプリアンプはエコー信号を増幅し、また送受信ユニット2のAD変換器は増幅されたエコー信号をデジタル化し、そして送受信ユニット2のデジタルビームフォーマにおいてこれらエコー信号に遅延時間を与えて、加算する。これにより受信指向性を持つ受信信号が生成される。受信信号の指向性は送信指向性と受信指向性とにより決定する。さらに送受信ユニット2の直交検波回路では、まず受信信号に対

して互いに90°位相の異なる送信周波数と同じ周波数を持つ参照信号を掛け合わせ、そしてそれにより発生する高周波成分をローパスフィルタで除去する。これにより位相検波信号が生成される。この位相検波信号は、カラーフローマッピングモード(CFMモード)時にはカラードブラ演算部4に供給され、また連続波ドブラ又はパルスドブラモード時にはCW/PWドブラ演算部5に供給される。

【0014】カラードブラ演算部4は、MTIフィルタ、自己相関器、速度演算部を一般的に備えている。MTIフィルタは、ハイパス特性をもったデジタルフィルタであり、検波信号の中の心臓壁などのクラッタ成分を除去し、比較的高周波の血流成分を抽出する。自己相関回路は、MTIフィルタの出力信号に対して自己相関処理を施すことにより、実数部(Re)と虚数部(Im)とからなる複素信号を出力する。速度演算部は、複素信号の実数部と虚数部とから得られるベクトルと、実数軸(Re)とのなす角度(速度に応じた位相変化に相当する)から血流速度又はそれに相当する値を走査面内の複数点に関して個々に計算(推定)する。それにより被検体内の移動体(血流)に関する2次元の速度分布データが得られる。2次元の速度分布データはデジタルスキャンコンバータ部(DSC部)6及び表示処理部7を介してモニタ8にカラー画像として表示される。通常、プローブ1に近づいてくる血流は赤で、プローブ1から遠ざかる血流は青で表示される。なお、速度演算部と共に、分散を求める分散演算部及び振幅を二乗してパワーを求めるパワー演算部が典型的には設けられるが、本発明の特徴部分には関わっていないのでここでは詳細には説明しない。

【0015】CW/PWドブラ演算部5は、上記検波信号から比較的遅い動きに拠る信号成分を除去し、血流に拠る信号成分を抽出するためのバンドパルスフィルタと、このバンドパルスフィルタの出力を典型的には高速フーリエ変換(FFT)により周波数解析してドブラスペクトルデータを発生する周波数分析器と、さらにパルスドブラ時に検波信号に対して、レートパルスから所望深度に応じた遅れ時間でレンジゲートをかけて当該所望深度の信号を切り出すためのレンジゲート回路とから構成される。ドブラスペクトルデータはデジタルスキャンコンバータ部6及び表示処理部7を介してモニタ8にドブラスペクトルの強さに応じた輝度で、縦軸を周波数軸、横軸を時間軸とするドブラスペクトル像として表示される。

【0016】図2には、図1のデジタルスキャンコンバータ部6の構成が示されている。デジタルスキャンコンバータ部6は、一般的な走査変換及び補正のためのフレームメモリ9の他に、特異点抽出処理部10を特徴的に備えている。特異点抽出処理部10は、カラーフローマッピングモード時にカラードブラ演算部4で発生す

るカラー画像データ(2次元の速度分布データ)から特異点を抽出する。この特異点は、血流の速度分布が周辺のそれに対して特異な状況にある例えば逆流を起こしている位置であり、観察者が、血流状態をドブラスペクトルから詳細に観察することが必要と考えるであろう可能性の高い位置に設定される。

【0017】この特異点抽出処理部10でカラー画像の中から抽出された特異点の位置(座標)に基づいて、送受信ビーム演算部3により、連続波ドブラ(CW)モード時には、超音波送受信の方向(超音波走査線の方位)が設定される。つまり、連続波ドブラ(CW)モード時には、送受信ビーム演算部3により、超音波ビームが特異点を通るように、送受信の遅延時間が設定される。

【0018】同様に、特異点の位置(座標)に基づいて、送受信ビーム演算部3により、パルスドブラ(PW)モード時には、超音波送受信の方向(超音波走査線の方位)及びレンジゲートタイミングが設定される。つまり、パルスドブラ(PW)モード時には、送受信ビーム演算部3により、超音波ビームが特異点を通るように、送受信の遅延時間が設定され、そしてレンジゲートをかけるためのレートパルスからの遅れ時間が設定される。

【0019】これら送受信の方向及び深度設定と共に、図4に示すように、自動抽出された特異点の座標に基づいて画像処理部7によりカラー画像上にマーカとして表示される。操作者はこのマーカーでドブラ波形を示している場所を確認することができる。

【0020】次に特異点の抽出について詳細に説明する。図3には、カラーフローマッピングモードで得られる心臓、特に僧帽弁閉鎖不全による逆流ジェットが描画されたカラー画像例が示されている。本実施形態では、僧帽弁閉鎖不全による逆流ジェットを起こしている個所に特異点を抽出することに最も効果的である。しかし、他の血栓等の他の循環器系疾患を起こしている個所を特異点として抽出するケースにも効果的に適用することができる。

【0021】図4には、カラー画像の模式図が示されている。特異点抽出のためには、カラー画像が必要になる。従って、特異点抽出に先立って、カラーフローマッピングモードが起動される。このカラー画像に関心の高い疾患部分、ここでは逆流部分がカラー画像の略中央部に良好に描画されている断面の最適位置及び角度が、例えばプローブ1を被検体表面上で移動し、また煽ることにより決定される。

【0022】次に、特異点抽出処理部10によって、カラー画像の中央を中心として所定の範囲に特異点探索エリアが自動的に設定される。この特異点探索エリアの範囲は規定値であり、その規定値は任意に変更可能である。また、特異点探索エリアを自動設定した後、または自動設定に代えて、操作者が入力部11を介してこのカ

ラー画像内に特異点探索エリアを必要に応じて手動で設定することも可能である。この特異点探索エリアをカラー画像のイメージングエリアよりも狭く設定することで、特異点の抽出にかかる処理時間を、カラー画像のイメージングエリアの全域を探索する場合よりも、短縮することができる。

【0023】この設定が終わると、カラー画像から特異点が特異点抽出処理部10により自動的に抽出される。特異点抽出処理部10でカラー画像から抽出できる特異点として複数種類、ここでは3種類用意されている。いずれの種類の特異点を抽出するかは、入力部11からの操作者の指示に従って選択的に決定される。または、入力部11から操作者が循環器系疾患の種類を選択することで、その疾患に好適な種類の特異点が自動的に設定されるようになっていてもよい。さらに、複数種類の特異点に対して予め優先順位が設定されており、その優先順位の最も高いものが初期的に選択され、その種類の特異点で良好に疾患部に設定できないときに、操作者の切替指示により次に高い優先順位の特異点を選択されるようにしてもよい。いずれにしても複数種類の特異点の選択方法としては様々な態様が考えられる。

【0024】まず、第1種の特異点として、所定期間内に得られた複数フレームのカラー画像(2次元速度分布)データから、速度の絶対値が最大となる点が抽出される。カラー画像の各画素の情報には、速度と方向とが含まれており、“速度の絶対値”とは、方向は無視して、速度の高低だけで比較することを意味する。

【0025】ここで重要なのは、比較範囲が、1フレームのカラー画像内での画素どうしの比較にとどまらず、その画素間比較は所定期間内、つまり複数フレームまで拡大されている点にある。図5には、ある画素に関する速度時間変化を示している。所定期間は、例えば心電波形のP波から次のP波までの1心拍期間に設定される。この1心拍期間内で最高血流速が、探索エリア内の複数の画素を対象として、画素ごとに抽出される。次に、各画素の最高血流速どうして比較され、その中の最も高い速度をもつ画素が特異点として抽出される。

【0026】上述したように僧帽弁閉鎖不全による逆流ジェットは、非常に高い速度の血流が非常に短期間(収縮末期)に現れる性質がある。仮に、1フレームのカラー画像内での画素どうして速度比較して最高速度を示す画素を特異点として抽出する場合、そのカラー画像が上記逆流ジェットが現れる短期間に収集した画像ではない場合、特異点は、おそらく逆流ジェットの個所には設定できず、他の場所に設定されてしまう。しかし、速度の比較範囲を、フレーム内、つまり空間的範囲から時間範囲まで拡大することで、カラー画像を収集したタイミングによって特異点の抽出精度が不安定になるという制約を受けず、特異点を逆流ジェットが生じている個所に適切に設定することができる。

【0027】このように第1種の特異点は、逆流ジェットが生じている個所に適切に設定することができる。その抽出精度をさらに向上させたものが第2種および第3種の特異点である。

【0028】第2種の特異点は、僧帽弁閉鎖不全による逆流ジェットがその不全個所から局部的に発生し、しかもその向きは周囲の正常流に対して逆向きであるという空間分布上の特性を利用して抽出される。つまり、逆流ジェットが生じている画素は、その周囲の画素に対する速度差が非常に高くなるのである。

【0029】図6には、特異点探索用のマスクの例を示している。このマスクは、 $2k \times 2k$ のサイズであり、そのマスクの中心画素が注目画素Aである。このマスク内であって、注目画素の周囲の複数画素の速度平均が計算される。この計算にあたっては、方向が考慮され、つまりプローブ1に近づく血流の速度を例えばプラスとすると、プローブ1から遠ざかる血流の速度はマイナスとして与えられる。この周辺画素の速度平均に対して、注目画素Aの速度が差分され、その絶対値が当該注目画素Aの特徴量として保持される。

【0030】探索エリア内で上記マスクを隙間無く移動しながら、その各位置で、同様に、注目画素(マスク中心画素)の特徴量が計算される。これら特徴量が最大を示す画素を、特異点として抽出する。

【0031】逆流ジェットは上述したように不全個所から局部的に発生し、しかもその向きは周囲の正常流に対して逆向きであるという空間分布上の特性を有しているので、この特性によって逆流ジェットが起きている個所では、上記特徴量が最大を示す。従って、特異点を、逆流ジェットが起きている個所に効果的に設定することができる。

【0032】この精度をさらに向上するために、第1種の場合と同様に、1心拍期間等の所定期間内に得た数十フレームのカラー画像を対象として、各フレームで最大を示す特徴量を数十フレームの中で比較し、その最も高い特徴量を有する画素を、最終的に特異点として設定するようにしてもよい。

【0033】次に第3種の特異点について説明する。第3種の特異点は、逆流ジェットが現れる個所で血流が急激に変化する特性を利用して抽出される。つまり、逆流ジェットが生じている画素の速度は、速度が急激に変化するのである。

【0034】図7には、時刻 t で収集されたカラー画像 $CI(t)$ と、それに対して、時間が t 、 $2t$ 経過した時刻 $t+t$ 、 $t+2t$ で収集された2枚のカラー画像 $CI(t+t)$ 、 $CI(t+2t)$ を示している。上述したように、逆流ジェットが生じる個所では、逆流の発生前後で速度が急激に変化する。その速度変化は、例えば、画素Aにおいて時刻 t から時刻 $t+t$ の間に速度が $A(t)$ から $A(t+t)$ まで変化する

ると仮定すると、

$$\frac{|A(t + \Delta t) - A(t)|}{\Delta t}$$

で与えられる。それにより画素Aの単位時間あたりの速度変化が絶対値として計算される。この速度変化を、探索エリア内の全ての画素に対して個々に計算し、その中の最大の速度変化を示す点を特異点として抽出する。

【0035】この急激な速度変化を効果的に捉えるように、 Δt は好適に設定されるべきである。例えば、 Δt は、収縮末期から拡張器の中心までに要する標準的な時間差に設定される。

【0036】このように速度変化に基づいて特異点を抽出する方法は、パルスドブラ(PW)で不可避のナイキスト定理のもとでパルス繰り返し周波数(PRF)の1/2以上の高速成分が低周波に折り返すといういわゆるエイリアシング現象の影響を受けず、逆に、エイリアシング現象を効果的に利用することが可能となる。

【0037】つまり、図8に示すように、エイリアシング現象によって、+PRF/2を超える高い周波数成分(逆流ジェット等による高速成分)は、-PRF/2側に折り返る。しかし、上記式によれば、この折り返りによって、速度変化が逆に増強される。従って、逆流ジェットによりその偏移周波数が+PRF/2を超えるほど高くなったとき、エイリアシング現象によって、その部分の速度変化が強調される。従って高精度に特異点を逆流が起きている個所に設定することができる。

【0038】以上のように本実施形態によれば、カラーフローマッピングモードからパルス又は連続波ドブラモードに移行するとき、その方向、深度が自動的に且つ高精度に設定される。またプローブ1の角度や位置がずれてしまった場合でも、それに追従して特異点を自動的に逆流ジェットの個所に移動することができる。従って、操作者はプローブ1の操作に専念して好適な断面を保持することができる。それにより診断精度の向上が実現され得る。

【0039】本発明は、上述した実施形態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種々変形して実施することが可能である。

*【0040】

【発明の効果】本発明によれば、ドブラモードの方向、深度の指定作業に伴う操作者及び被検体の負担を軽減し、且つその精度を向上することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波ドブラ診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】図1のスキャンコンバータ部内の構成を示す図。

10 【図3】本実施形態において、心臓のカラー画像例を示す図。

【図4】本実施形態において、特異点探索エリアを示す図。

【図5】本実施形態において、第1種の特異点抽出処理を説明するために、カラー画像のある点(画素)の速度時間波形を示す図。

【図6】本実施形態において、第2種の特異点を抽出するために用いられるマスクを示す図。

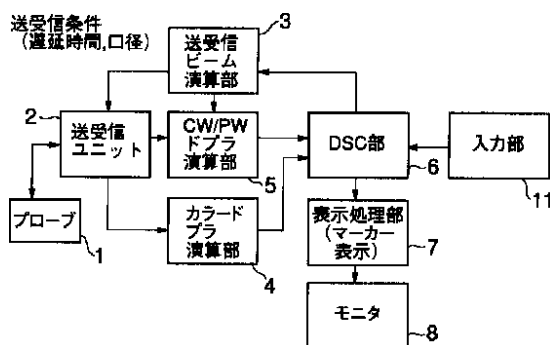
20 【図7】本実施形態において、第3種の特異点抽出処理を説明するために、時間の異なる3つのカラー画像を示す図。

【図8】本実施形態において、第3種の特異点抽出処理での特徴的な効果を説明するために、偏移周波数の時間変化を示す図。

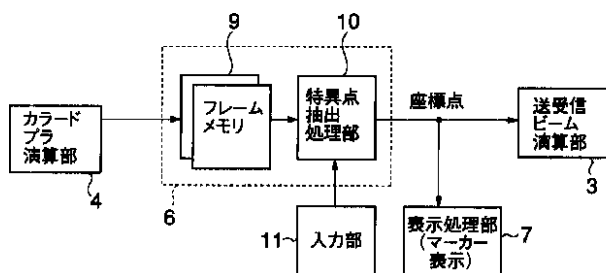
【符号の説明】

- 1...超音波プローブ、
- 2...送受信ユニット、
- 3...送受信ビーム演算部、
- 4...カラードブラ演算部、
- 5...CW/PWドブラ演算部、
- 6...デジタルスキャンコンバータ部(DSC部)、
- 7...表示処理部、
- 8...モニタ、
- 9...フレームメモリ、
- 10...特異点抽出処理部、
- 11...入力部。

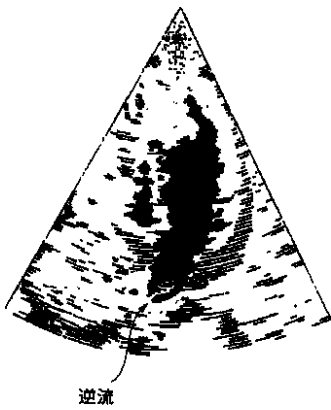
【図1】



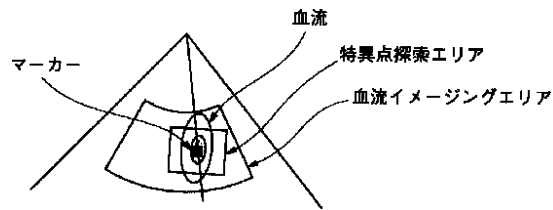
【図2】



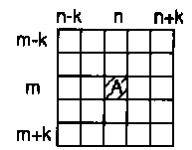
【図3】



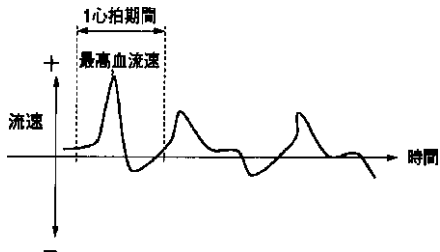
【図4】



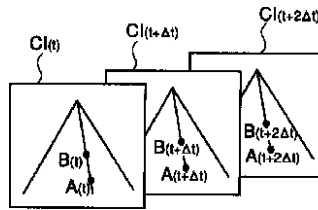
【図6】



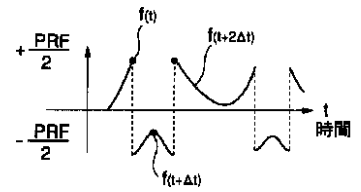
【図5】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

- Fターム(参考) 4C301 BB02 DD01 DD03 DD04 EE13
 JB03 JB04 JB28 KK21 KK30
 KK36
 5J083 AA02 AB17 AC01 AC17 AD01
 AD12 AE10 BA01 BA11 BC02
 BE14 BE43 BE53 BE56 BE60
 DA05 DA06 DC01 EA14 EA37
 EA46

专利名称(译)	超声多普勒诊断装置		
公开(公告)号	JP2002306485A	公开(公告)日	2002-10-22
申请号	JP2001111393	申请日	2001-04-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	亀石 涉		
发明人	亀石 涉		
IPC分类号	A61B8/06 G01S15/58 G01S15/89		
FI分类号	A61B8/06 G01S15/58 G01S15/89.A A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/BB02 4C301/DD01 4C301/DD03 4C301/DD04 4C301/EE13 4C301/JB03 4C301/JB04 4C301/JB28 4C301/KK21 4C301/KK30 4C301/KK36 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC01 5J083/AC17 5J083/AD01 5J083/AD12 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BA11 5J083/BC02 5J083/BE14 5J083/BE43 5J083/BE53 5J083/BE56 5J083/BE60 5J083/DA05 5J083/DA06 5J083/DC01 5J083/EA14 5J083/EA37 5J083/EA46 4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/JB19 4C601/JB34 4C601/JB41 4C601/JB43 4C601/JC37 4C601/KK18 4C601/KK31 4C601/KK37		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少操作员和examee的负担，以指定多普勒模式的方向和深度，并提高工作的准确性。解决方案：该装置包括一个超声波探头1，一个发射/接收单元2，用于发射超声波或通过超声波探头，彩色多普勒运算部4根据接收到的信号产生二维速度分布数据从试样接收它们从产生基于从发送/接收单元，特定点提取处理部10输出用于从所述提取特定点所接收的信号CW或PW的多普勒数据的发送/接收单元，—CW / PW多普勒运算部5输出速度分布数据，用于根据用于设置发送或接收超声波的方向的特定点的位置来控制发送/接收单元的波束发送/接收计算部分3，用于产生多普勒数据。特定点提取处理部分10从在指定时段内获得的多个帧的速度分布数据中提取最大化速度的绝对值的点。

