

(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2012-176232

(P2012-176232A)

(43) 公開日 平成24年9月13日(2012.9.13)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F1
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2012-20678 (P2012-20678)
 (22) 出願日 平成24年2月2日(2012.2.2)
 (31) 優先権主張番号 特願2011-22999 (P2011-22999)
 (32) 優先日 平成23年2月4日(2011.2.4)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100159651
 弁理士 高倉 成男
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

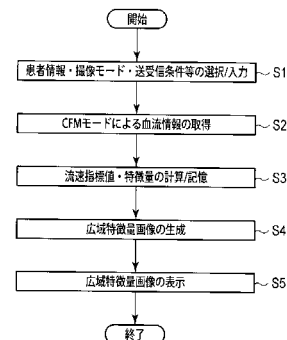
(57) 【要約】

【課題】 従来より広い領域についての血管の特徴量を計算することができ、その結果を観察者が迅速且つ簡単に視認することができる超音波診断装置等を提供すること。

【解決手段】 被検体の所定領域を超音波で走査することで、前記所定領域内の各位置における速度情報の分布を、所定期間に亘って検出する検出ユニットと、前記所定期間に亘る前記各位置の速度情報を用いて、前記所定期間における前記各位置の流速最大値、流速最小値、流速平均値の少なくともいずれか一つに基づく少なくとも一つの特徴量を計算する計算ユニットと、前記特徴量を所定の形態で表示する表示ユニットと、を具備する超音波診断装置である。

【選択図】 図2

図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の所定領域を超音波で走査することで、前記所定領域内の各位置における速度情報の分布を、所定期間に亘って検出する検出ユニットと、

前記所定期間に亘る前記各位置の速度情報を用いて、前記所定期間における前記各位置の流速最大値、流速最小値、流速平均値の少なくともいずれか一つに基づく少なくとも一つの特徴量を計算する計算ユニットと、

前記特徴量を所定の形態で表示する表示ユニットと、
を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記特徴量は、P I (Pulsatility Index)、R I (Resistance Index)、S / D のうちの少なくとも一つを含む請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記検出ユニットは、カラードブラーモードを用いて前記所定領域内の各位置における速度情報の分布を、所定期間に亘って検出すること請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記少なくとも一つの特徴量のそれぞれに応じて異なる色相が割り当てられた、少なくとも一つの指標画像を生成する画像生成ユニットをさらに具備し、

前記表示ユニットは、前記少なくとも一つの指標画像を表示する請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示ユニットは、前記少なくとも一つの指標画像とカラードブラ画像とを同時に表示する請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像生成ユニットは、前記少なくとも一つの指標画像を空間的に対応付けて繋ぎ合わせることで、合成画像を生成し、

前記表示ユニットは、前記合成画像を表示する請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示ユニットは、複数の前記指標画像を同時に表示する請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記計算ユニットは、前記所定期間における前記各位置の流速最大値、流速最小値、流速平均値の少なくともいずれか一つに基づく複数の前記特徴量を計算し、

前記画像生成ユニットは、前記複数の特徴量のうちの第 1 の特徴量を用いて前記指標画像を生成し、

前記表示ユニットは、前記第 1 の特徴量を用いて生成された前記指標画像と、
前記複数の特徴量のうち前記第 1 の特徴量とは異なる第 2 の特徴量と、を所定の形態で表示する請求項 4 項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示ユニットは、入力装置によって設定された所定の経路に関する空間的な変化を示すグラフとして、前記流速指標値及び特徴量のうちの少なくとも一方を表示する請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

パルスドブラモードを実行する場合において、前記流速指標値及び特徴量のうちの少なくとも一方に基づいて、サンプリングポジションの位置を決定する決定ユニットをさらに具備する請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記計算ユニットは、心拍又は脈拍を基準として前記流速指標値及び特徴量のうちの少なくとも一方を計算する請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

前記計算ユニットは、前記少なくとも一つの特徴量を一心拍、或いは複数の心拍単位で計算する請求項 1 乃至 1 1 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記検出ユニットは、B モードスキャンによって取得した信号系列に対してドブラ処理を実行する撮像モードを用いて、所定期間に亘って前記所定領域内の各位置における速度情報の分布を検出すること請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記検出ユニットは、B モードスキャンによって取得した複数の画像を用いたスペックルトラッキング処理を実行することで、所定期間に亘って前記所定領域内の各位置における速度情報の分布を検出すること請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 5】

被検体の所定領域を超音波で走査することで、所定期間に亘って検出された前記所定領域内の各位置における速度情報を記憶する記憶ユニットと、

前記所定期間に亘る前記各位置の速度情報を用いて、前記所定期間における前記各位置の流速最大値、流速最小値、流速平均値の少なくともいずれか一つに基づく少なくとも一つの特徴量を計算する計算ユニットと、

前記特徴量を所定の形態で表示する表示ユニットと、
を具備する超音波画像処理装置。

【請求項 1 6】

20

コンピュータに、

被検体の所定領域を超音波で走査することで得られた所定期間に亘る超音波データを用いて、前記所定領域内の各位置における速度情報の分布を前記所定期間に亘って検出させる検出機能と、

前記所定期間に亘る前記各位置の速度情報を用いて、前記所定期間における前記各位置の流速最大値、流速最小値、流速平均値の少なくともいずれか一つに基づく少なくとも一つの特徴量を計算させる計算機能と、

前記特徴量を所定の形態で表示させる表示機能と、
を実現させるための超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】**【0 0 0 1】**

カラーフローマッピング (Color Flow Mapping :CFM) 等の血流情報を検出可能な超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

超音波診断装置は、超音波プローブに設けられた振動素子から発生する超音波パルスが被検体内に放射し、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振動素子により受信して生体情報を収集するものであり、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画像データのリアルタイム表示が可能となるため、各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

40

【0 0 0 3】

また、上記超音波診断装置は、循環器系の画像診断においても利用される。例えば、パルスドブラ法によって体表面から所望の深さにある特定部位における血流速度を計測し、例えば P I (Pulsatility Index)、R I (Resistance Index)、S / D 等の血流に関する特徴量、流速最大値、流速平均値、流速最小値等の流速指標値を計算し、リアルタイムで表示する。術者は、表示される血流指標を観察することで、患者の血流状態を迅速に視認することができる。

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】**

50

【 0 0 0 4 】

しかしながら、従来の超音波診断装置では、P I、R I、S / D、最大値、平均値、最小値等の種々の血流指標値を計算する場合、パルスドブラ法を用いるため、例えば1、又は2ラスタ分程度の局所的な領域についての血流指標しか計算することができない。従って、医師等の観察者は、局所的な血流状態を迅速に視認することはできるが、一定以上の広い領域についての血流状態を迅速に視認することはできない（図15参照）。

【 0 0 0 5 】

また、上述の様に、従来の超音波診断装置では局所的な領域についての血流指標値しか計算することができない。このため、例えば従来の超音波診断装置を用いて頸部血管全体の血流速度を計測する場合には、対象血管を長軸像で映像化し、パルスドブラのサンプリング位置（ゲート位置）を血管の長軸に沿って移動させながら、血管全体に異常がないかを順次視認する必要がある。このため、患者に身体的負担を、医師等に作業負担を強いることになる。

【 0 0 0 6 】

上記事情を鑑みて、従来より広い領域についての血管の特徴量を計算することができ、その結果を観察者が迅速且つ簡単に視認することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

一実施形態に係る超音波診断装置は、被検体の所定領域を超音波で走査することで、前記所定領域内の各位置における速度情報の分布を、所定期間に亘って検出する検出ユニットと、前記所定期間に亘る前記各位置の速度情報を用いて、前記所定期間における前記各位置の流速最大値、流速最小値、流速平均値の少なくともいずれか一つに基づく少なくとも一つの特徴量を計算する計算ユニットと、前記特徴量を所定の形態で表示する表示ユニットと、を具備するものである。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 8 】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、本広域特徴量画像生成機能に従う処理（広域特徴量画像生成処理）の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、血流検出ユニット24において生成され、RAWデータメモリ25が記憶するフレーム毎のカラーRAWデータの一例を示した図である。

【図4】図4は、血流情報・特徴量情報計算処理において流速指標値記憶部260、特徴量記憶部261に記憶される各情報の一例を示した図である。

【図5】図5は、モニター14にBモード画像に重畳して表示される広域特徴量画像の一例を示した図である。

【図6】図6は、変形例1に係る広域特徴量画像生成機能を説明するための図である。

【図7】図7は、変形例2に係る広域特徴量画像生成機能を説明するための図である。

【図8】図8は、変形例3に係る広域特徴量画像生成機能を説明するための図である。

【図9】図9は、変形例4に係る広域特徴量画像生成機能を説明するための図である。

【図10】図10は、変形例5に係る広域特徴量画像生成機能を説明するための図である。

【図11】図11は、変形例6に係る広域特徴量画像生成機能を説明するための図である。

【図12】図12は、変形例6に係る広域特徴量画像生成機能を説明するための図である。

【図13】図13は、変形例7に係る広域特徴量画像生成機能を説明するための図である。

【図14】図14は、変形例7に係る広域特徴量画像生成機能を説明するための図である。

【図 1 5】図 1 5 は、従来のパルスドブラ法を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0010】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 2、入力装置 1 3、モニター 1 4、超音波送信ユニット 2 1、超音波受信ユニット 2 2、B モード処理ユニット 2 3、血流検出ユニット 2 4、RAW データメモリ 2 5、特徴量計算ユニット 2 6、画像生成ユニット 2 7、表示処理ユニット 2 8、制御プロセッサ (CPU) 2 9、表示処理ユニット 3 0、記憶ユニット 3 1、インタフェースユニット 3 2 を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0011】

超音波プローブ 1 2 は、被検体に対して超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信するデバイス (探触子) であり、その先端に複数の配列された圧電振動子、整合層、バックング材等を有している。圧電振動子は、超音波送信ユニット 2 1 からの駆動信号に基づきスキャン領域内の所望の方向に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を電気信号に変換する。整合層は、当該圧電振動子に設けられ、超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層である。バックング材は、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止する。当該超音波プローブ 1 2 から被検体 P に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 1 2 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流で反射された場合のエコーは、ドブラ効果により移動体の超音波送受信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0012】

なお、本実施形態に係る超音波プローブ 1 2 は、二次元アレイプローブ (複数の超音波振動子が二次元マトリックス状に配列されたプローブ)、又はメカニカル 4 D プローブ (超音波振動子列をその配列方向と直交する方向に機械的に煽りながら超音波走査を実行可能なプローブ) といったボリュームデータを取得可能なものであってもよい。また、当然ながら、超音波プローブ 1 2 は一次元アレイプローブであってもよい。

【0013】

入力装置 1 3 は、装置本体 1 1 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (ROI) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 1 1 にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。

【0014】

モニター 1 4 は、表示処理ユニット 3 0 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0015】

超音波送信ユニット 2 1 は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。トリガ発生回路では、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) で、送信超音波を形成するためのトリガパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各トリガパルスに与えられる。パルサ回路は、このトリガパルスに基づくタイミングで、プローブ 1 2 に駆動パルスを印加する。

【0016】

なお、超音波送信ユニット 2 1 は、制御プロセッサ 2 9 の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有

10

20

30

40

50

している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0017】

超音波受信ユニット22は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、遅延回路、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたアナログのエコー信号をデジタルエコー信号に変換する。遅延回路では、デジタル変換されたエコー信号に対し受信指向性を決定し、受信ダイナミックフォーカスを行うのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【0018】

Bモード処理ユニット23は、受信ユニット22からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。

【0019】

血流検出ユニット24は、受信ユニット22から受け取ったエコー信号から血流信号を抽出し、血流データを生成する。血流の抽出は、通常CFM(Color Flow Mapping)で行われる。この場合、血流信号を解析し、血流データとして平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

20

【0020】

RAWデータメモリ25は、Bモード処理ユニット23から受け取った複数のBモードデータを用いて、超音波走査線上のBモードデータであるBモードRAWデータを生成する。また、RAWデータメモリ25は、血流検出ユニット24から受け取った複数の血流データを用いて、超音波走査線上の血流データであるカラーRAWデータを生成する。なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、RAWデータメモリ25の後にフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

【0021】

特徴量計算ユニット26は、後述する広域特徴量画像生成機能において、制御プロセッサ29からの制御に基づいて、CFMによって得られた所定期間に亘る血流情報をRAWデータメモリ25から受け取り、血管内の各位置についての血流に関する流速指標値、特徴量を計算する。ここで、血流に関する流速指標値とは、例えば最大値、平均値、最小値等であり、血流に関する特徴量とは、例えばPI、RI、S/D等である。

30

【0022】

画像生成ユニット27は、RAWデータメモリ25から受け取ったBモードRAWデータ、カラーRAWデータを用いて、Bモード画像データ、CFM画像データ、ボリュームデータをそれぞれ生成する。また、画像生成ユニット27は、ボリュームレンダリング、多断面変換表示(MPR: multi planar reconstruction)、最大値投影表示(MIP: maximum intensity projection)等の所定の画像処理を行う。さらに、画像生成ユニット27は、特徴量計算ユニット26において計算された各位置毎の特徴量を用いて、特徴量の値に応じて異なる色彩が割り当てられた特徴量画像を生成する。

40

【0023】

なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、画像処理ユニット27の後に二次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

【0024】

表示処理ユニット28は、画像処理ユニット28において生成・処理された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度(ブライトネス)、コントラスト、γカーブ補正、RGB変換等の各種を実行する。

【0025】

制御プロセッサ29は、情報処理装置(計算機)としての機能を持ち、本超音波診断装

50

置本体の動作を制御する。制御プロセッサ 29 は、記憶ユニット 31 から後述する広域特徴量画像生成機能を実現するための専用プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0026】

記憶ユニット 31 は、後述する広域特徴量画像生成機能を実現するための専用プログラムや、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、計算された特徴量の値に応じて異なる色彩を割り当てるためのカラーテーブル、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、図示しない画像メモリ中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット 31 のデータは、インタフェースユニット 32 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

10

【0027】

インタフェースユニット 32 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェースユニット 32 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0028】

（広域特徴量画像生成機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有する広域特徴量画像生成機能について説明する。この機能は、CFM によって得られた所定期間に亘る血流情報を用いて、血管内の各位置について血流に関する流速指標値と特徴量とを計算し、特徴量の値に応じて異なる色彩を割り当てることで特徴量画像を生成し表示するものである。これにより、従来に比して広範な領域についての特徴量を迅速且つ簡単に観察することができる。

20

【0029】

図 2 は、本広域特徴量画像生成機能に従う処理（広域特徴量画像生成処理）の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップにおける処理の内容について説明する。

【0030】

〔患者情報・送受信条件を入力受：ステップ S1〕

入力装置 13 を介して患者情報の入力、被検体の所定領域を超音波走査するための撮像モード、スキャンシーケンス、送受信条件等の選択が実行される（ステップ S1）。ここでは、撮像モードとして CFM モードが選択され、送受信条件としてサンプルボリューム、送信電圧等が入力される。入力、選択された各種情報・条件等は、自動的に記憶ユニット 31 に記憶される。

30

【0031】

〔CFM モードによる血流情報の取得：ステップ S2〕

超音波プローブ 12 が被検体表面の所望の位置に当接され、診断部位（今の場合所望の血管）を含む領域を被走査領域として、CFM モードによる超音波走査が実行される。CFM モードによる超音波走査によって取得されたエコー信号は、逐次超音波受信ユニット 22 を経由して血流検出ユニット 24 に送られる。血流検出ユニット 24 は、CFM によって血流信号を抽出し、平均速度、分散、パワー等の情報を多点について求め、血流の速度情報（カラーデータ）をフレーム毎に生成する。RAW データメモリ 25 は、血流検出ユニット 24 から受け取った複数のカラーデータを用いてカラー RAW データをフレーム毎に生成する（ステップ S2）。

40

【0032】

〔流速指標値、特徴量の計算：ステップ S3〕

次に、特徴量計算ユニット 26 は、CFM によって得られた血流情報のうち所定期間に亘る血流情報を RAW データメモリ 25 から受け取り、血管内の各位置についての流速指標値、特徴量を計算する（ステップ S3）。

【0033】

図 3 は、血流検出ユニット 24 において生成され、RAW データメモリ 25 が記憶するフレーム毎のカラー RAW データの一例を示した図である。同図は、血流検出ユニット 2

50

4において生成された、第 n フレームにおけるサンプル x 、ラスタ y の速度情報を $V(x, y, n)$ と定義し、フレーム数 N 、サンプル数 400 、ラスタ数 200 とした場合の例である。また、第1フレームから第 N フレームまでのサンプル x 、ラスタ y における最大速度を、 $V_{max}(x, y)$ 、サンプル x 、ラスタ y における最小速度を $V_{min}(x, y)$ 、サンプル x 、ラスタ y における平均速度を $V_{mean}(x, y)$ と定義する。さらに、第1フレームから第 N フレームまでのサンプル x 、ラスタ y における $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ をそれぞれ以下の式(1)、(2)によって定義する。

【0034】

$$PI(x, y) = \{V_{max}(x, y) - V_{min}(x, y)\} / V_{mean}(x, y) \quad (1)$$

10

$$RI(x, y) = \{V_{max}(x, y) - V_{min}(x, y)\} / V_{max}(x, y) \quad (2)$$

特徴量計算ユニット26は、第1フレームの速度情報 $V(x, y, 1)$ (ただし、 x 、 y はそれぞれ $1 \leq x \leq 400$ 、 $1 \leq y \leq 200$ を満たす自然数)をRAWデータメモリ25から受け取ると、自身が有する一時記憶メモリに記憶する。

【0035】

次に、特徴量計算ユニット26は、第2フレームの速度情報 $V(x, y, 2)$ をRAWデータメモリ25から受け取ると、自身が有する一時記憶メモリに記憶すると共に、第1フレームの速度情報 $V(x, y, 1)$ と比較して、サンプル x 、ラスタ y における最大速度 $V_{max}(x, y)$ 、最小速度を $V_{min}(x, y)$ 、平均速度 $V_{mean}(x, y)$ を計算すると共に、得られた $V_{max}(x, y)$ 、 $V_{min}(x, y)$ 、 $V_{mean}(x, y)$ を用いて、上記式(1)、(2)に従って $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ をそれぞれ計算する。さらに、特徴量計算ユニット26は、取得した $V_{max}(x, y)$ 、 $V_{min}(x, y)$ 、 $V_{mean}(x, y)$ を流速指標値記憶部260に、 $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ を自身が有する特徴量記憶部261に、それぞれ記憶する。

20

【0036】

次に、特徴量計算ユニット26は、第3フレームの速度情報 $V(x, y, 3)$ をRAWデータメモリ25から受け取ると、自身が有する一時記憶メモリに記憶すると共に、速度情報 $V(x, y, 3)$ と第2フレームまでの最大速度 $V_{max}(x, y)$ とを比較して、速度情報 $V(x, y, 3)$ が第2フレームまでの最大速度 $V_{max}(x, y)$ よりも大きい場合には最大速度 $V_{max}(x, y)$ を更新し、速度情報 $V(x, y, 3)$ が第2フレームまでの最大速度 $V_{max}(x, y)$ より小さい場合には当該最大速度 $V_{max}(x, y)$ を維持する。また、特徴量計算ユニット26は、 $V_{min}(x, y)$ についての計算も同様にして実行すると共に、第1、第2、第3フレームの速度情報(或いは第2フレームまでの平均速度 $V_{mean}(x, y)$ と第3フレームの速度情報 $V(x, y, 3)$)とを用いて、第3フレームまでの平均速度 $V_{mean}(x, y)$ を計算する。さらに、特徴量計算ユニット26は、得られた $V_{max}(x, y)$ 、 $V_{min}(x, y)$ 、 $V_{mean}(x, y)$ を用いて、上記式(1)、(2)に従って $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ をそれぞれ計算し、取得した $V_{max}(x, y)$ 、 $V_{min}(x, y)$ 、 $V_{mean}(x, y)$ を流速指標値記憶部260に、 $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ を自身が有する特徴量記憶部261に、それぞれ記憶する。

30

40

【0037】

以降、第 N フレームまで、同様の処理が逐次実行される。その結果、流速指標値記憶部260、特徴量記憶部261には、それぞれ例えば図4に示すような各情報が記憶されることになる。

【0038】

なお、 $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ の計算、及び特徴量記憶部261への記憶(更新)は、 $V_{max}(x, y)$ 、 $V_{min}(x, y)$ 、 $V_{mean}(x, y)$ の計算や流速指標値記憶部260への記憶(更新)と同じタイミングである必要はない。例えば、CFMによって得られる血流情報やECG等の生体情報によって心拍を検出し、これらを基準

50

として（例えば心拍毎に） $PI(x, y)$ 、 $RI(x, y)$ の計算、及び特徴量記憶部 261 への記憶（更新）を行うようにしてもよい。

【0039】

〔広域特徴量画像の生成・表示：ステップ S4、S5〕

次に、画像生成ユニット 27 は、取得した血流情報を用いて、広域特徴量画像を生成する（ステップ S4）。すなわち、画像生成ユニット 27 は、ステップ S4 において得られた $PI(x, y)$ の値に応じて異なる色彩を対応する位置に割り当てることで、特徴量を $PI(x, y)$ とする広域特徴量画像を生成する。また、画像生成ユニット 27 は、ステップ S4 において得られた $RI(x, y)$ の値に応じて異なる色彩を対応する位置に割り当てることで、特徴量を $RI(x, y)$ とする広域特徴量画像を生成する。生成された広域特徴量画像は、所定の表示処理を受けた後、所定の形態にてモニター 14 に表示される（ステップ S5）。

10

【0040】

図 5 は、モニター 14 に B モード画像に重畳して表示される広域特徴量画像の一例を示した図である。同図に示すように、従来に比して広い領域についての $PI(x, y)$ 或いは $RI(x, y)$ を可視化することができる。

【0041】

以上述べた広域特徴量画像生成機能は、種々変形可能である。以下、本広域特徴量画像生成機能の代表的な変形例について説明する。

【0042】

20

（変形例 1）

変形例 1 に係る広域特徴量画像生成機能は、図 6 に示すように、C D I 画像と広域特徴量画像とを並列表示するものである。本変形例によれば、観察者は、同時に表示された C D I 画像と広域特徴量画像とを同時に観察することで、血流速度と血流の特徴量とを迅速且つ容易に視認することができる。特に、広域特徴量画像は C F M によって取得される速度情報を利用していることから、およそ C D I 画像と同範囲の広域特徴量画像が同時に表示されることになる。これにより、C D I 画像と広域特徴量画像との対応付けや比較を容易に行うことができ、観察効率を向上させることができる。

【0043】

（変形例 2）

30

変形例 2 に係る広域特徴量画像生成機能では、例えば左右の頸動脈の広域特徴量画像を比較したい場合等に、図 7 に示すように、複数断面の広域特徴量画像を同時に表示する。本変形例によれば、観察者は、同時に表示される複数の広域特徴量画像を観察することで、空間的に離れた各部位の特徴量を、容易且つ迅速に比較することができる。

【0044】

なお、本変形例 2 に係る表示形態は、例えば異なるタイミングで取得した複数の広域特徴量画像を同時に観察したい場合にも有効である。

【0045】

（変形例 3）

40

変形例 3 に係る広域特徴量画像生成機能は、複数の広域特徴量画像を空間的な対応付けをして一枚の合成画像（フュージョン画像、つなぎ合わせ画像、連結画像、パノラマ画像とも言う）として表示するものである。この合成画像は、例えば B モードのフレーム間の画像変化から移動量を算出し、複数の広域特徴量画像の空間的な対応付けをして繋ぎ合わせることで、生成することができる。

【0046】

図 8 は、本変形例 3 に係る、複数の広域特徴量画像によって生成された合成画像の一例を示している。図 8 と図 5 とを比較してわかるように、合成画像により、さらに広い領域における血流の特徴量を、迅速且つ容易に視認することができる。

【0047】

（変形例 4）

50

変形例 4 に係る広域特徴量画像生成機能は、計算して得られた特徴量情報、流速指標値を文字情報として表示するものである。

【 0 0 4 8 】

図 9 は、本変形例 4 に係る表示形態を説明するための図である。同図に示すように、例えば C D I 画像（或いは所定の広域特徴量画像）と共に、P I 等の特徴量情報、V m a x 等の血流情報を文字情報として表示しても、流速指標値と血流の特徴量とを迅速且つ容易に視認することが可能である。

【 0 0 4 9 】

（変形例 5）

変形例 5 に係る広域特徴量画像生成機能は、計算して得られた特徴量情報をグラフ表示するものである。

【 0 0 5 0 】

図 1 0 は、本変形例 5 に係る表示形態を説明するための図である。同図に示すように、例えば入力装置 1 3 を介して C D I 画像上に所望の経路 A - B を設定すると、計算結果に基づいて当該経路 A - B についての P I、R I の空間変化率を示すグラフが作成され、同図ように表示される。この様な特徴量情報のグラフ表示によっても、流速指標値と血流の特徴量とを迅速且つ容易に視認することが可能である。

【 0 0 5 1 】

（変形例 6）

変形例 6 に係る広域特徴量画像生成機能は、広域特徴量画像上において所望の位置（例えば、P I 値が高い位置）を特定し、当該特定された位置にサンプリングポジションを自動設定してパルスドブラを実行するものである。

【 0 0 5 2 】

例えば、図 1 1 に示すような広域特徴量画像が取得され表示される場合を想定する。係る場合において、入力装置 1 3 を介してパルスドブラの開示指示が入力されると、例えば P I 値が最大となる位置を自動検出し、所望の位置 P が特定される。制御プロセッサ 2 9 は、特定された位置 P にサンプリングポジションを自動設定し、パルスドブラを実行して、位置 P について例えば図 1 2 に示すようなドブラ波形を取得する。なお、サンプリングポジションを自動設定した後のパルスドブラの実行タイミングは、装置側で自動的に判断してもよいし、入力装置 1 3 から入力される操作者からの指示に応答して決定してもよい。

【 0 0 5 3 】

（変形例 7）

変形例 7 に係る広域特徴量画像生成機能は、特徴量が計測された領域（特徴量計測領域）をつなぎ合わせることで、表示される血管のより多くの領域に関する特徴量を一度に表示するものである。

【 0 0 5 4 】

図 1 3、図 1 4 は、本変形例 7 に係る表示形態を説明するための図である。図 1 3 に示す様に、ステップ S 3 において個別に計算された特徴量計測領域 a 1、a 2、a 3 を空間的対応を取りながらつなぎ合わせることで（連結することで）、血管の多くの領域に関する特徴量を示す広域特徴量画像 A を生成し表示することができる。

【 0 0 5 5 】

また、図 1 3 に示したような複数の特徴量計測領域を有する広域特徴量画像を、変形例 3 で述べた手法に従って空間的対応を取りながらつなぎ合わせることで（連結することで）、図 1 4 に示す様な一枚の合成画像を生成し表示することも可能である。この様な合成画像により、さらに広範囲での血流特徴量を、迅速かつ容易に視認することが可能となる。

【 0 0 5 6 】

なお、ステップ S 3 における特徴量計算は、一心拍毎或いは複数心拍毎を単位として実行することができる。これは、一心拍或いは複数心拍に亘る第 1 フレームから第 N フレーム

10

20

30

40

50

ムまでの各フレームにおける速度情報 $V(x, y, n)$ につき (n は $1 \sim n \sim N$ を満たす整数)、ステップ S 3 で述べた特徴量計算を行うことで実現できる。図 1 3、図 1 4 のつなぎ合わせ画像を作成する場合、各特徴量領域における特徴量は、同一心拍数を単位として計算したものであることが好ましい。また、各特徴量領域につき複数心拍を単位として特徴量を取得する場合、各特徴量領域につき各心拍毎の特徴量を計算して複数心拍に対応する特徴量を計算し、これらの平均を計算するようにしてもよい。

【0057】

(効果)

以上述べた本超音波診断装置によれば、CFMによって得られた所定期間に亘る血流情報を用いて、血管内の各位置について血流に関するPI値等の特徴量を計算し、その値に応じて異なる色彩を割り当てることで、特徴量画像を生成し表示することができる。従って、従来のパルスドブラに比して広い領域についてのPI値等の特徴量を計算し、その結果を広域特徴量画像として表示することができる。操作者は、表示された広域特徴量画像を観察することで、従来よりも広い血管領域についての流速指標値と特徴量とを迅速且つ容易に視認することができる。

10

【0058】

また、従来の超音波診断装置においては、パルスドブラのサンプリングポジションを血管に沿って移動させることにより血管全体の検査していたため時間がかっていた。これに対し、例えば頸部血管超音波検査において血流速度の計測を行う際に、本広域特徴量画像によって対象血管を長軸像で描出し、スクリーニングを実行して異常の有無を迅速且つ簡便に判別することができる。その結果、操作者は、異常がなければ検査を終了し、異常があればパルスドブラのサンプリングポジションを移動させ精密検査を行えばよく、検査効率を向上させることができる。

20

【0059】

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。

【0060】

(1) 例えば、本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

30

【0061】

(2) CFMモードによって取得された血流情報を記憶しておき、事後的に本広域特徴量画像を生成し表示するようにしてもよい。

【0062】

(3) 上記実施形態においては、取得された特徴量の値に応じて異なる色彩を対応する位置に割り当てることで、広域特徴量画像を生成し表示する例を示した。しかしながら、当該例に構成されず、例えば取得された流速指標値の値に応じて異なる色彩を対応する位置に割り当てることで、広域流速指標値画像を生成し表示するようにしてもよい。

40

【0063】

(4) 上記実施形態では、CFMを行う撮像モードによって得られた信号列を用いて速度情報の空間分布を生成し、広域特徴量画像生成処理を実行する場合を例として説明した。しかしながら、当該例に限定されず、他の撮像モードによって得られた信号列を用いて速度情報の空間分布を生成し、広域特徴量画像生成処理を実行することも可能である。例えば、Bモードスキャンによって取得した信号系列に対してドブラ処理を実行する撮像モードによって得られた信号列を用いて速度情報の空間分布を生成し、広域特徴量画像生成処理を実行することができる。さらに、上記撮像モードの他に、例えばスキャン範囲を絞ったBモードスキャンを高速で実行し、得られるBモード画像のフレーム間の相関処理(例

50

えばスペckルトラッキング処理)を行うことで、速度情報の空間分布を生成することができる。本広域特徴量画像生成処理は、このような速度情報の空間分布用いても実行可能である。

【0064】

また、上述した実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

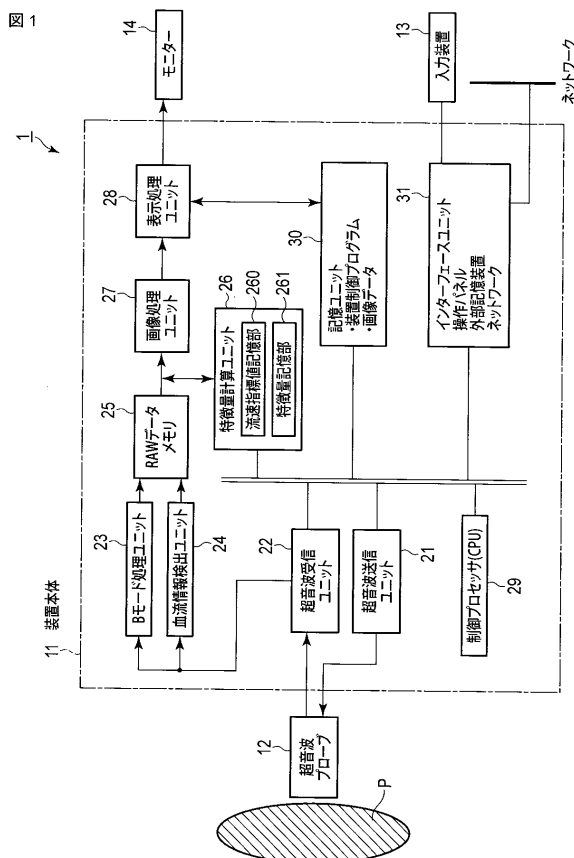
【符号の説明】

【0065】

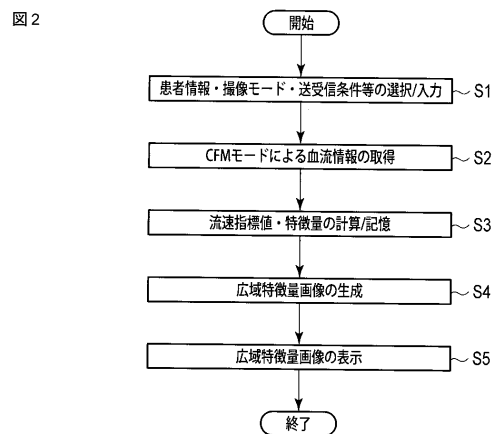
1 ... 超音波診断装置、12 ... 超音波プローブ、13 ... 入力装置、14 ... モニター、21 ... 超音波送信ユニット、22 ... 超音波受信ユニット、23 ... Bモード処理ユニット、24 ... 血流検出ユニット、25 ... RAWデータメモリ、26 ... 特徴量計算ユニット、27 ... 画像生成ユニット、28 ... 表示処理ユニット、29 ... 制御プロセッサ、30 ... 記憶ユニット、31 ... インタフェースユニット、260 ... 流速指標値記憶部、261 ... 特徴量記憶部

10

【図1】

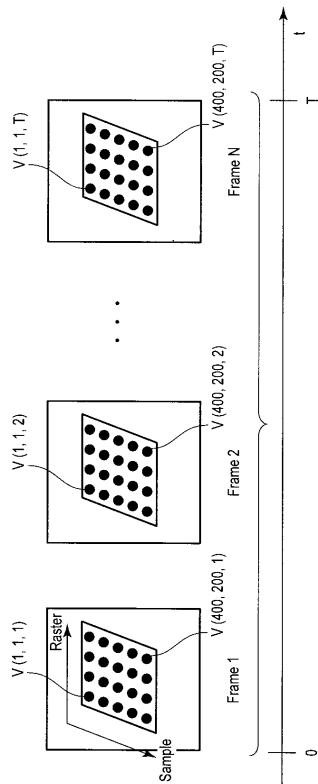


【図2】



【 図 3 】

図 3



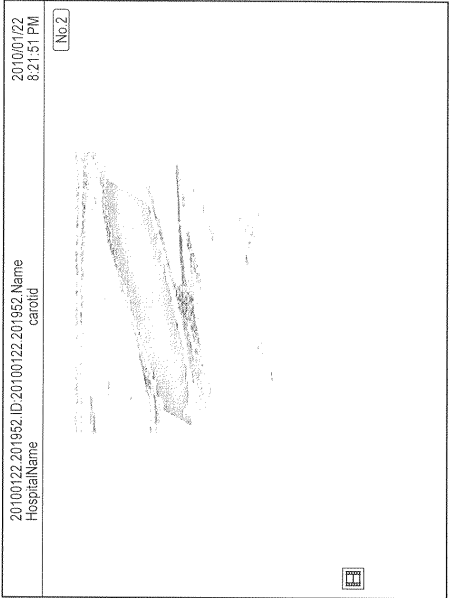
【 図 4 】

図 4

流速指標値記憶部 260	特徴量記憶部 261
Vmax (0, 0)	PI (0, 0)
Vmax (1, 0)	PI (1, 0)
.....	
Vmax (0, 1)	PI (0, 1)
Vmax (1, 1)	PI (1, 1)
.....	
Vmax (400, 200)	PI (400, 200)
Vmin (0, 0)	RI (0, 0)
Vmin (1, 0)	RI (1, 0)
.....	
Vmin (0, 1)	RI (0, 1)
Vmin (1, 1)	RI (1, 1)
.....	
Vmin (400, 200)	RI (400, 200)
Vmean (0, 0)	
Vmean (1, 0)	
.....	
Vmean (0, 1)	
Vmean (1, 1)	
.....	
Vmean (400, 200)	

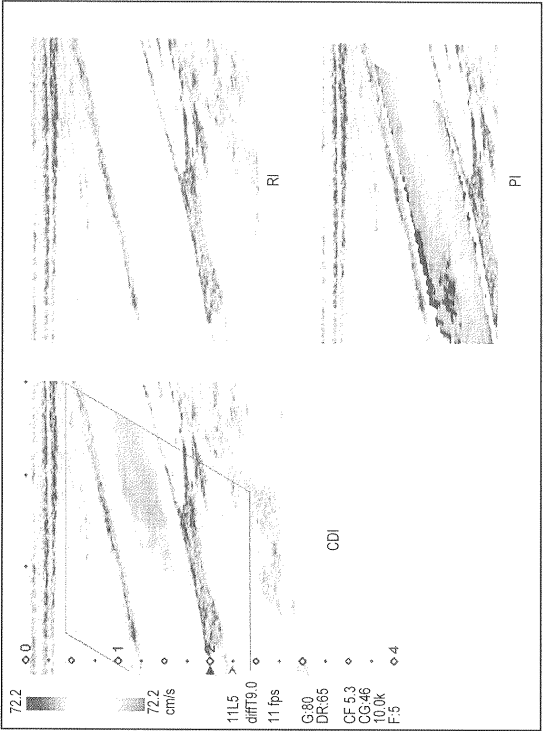
【 図 5 】

図 5



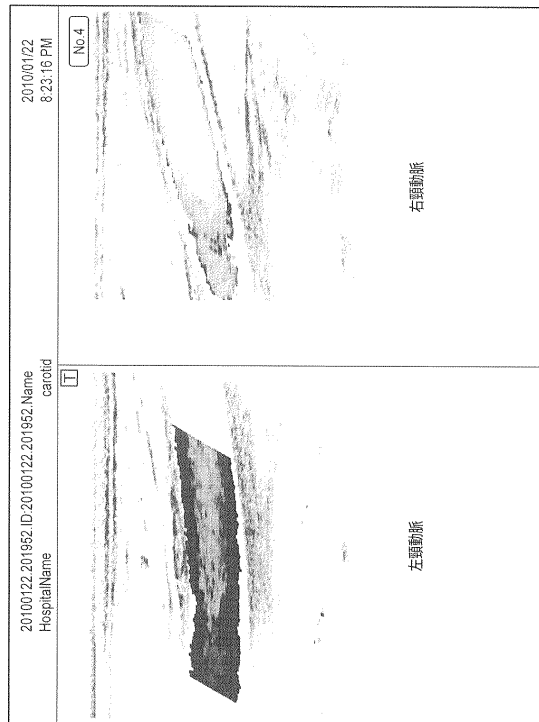
【 図 6 】

図 6



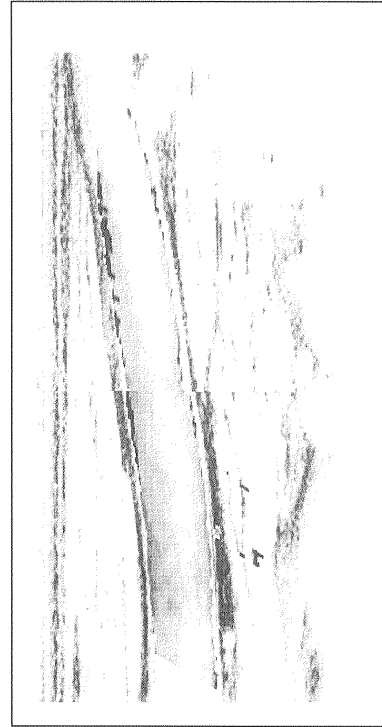
【 図 7 】

図 7



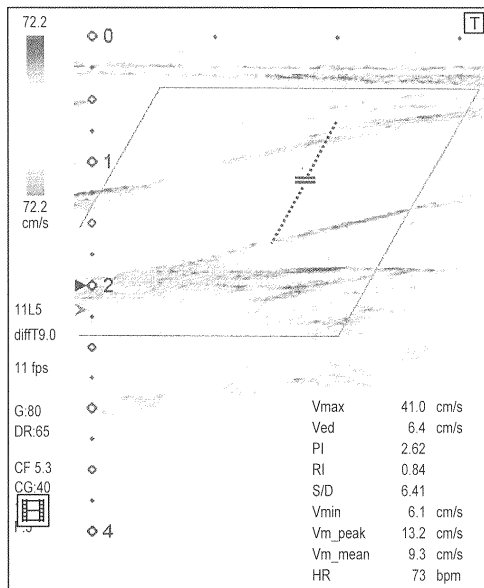
【 図 8 】

図 8



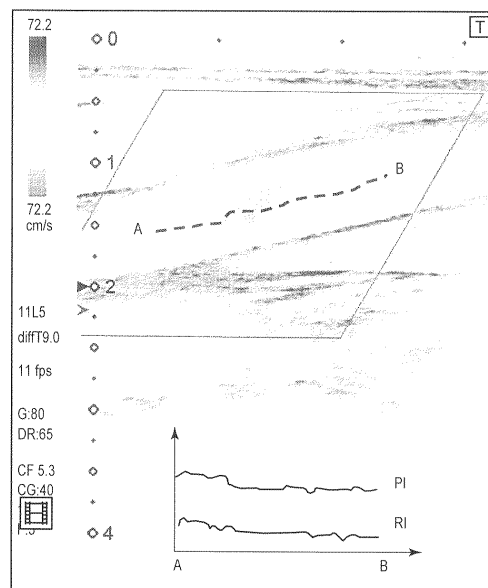
【 図 9 】

図 9



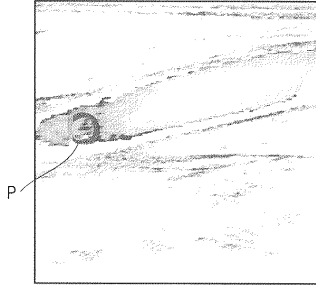
【 図 10 】

図 10



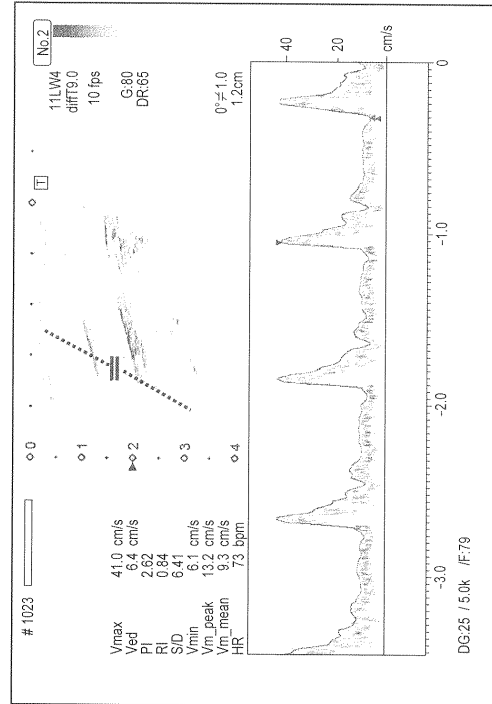
【図 1 1】

図 11



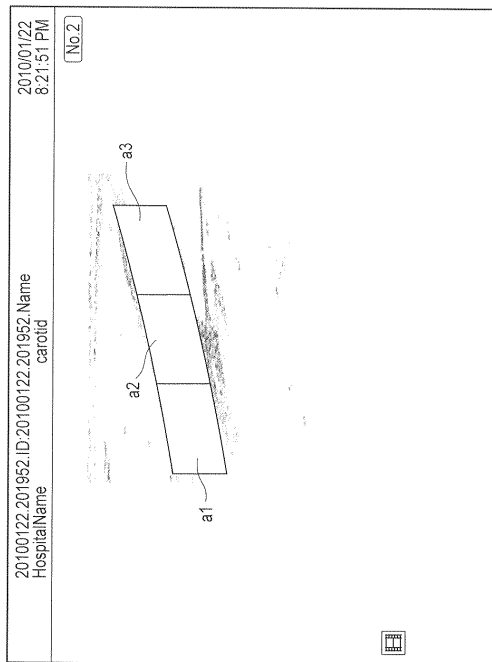
【図 1 2】

図 12



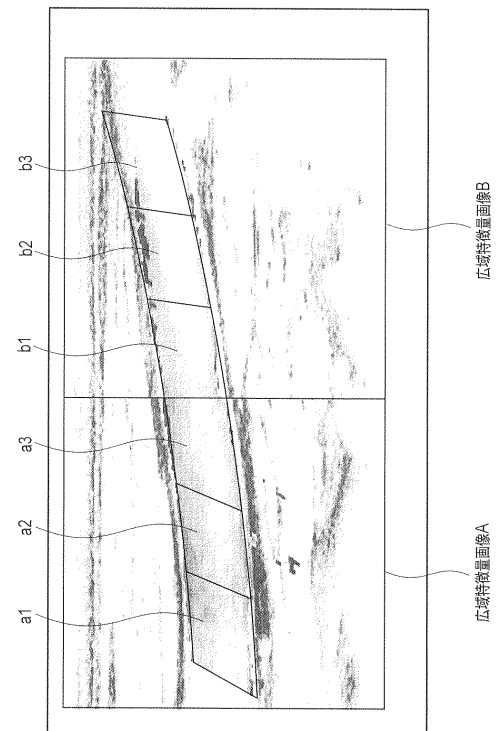
【図 1 3】

図 13



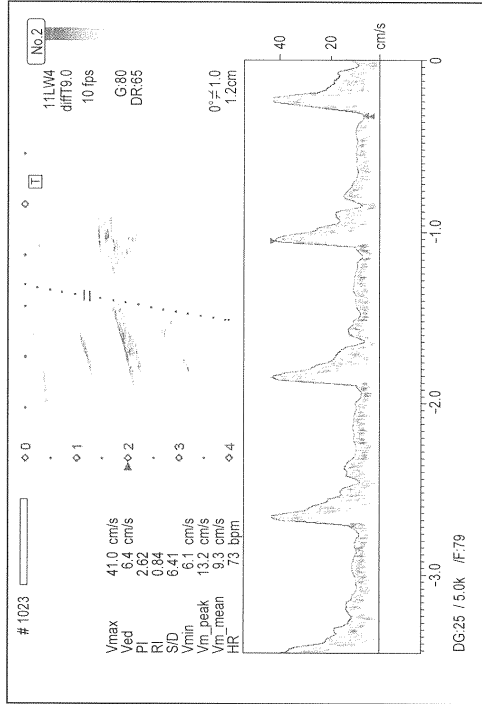
【図 1 4】

図 14



【図 15】

図 15



フロンツページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 松永 智史
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 赤木 和哉
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 小笠原 勝
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 小林 豊
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 郡司 隆之
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
- F ターム(参考) 4C601 BB03 DD03 DE04 EE05 GB06 JC04 JC30 JC37 KK02 KK12
KK19

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP2012176232A	公开(公告)日	2012-09-13
申请号	JP2012020678	申请日	2012-02-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	松永智史 赤木和哉 小笠原勝 小林豊 郡司隆之		
发明人	松永 智史 赤木 和哉 小笠原 勝 小林 豊 郡司 隆之		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/463		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE05 4C601/GB06 4C601/JC04 4C601/JC30 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 井上 正 冈田隆		
优先权	2011022999 2011-02-04 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置等，该超声波诊断装置等能够在比传统的装置更广的范围内计算出血管的特征量，并且能够使观察者视觉上，视觉上快速地识别结果。检测单元通过用超声波扫描对象的预定区域来检测预定区域中每个位置处的速度信息的分布；计算单元，其使用位置的速度信息，基于预定期间中的每个位置的最大速度值，最小速度值和平均速度值中的至少一个来计算至少一个特征量；以及用于以预定形式显示的显示单元。[选择图]图2

图2

