

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6325270号  
(P6325270)

(45) 発行日 平成30年5月16日(2018.5.16)

(24) 登録日 平成30年4月20日(2018.4.20)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 10 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2014-21963 (P2014-21963)	(73) 特許権者	594164542 キヤノン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
(22) 出願日	平成26年2月7日(2014.2.7)	(74) 代理人	100136504 弁理士 山田 毅彦
(65) 公開番号	特開2015-146938 (P2015-146938A)	(74) 代理人	100160901 弁理士 田中 正平
(43) 公開日	平成27年8月20日(2015.8.20)	(72) 発明者	福田 省吾 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成29年1月27日(2017.1.27)	(72) 発明者	渡辺 正毅 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び医用画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

互いに異なる空間上の複数の位置について超音波ドプラ信号を受信し、受信した前記超音波ドプラ信号に基づいて前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを生成するスキャン手段と、

前記複数の位置を位置情報として取得する検査位置取得手段と、

前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する記憶手段と、

少なくとも前記記憶手段に記憶された前記位置情報に基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成し、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに関連するパラメータに基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データの少なくとも一部を、前記複数のグループのうち少なくとも一つのグループ内において並べるための情報を生成する画像分類手段と、  
を備える超音波診断装置。

【請求項2】

互いに異なる空間上の複数の位置について超音波ドプラ信号を受信し、受信した前記超音波ドプラ信号に基づいて前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを生成するスキャン手段と、

前記複数の位置を位置情報として取得する検査位置取得手段と、

前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する記憶

10

20

手段と、

前記記憶手段に記憶された前記位置情報及び前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに関連するパラメータに基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成する画像分類手段と、  
を備える超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像分類手段は、前記パラメータを、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに対応する各血流の速度、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに対応する前記超音波ドプラ信号の各サンプリング時刻及び前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに対応する各波形の特徴を表す指標値の少なくとも1つとする請求項1又は2記載の超音波診断装置。

10

【請求項 4】

互いに異なる空間上の複数の位置について、連続波ドプラ法により走査線からの連続波として超音波ドプラ信号を受信し、受信した前記超音波ドプラ信号に基づいて前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを生成するスキャン手段と、

前記複数の位置を位置情報として取得する検査位置取得手段と、

前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する記憶手段と、

少なくとも前記記憶手段に記憶された前記位置情報に基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成する画像分類手段と

20

、  
を備える超音波診断装置。

【請求項 5】

互いに異なる空間上の複数の位置について超音波ドプラ信号を受信し、受信した前記超音波ドプラ信号に基づいて前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを生成するスキャン手段と、

前記複数の位置を位置情報として取得する検査位置取得手段と、

前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する記憶手段と、

少なくとも前記記憶手段に記憶された前記位置情報に基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを、指定された数の複数のグループに分類するための情報を生成する画像分類手段と、

30

を備える超音波診断装置。

【請求項 6】

互いに異なる空間上の複数の位置について超音波ドプラ信号を受信し、受信した前記超音波ドプラ信号に基づいて前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを生成するスキャン手段と、

少なくとも超音波プローブの位置を検出するセンサを備え、前記複数の位置を位置情報として取得する検査位置取得手段と、

前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する記憶手段と、

40

少なくとも前記記憶手段に記憶された前記位置情報に基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成する画像分類手段と

、  
を備える超音波診断装置。

【請求項 7】

前記検査位置取得手段は、前記超音波プローブの位置及び向きを検出するセンサを備え

、  
前記画像分類手段は、前記超音波プローブの向きに基づいてスキャン対象として求められる位置情報に基づいて前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに

50

分類するための情報を生成するように構成される請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記画像分類手段は、前記超音波プローブの向きに基づいて求められる血流の向きに基づいて前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成するように構成される請求項7記載の超音波診断装置。

【請求項9】

コンピュータを、

互いに異なる空間上の複数の位置について同一の被検体から受信された超音波ドプラ信号に基づいて生成された前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを取得する画像取得手段、

10

前記複数の位置を位置情報として取得する検査位置取得手段、

前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する記憶手段、及び

少なくとも前記記憶手段に記憶された前記位置情報に基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成し、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに関連するパラメータに基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データの少なくとも一部を、前記複数のグループのうちの少なくとも1つのグループ内において並べるための情報を生成する画像分類手段、

として機能させる医用画像処理プログラム。

【請求項10】

20

コンピュータを、

互いに異なる空間上の複数の位置について同一の被検体から受信された超音波ドプラ信号に基づいて生成された前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを取得する画像取得手段、

前記複数の位置を位置情報として取得する検査位置取得手段、

前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する記憶手段、及び

前記記憶手段に記憶された前記位置情報及び前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに関連するパラメータに基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成する画像分類手段、

30

として機能させる医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を用いたパルスドプラ(PWD: pulsed wave Doppler)法における血流動態のドプラ検査では、同一の部位が異なる位置及び角度から観察される場合がある。これは、血流速度等の検査結果が、超音波プローブの位置やスキャン角度に依存して変化し、条件によっては適切な検査結果が得られない場合があるためである。

40

【0003】

同一の観察部位を異なる位置及び角度から検査した場合、同一の観察部位について複数の超音波ドプラ画像、すなわちPWD法によって取得された血流速度の時間的変化をグラフ化した画像が動画像として取得される。このため、血流速度等の血流動態を把握するために、複数フレームの超音波ドプラ画像から最適な画像が選択される。

【0004】

更に、同一の被検体の複数の部位に対してドプラ検査が行われる場合もある。その場合には、各観察部位についてそれぞれ異なる位置及び角度から複数の超音波ドプラ画像が収集される。このため、超音波形態画像として別途収集されたBモード画像或いはドプラ検

50

査において各超音波ドプラ画像に記録されたボディマークやアノテーション等を参照することによって各超音波ドプラ画像がどの撮影部位に対応しているのかが判断される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008 183245号公報

【特許文献2】特開2011-067242号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、ドプラ検査によって取得される超音波ドプラ画像をユーザに分かり易く表示させることが可能な超音波診断装置及び医用画像処理プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の実施形態に係る超音波診断装置は、スキャン手段、検査位置取得手段、記憶手段及び画像分類手段を備える。スキャン手段は、互いに異なる空間上の複数の位置について超音波ドプラ信号を受信し、受信した前記超音波ドプラ信号に基づいて前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを生成する。検査位置取得手段は、前記複数の位置を位置情報として取得する。記憶手段は、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する。画像分類手段は、少なくとも前記記憶手段に記憶された前記位置情報に基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成し、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに関連するパラメータに基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データの少なくとも一部を、前記複数のグループのうち少なくとも1つのグループ内において並べるための情報を生成する。

また、本発明の実施形態に係る超音波診断装置は、スキャン手段、検査位置取得手段、記憶手段及び画像分類手段を備える。スキャン手段は、互いに異なる空間上の複数の位置について超音波ドプラ信号を受信し、受信した前記超音波ドプラ信号に基づいて前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを生成する。検査位置取得手段は、前記複数の位置を位置情報として取得する。記憶手段は、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する。画像分類手段は、前記記憶手段に記憶された前記位置情報及び前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに関連するパラメータに基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成する。

また、本発明の実施形態に係る超音波診断装置は、スキャン手段、検査位置取得手段、記憶手段及び画像分類手段を備える。スキャン手段は、互いに異なる空間上の複数の位置について、連続波ドプラ法により走査線からの連続波として超音波ドプラ信号を受信し、受信した前記超音波ドプラ信号に基づいて前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを生成する。検査位置取得手段は、前記複数の位置を位置情報として取得する。記憶手段は、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する。画像分類手段は、少なくとも前記記憶手段に記憶された前記位置情報に基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成する。

また、本発明の実施形態に係る超音波診断装置は、スキャン手段、検査位置取得手段、記憶手段及び画像分類手段を備える。スキャン手段は、互いに異なる空間上の複数の位置について超音波ドプラ信号を受信し、受信した前記超音波ドプラ信号に基づいて前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを生成する。検査位置取得手段は、前記複数の位置を位置情報として取得する。記憶手段は、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する。画像分類手段は、少なくとも前

10

20

30

40

50

記憶手段に記憶された前記位置情報に基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを、指定された数の複数のグループに分類するための情報を生成する。

また、本発明の実施形態に係る超音波診断装置は、スキャン手段、検査位置取得手段、記憶手段及び画像分類手段を備える。スキャン手段は、互いに異なる空間上の複数の位置について超音波ドプラ信号を受信し、受信した前記超音波ドプラ信号に基づいて前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを生成する。検査位置取得手段は、少なくとも超音波プローブの位置を検出するセンサを備え、前記複数の位置を位置情報として取得する。記憶手段は、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する。画像分類手段は、少なくとも前記記憶手段に記憶された前記位置情報に基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成する。

10

また、本発明の実施形態に係る医用画像処理プログラムは、コンピュータを、画像取得手段、検査位置取得手段、記憶手段及び画像分類手段として機能させる。画像取得手段は、互いに異なる空間上の複数の位置について同一の被検体から受信された超音波ドプラ信号に基づいて生成された前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを取得する。検査位置取得手段は、前記複数の位置を位置情報として取得する。記憶手段は、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する。画像分類手段は、少なくとも前記記憶手段に記憶された前記位置情報に基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成し、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに関連するパラメータに基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データの少なくとも一部を、前記複数のグループのうちの少なくとも1つのグループ内において並べるための情報を生成する。

20

また、本発明の実施形態に係る医用画像処理プログラムは、コンピュータを、画像取得手段、検査位置取得手段、記憶手段及び画像分類手段として機能させる。画像取得手段は、互いに異なる空間上の複数の位置について同一の被検体から受信された超音波ドプラ信号に基づいて生成された前記複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを取得する。検査位置取得手段は、前記複数の位置を位置情報として取得する。記憶手段は、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに前記位置情報を付帯させて記憶する。画像分類手段は、前記記憶手段に記憶された前記位置情報及び前記複数フレームの超音波ドプラ画像データに関連するパラメータに基づいて、前記複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成する。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成図。

【図2】図1に示す超音波診断装置の動作の一例を示すフローチャート。

【図3】複数フレームの超音波ドプラ画像データに走査位置情報としてROIマーカの空間位置を付帯させる方法を説明する模式図。

【図4】超音波ドプラ画像データをグループ分けするためのグループの作成アルゴリズムの一例を示すフローチャート。

【図5】最短距離法を用いたクラスタリング処理の流れを示すフローチャート。

40

【図6】図5に示す最短距離法によるROIマーカの3D座標の分類結果の一例を示す図。

【図7】図6に示す分類結果に従って超音波ドプラ画像を分類表示させた例を示す図。

【図8】k-means法を用いたクラスタリング処理の流れを示すフローチャート。

【図9】図8に示すk-means法によるROIマーカの3D座標の分類結果の一例を示す図。

【図10】図9に示す分類結果に従って超音波ドプラ画像を分類表示させた例を示す図。

【図11】血流の速度に基づいて超音波ドプラ画像を分類表示させた例を示す図。

【図12】血流の最大流速順に超音波ドプラ画像を並べて表示させた例を示す図。

【図13】図1に示す超音波診断装置及び医用画像処理装置によってグループ分け表示することが可能な超音波ドプラ画像の例を示す図。

【図14】本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置及び医用画像処理装置の機能を

50

説明する図。

【図 15】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波診断装置及び医用画像処理装置の機能を説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

本発明の実施形態に係る超音波診断装置及び医用画像処理プログラムについて添付図面を参照して説明する。

【0010】

(第 1 の実施形態)

図 1 は本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成図である。

10

【0011】

超音波診断装置 1 は、本体部 2 に超音波プローブ 3、入力装置 4 及び表示装置 5 を接続して構成される。超音波プローブ 3 にはセンサ 6 が取付けられる。本体部 2 には、送受信部 7 及び医用画像処理装置 8 が内蔵される。医用画像処理装置 8 は、スキャン制御部 9、画像データ生成部 10、プローブ位置特定部 11、検査位置付加部 12、画像データ記憶部 13、画像分類部 14 及び表示処理部 15 を有する。

【0012】

超音波プローブ 3 には被検体に向けて超音波を送受信するための複数の超音波振動子が内蔵される。各超音波振動子は、電気信号として印加された送信信号を超音波信号に変換して被検体内部に送信する一方、被検体内部において生じた超音波反射波を受信し、電気信号としての受信信号に変換して出力する機能を有している。

20

【0013】

センサ 6 は、少なくとも超音波プローブ 3 の位置を検出する機能を有する。尚、超音波プローブ 3 の位置及び向きを検出するセンサ 6 を超音波プローブ 3 に取付けてもよい。センサ 6 の具体例として、磁気センサが挙げられるが、必要な機能を有していれば任意のセンサを用いることができる。また、超音波プローブ 3 の位置及び向きを検出する代わりに、センサ 6 で超音波走査の対象となる走査断面の位置及び向きを検出しても構わない。

【0014】

送受信部 7 は、超音波プローブ 3 に備えられる複数の超音波振動子にそれぞれ送信信号として駆動パルスを印加することによって超音波を送信させる機能と、超音波プローブ 3 に備えられる複数の超音波振動子からそれぞれ出力される受信信号を受信して整相加算等の必要な信号処理を実行することによって走査位置ごとの超音波受信信号として高周波(RF: radio frequency)信号を生成する機能を有する。

30

【0015】

スキャン制御部 9 は、スキャン条件に従って送受信部 7 に制御信号を出力することによって超音波スキャンを実行させるための制御システムである。超音波スキャンとしては、被検体の超音波形態画像データである B モード画像データを収集する B モードスキャン及び被検体の血流動態情報を表す超音波ドプラ画像データを収集する超音波ドプラスキャンが挙げられる。

【0016】

40

超音波ドプラスキャンには、PWD法により超音波ドプラ信号を収集するPWDスキャン、カラードプラ法により超音波ドプラ信号を収集するカラードプラスキャン及び連続波ドプラ(CWD: continuous wave Doppler)法により超音波ドプラ信号を収集するCWDスキャン等がある。カラードプラ法は、CFM (Color Flow Mapping)法とも呼ばれる。

【0017】

PWDスキャンは、特定の走査点に超音波パルスを断続的に送信し、走査点からパルス波として超音波ドプラ信号を収集するスキャンである。このため、PWDスキャンによれば、指定された走査位置における血流速度、パワー、分散等の血流動態を表す超音波ドプラ画像データを収集することができる。

【0018】

50

CFMスキャンは、2次元(2D: two dimensional)又は3次元(3D: three dimensional)の走査領域における複数の走査点に対して超音波パルスを断続的に順次送信し、複数の走査点を含む走査領域からのパルス波として超音波ドブラ信号を収集するスキャンである。このため、CFMスキャンによれば、走査領域における血流速度等の血流動態を表す値に応じたカラーでマッピングしたカラードブラ画像データを収集することができる。

【0019】

また、CWDスキャンは、特定の走査方向に超音波を連続的に送信し、走査線からの連続波として超音波ドブラ信号を収集するスキャンである。

【0020】

これらの超音波ドブラスキャンの対象となる走査位置や走査領域は、Bモードスキャンによって収集されたBモード画像をガイドとして設定することができる。具体的には、例えばPWDスキャンであれば、Bモード画像上にPWDスキャンの走査ターゲットとなる関心領域(ROI: region of interest)マーカを設定することで、PWDスキャンの走査位置を設定することができる。また、特定の点に対して走査を行って血流動態を検出するPWDスキャンの場合には点状の位置を指定するROIマーカが、走査線上の血流動態を検出するCWDスキャンの場合には走査線に沿った直線状のROIマーカが、2D領域内の血流動態を検出するCFMスキャンの場合には例えば四角形領域などの領域を指定するROIマーカが、それぞれBモード画像上に重畳して設定される。尚、ガイドとなるBモード画像は2D画像に限らず3D画像でも良い。

【0021】

画像データ生成部10は、送受信部7において生成される超音波受信信号に基づいて超音波画像データを生成する機能を有する、具体的には、Bモードスキャンによって超音波信号が収集された場合には、超音波受信信号に対するBモード処理によってBモード画像データが生成される。一方、超音波プローブ3で超音波ドブラ信号が受信された場合には、超音波ドブラ信号に対するドブラ処理によって超音波ドブラ画像データが生成される。画像データ生成部10において生成された超音波画像データは、画像データ記憶部13に保存することができる。

【0022】

プローブ位置特定部11は、センサ6から出力される超音波プローブ3の位置検出信号を受信することによって超音波プローブ3の空間位置を特定する機能を有する。具体的には、プローブ位置特定部11は、超音波プローブ3の3次元(3D: three dimensional)座標を取得する機能を有している。尚、センサ6から超音波プローブ3の向きを検出信号も出力される場合には、超音波プローブ3の位置及び向きを表すベクトル情報がプローブ位置特定部11において取得される。

【0023】

検査位置付加部12は、プローブ位置特定部11において特定された超音波プローブ3の空間位置と撮影条件及びスキャン条件として設定されたROIマーカのBモード画像上の位置とに基づいて幾何学的にROIマーカの空間位置を求める機能と、ROIマーカの空間位置を対応する超音波ドブラ画像データに付帯情報として付帯させる機能を有する。尚、プローブ位置特定部11において超音波プローブ3の位置及び向きを表すベクトル情報が取得された場合には、ROIマーカの空間位置及び向きを求めてベクトル情報として対応する超音波ドブラ画像データに付帯させるようにしてもよい。

【0024】

或いは、ROIマーカの空間位置や向きに代えて、超音波プローブ3の空間位置、超音波プローブ3の空間位置及び向き、走査位置の空間位置、走査位置の空間位置及び向き等のROIマーカの空間位置又はROIマーカの空間位置及び向きを求めるための情報を、対応する超音波ドブラ画像データに付帯情報として付帯させるようにしてもよい。

【0025】

ROIマーカの空間位置は、センサ6によって検出された超音波プローブ3の振動子面の空間位置を、超音波プローブ3の振動子面とROIマーカ間における距離として設定された

10

20

30

40

50

、ROIマーカのBモード画像上における位置に対応する距離だけオフセットさせることにより計算することができる。

【0026】

画像分類部14は、互いに位置が異なる複数のROIマーカをBモード画像上に設定して複数フレームの超音波ドプラ画像データが撮影された場合において、少なくともROIマーカの空間上の位置に基づいて複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成する機能を有する。超音波ドプラ画像データを分類するためのROIマーカの空間上の位置は、検査位置付加部12によって付加された超音波ドプラ画像データの付帯情報を参照することによって取得することができる。

【0027】

尚、ROIマーカの空間上の位置を求めるための情報が超音波ドプラ画像データの付帯情報となっている場合には、画像分類部14において分類情報の生成に先だって付帯情報に基づいてROIマーカの空間上の位置を幾何学的に求めることができる。その場合には、ROIマーカの画像上の位置がROIマーカの空間上の位置の計算のために参照される。

【0028】

また、ROIマーカの向きも付帯情報として超音波ドプラ画像データに付帯している場合には、ROIマーカの位置情報に加えてROIマーカの向きに基づいて複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成することができる。つまり、超音波プローブ3の向きがセンサ6によって検出されている場合には、超音波プローブ3の向きに基づいてスキャン対象として求められるROIマーカの位置情報に基づいて複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成することができる。

【0029】

画像分類部14において生成された、複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための分類情報は、複数フレームの超音波ドプラ画像データを並列表示させる場合に用いることができる。すなわち、複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を用いることによって、複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類して並列表示させることが可能となる。

【0030】

尚、画像分類部14では、複数フレームの超音波ドプラ画像データを分類するためのグループの数を指定することもできる。その場合には、画像分類部14において、複数フレームの超音波ドプラ画像データを、指定された数のグループに分類するための情報が生成される。

【0031】

更に、画像分類部14は、複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類して並列表示させる場合において、超音波ドプラ画像データの表示順序を設定する機能を有する。超音波ドプラ画像データの表示順序は、複数フレームの超音波ドプラ画像データに関連する任意のパラメータに基づいて自動設定することができる。すなわち、画像分類部14は、複数フレームの超音波ドプラ画像データに関連するパラメータに基づいて、複数フレームの超音波ドプラ画像データの少なくとも一部を、複数のグループのうちの少なくとも1つのグループ内において並べるための情報を生成する機能を有している。具体例として、血液の最大流速値や最大分散値等のパラメータの値順に複数フレームの超音波ドプラ画像データを並べることができる。

【0032】

超音波ドプラ画像データに関連するパラメータは、超音波ドプラ画像データの並列表示のための表示順序に限らず、超音波ドプラ画像データのグループ分けにも用いることができる。すなわち、超音波ドプラ信号の受信対象となる位置情報として超音波ドプラ画像データに付帯するROIマーカの空間位置に加えて複数フレームの超音波ドプラ画像データに関連するパラメータに基づいて、複数フレームの超音波ドプラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 3 】

超音波ドブラ画像データに関連するパラメータの具体例としては、複数フレームの超音波ドブラ画像データに対応する各血流の速度、複数フレームの超音波ドブラ画像データに対応する超音波ドブラ信号の各サンプリング時刻及び複数フレームの超音波ドブラ画像データに対応する各波形の特徴を表す指標値等が挙げられる。従って、血流の速度、超音波ドブラ信号のサンプリング時刻及び超音波ドブラ画像データに対応する各波形の特徴を表す指標値の少なくとも1つを用いて超音波ドブラ画像データを少なくとも1つのグループ内において並べるための情報を生成することができる。また、血流の速度、超音波ドブラ信号のサンプリング時刻及び超音波ドブラ画像データに対応する各波形の特徴を表す指標値の少なくとも1つを用いて複数フレームの超音波ドブラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成することができる。

10

## 【 0 0 3 4 】

血流の速度としては、血流の最大流速や平均流速など、流速の代表値をパラメータとして用いることができる。また、超音波ドブラ画像データに対応する波形の特徴を表す指標値の具体例としては、波形の最大値と最小値の比、パルス間隔、同期撮影の場合におけるトリガからのディレイタイムなどが挙げられる。同期撮影用の同期信号としては、心電(EG: electrocardiogram)信号、脈波(PPG: photoplethysmographic)信号、心音信号或いは呼吸信号等の周期性を有する生体信号が挙げられる。

## 【 0 0 3 5 】

特に、ROIマーカの向きも付帯情報として超音波ドブラ画像データに付帯している場合には、ROIマーカの向きに基づいて血流の向きを求めることができる。このため、血流の向きに基づいて複数フレームの超音波ドブラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成することもできる。

20

## 【 0 0 3 6 】

表示処理部15は、画像データ生成部10又は画像データ記憶部13から取得したBモード画像データ及び超音波ドブラ画像データに必要な表示処理を施して表示装置5に表示させる機能を有する。表示処理としては、画質を決定するためのフィルタ処理、走査線フォーマットの画像信号をビデオフォーマットの画像信号に変換するスキャンコンバート、カラードブラ画像データとBモード画像データの合成処理等が挙げられる。

## 【 0 0 3 7 】

また、複数フレームの超音波ドブラ画像データを表示装置5に並列表示させる場合には、表示処理部15において複数フレームの超音波ドブラ画像データの表示位置を決定するための表示処理が実行される。すなわち、画像分類部14において生成された複数フレームの超音波ドブラ画像データを複数のグループに分類するための分類情報及び超音波ドブラ画像データをグループ内において並べるための情報に従って複数フレームの超音波ドブラ画像データの表示位置が決定される。

30

## 【 0 0 3 8 】

以上のように、超音波プローブ3、送受信部7、スキャン制御部9及び画像データ生成部10等の構成要素が協働することによって、超音波診断装置1には、Bモード画像データ及び超音波ドブラ画像データ等の超音波画像データを収集するスキャン手段としての機能が備えられる。特に、超音波診断装置1には、互いに異なる空間上の複数の位置について超音波ドブラ信号を受信し、受信した超音波ドブラ信号に基づいて複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドブラ画像データを生成するスキャン手段としての機能が備えられる。

40

## 【 0 0 3 9 】

また、超音波診断装置1には、超音波ドブラ信号の受信対象となる複数の位置を位置情報として取得する検査位置取得手段としての機能、複数フレームの超音波ドブラ画像データに位置情報を付帯させて記憶する記憶手段としての機能並びに少なくとも記憶部に記憶された位置情報に基づいて、複数フレームの超音波ドブラ画像データを複数のグループに分類するための情報を生成する画像分類手段としての機能が備えられる。検査位置取得手

50

段としての機能は、センサ6、プローブ位置特定部11及び検査位置付加部12の協働によって実現することができる。記憶手段としての機能は、画像データ記憶部13によって実現することができる。また、画像分類手段としての機能は、画像分類部14によって実現することができる。

【0040】

但し、同様な機能を有するスキャン手段、検査位置取得手段、記憶手段及び画像分類手段としての機能が備えられれば、他の構成要素によって超音波診断装置1を構成することができる。例えば、センサ6については、超音波診断装置1の構成要素とせずに、汎用品を接続するようによい。

【0041】

尚、医用画像処理装置8と同様な機能を有する独立した医用画像処理装置を、ネットワークを介して超音波診断装置1と接続するようによい。医用画像処理装置を超音波診断装置1と接続する場合には、互いに異なる空間上の複数の位置について同一の被検体から受信された超音波ドプラ信号に基づいて生成された複数の位置に対応する複数フレームの超音波ドプラ画像データを取得する画像取得手段としての機能が医用画像処理装置に備えられる。また、センサ6を構成要素とせずに、センサ6からの出力信号を取得して超音波プローブ3の空間位置を特定するプローブ位置特定部及び超音波プローブ3の空間位置とROIマーカの画像上の位置とからROIマーカの空間位置を求める検査位置付加部によって検査位置取得手段としての機能を医用画像処理装置に設けることができる。

【0042】

超音波診断装置1に内蔵される医用画像処理装置8及び超音波診断装置1と外部接続される医用画像処理装置は、コンピュータに医用画像処理プログラムを読み込ませることによって構築することができる。但し、超音波診断装置1に内蔵される医用画像処理装置8及び超音波診断装置1と外部接続される医用画像処理装置を構成するために回路を用いてもよい。コンピュータを、画像取得手段、検査位置取得手段、記憶手段及び画像分類手段として機能させる医用画像処理プログラムは、プログラムプロダクトとして流通させることもできる。

【0043】

次に超音波診断装置1及び医用画像処理装置8の動作及び作用について説明する。

【0044】

図2は、図1に示す超音波診断装置1の動作の一例を示すフローチャートである。

【0045】

まずステップS1において、被検体のBモードスキャンが実行される。具体的には、スキャン制御部9による制御下において送受信部7から超音波プローブ3に備えられる複数の超音波振動子に送信信号として所定の遅延時間を伴った駆動パルスが順次印加される。これにより、超音波プローブ3から被検体内部の走査領域に向けて超音波ビームが順次送信される。

【0046】

そして、被検体内の各走査位置において送信超音波が反射することによって生じた超音波反射波が各超音波振動子により順次受信される。受信された超音波反射波は各超音波振動子により電気信号の受信信号に変換される。続いて送受信部7では、各超音波振動子から出力される超音波受信信号に対する整相加算処理等の必要な信号処理が実行される。この結果、各走査位置に対応する超音波受信信号が生成される。生成された超音波受信信号は順次画像データ生成部10に出力される。

【0047】

画像データ生成部10では、超音波受信信号に対するBモード処理が実行される。この結果、被検体の形態が描出されたBモード画像データが生成される。生成されたBモード画像データは、表示処理部15に出力される。そして、表示処理部15において必要な表示処理が施されたBモード画像データが表示装置5に出力される。これにより、表示装置5には、Bモード画像として被検体の形態が描出される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 8 】

そうすると、ステップ S 2 において、ユーザは、B モード画像をガイドとして ROI マーカの位置を含む超音波ドプラスキャン用の撮影条件及びスキャン条件を設定することができる。超音波ドプラスキャン用の撮影条件及びスキャン条件が設定されると、ROI マーカの空間位置を走査位置とする超音波ドプラスキャンを開始することが可能となる。ここでは、パルスドブラ法による超音波ドプラスキャンが実行されるものとする。

## 【 0 0 4 9 】

このため、ステップ S 3 において、パルスドブラ法による超音波ドプラスキャンが実行される。この時、センサ 6 によって超音波プローブ 3 の 3D 位置が検出される。パルスドブラ法による観察では、観察位置及び観察方向によって検査結果が変化する。このため、超音波プローブ 3 の位置を変更し、同一の観察位置に対して異なる位置及び方向から超音波ドプラスキャンを実行することができる。

10

## 【 0 0 5 0 】

更に、複数の観察箇所が存在する場合には、観察箇所ごとに 1 回又は複数回超音波ドプラスキャンが実行される。従って、超音波プローブ 3 の位置を変更させて超音波ドプラスキャンが実行される度に、超音波プローブ 3 の 3D 位置がセンサ 6 によって検出される。逆に、超音波プローブ 3 の 3D 位置が同一とみなせる場合であっても、異なる ROI マーカを対象として超音波ドプラスキャンが複数回実行される場合もある。その場合には、超音波ドプラスキャンが実行される度に、ROI マーカに対応する超音波プローブ 3 の 3D 位置がセンサ 6 によって検出される。

20

## 【 0 0 5 1 】

パルスドブラ法による超音波ドプラスキャンの場合には、超音波プローブ 3 から走査点に向けて断続的にパルス波として超音波が送信される。そして、超音波プローブ 3 により、走査点からパルス波として超音波ドブラ信号が受信される。そして、超音波ドブラ信号に対する送受信部 7 における信号処理及び画像データ生成部 10 におけるドブラ処理によって走査点における血流速度を波形として表す動画データが超音波ドブラ画像データとして生成される。

## 【 0 0 5 2 】

生成された超音波ドブラ画像データは、表示処理部 15 における表示処理を経て表示装置 5 にリアルタイム表示させることができる。また、超音波ドブラ画像データは、同一の観察部位に対して異なる位置及び向きで撮影される場合がある。逆に、同一の位置から異なる位置の撮影が行われる場合もある。このため、撮影された超音波ドブラ画像データが順次画像データ記憶部 13 に保存される。

30

## 【 0 0 5 3 】

一方、ステップ S 4 において、プローブ位置特定部 11 は、センサ 6 から出力される超音波プローブ 3 の位置検出信号を受信することによって超音波ドブラ信号の空間的なサンプリングポジションとして超音波プローブ 3 の 3D 座標を特定する。

## 【 0 0 5 4 】

次に、ステップ S 5 において、検査位置付加部 12 は、超音波プローブ 3 の 3D 座標と、B モード画像上における ROI マーカの設定位置とから、ROI マーカの空間位置を求める。

40

## 【 0 0 5 5 】

次に、ステップ S 6 において、検査位置付加部 12 は、ROI マーカの空間位置に対応する超音波ドブラ画像データに付帯させる。この結果、画像データ記憶部 13 に保存された各超音波ドブラ画像データには、ROI マーカの空間位置が付帯情報として付加される。

## 【 0 0 5 6 】

図 3 は、複数フレームの超音波ドブラ画像データに走査位置情報として ROI マーカの空間位置を付帯させる方法を説明する模式図である。

## 【 0 0 5 7 】

図 3 に示すように B モードスキャンによって撮影された 3D B モード画像データをガイドとして超音波ドプラスキャンの対象となる複数の ROI マーカを設定することができる。

50

そして、同一又は異なる位置に超音波プローブ3を配置し、Bモード画像に描出された血管の検査部位に超音波プローブ3を向けてROIマーカを対象とする超音波ドプラスキャンを順次実行することができる。また、複数の検査部位が存在する場合には、各検査部位について異なる複数のROIマーカを設定し、同一又は異なる位置に超音波プローブ3を配置して超音波ドプラスキャンを順次実行することもできる。

【0058】

一方、超音波プローブ3に取付けられたセンサ6からの出力信号に基づいて超音波プローブ3の3D座標を求めることができる。図4に示す例では、x座標、y座標及びz座標によって超音波プローブ3の空間位置が特定されている。超音波プローブ3の3D座標が求められると、ROIマーカのBモード画像上の3D座標と、超音波プローブ3の3D座標とからROIマーカの空間位置を表す3D座標が算出される。算出されたROIマーカの空間位置を表す3D座標は、対応する超音波ドブラ画像データに付帯情報として付帯させることができる。

10

【0059】

そして、全ての検査部位の超音波ドプラスキャンが完了すると、画像データ記憶部13に保存された超音波ドブラ画像データを閲覧することが可能となる。

【0060】

その場合、ステップS7において、複数フレームの超音波ドブラ画像データが複数のグループに分類された状態で表示装置5に表示される。具体的には、画像分類部14が超音波ドブラ画像データに付帯するROIマーカの空間位置情報に基づいて、超音波ドブラ画像データをグループ分けするための複数のグループを作成する。また、画像分類部14は、各超音波ドブラ画像データがどのグループに属するかを表す情報を作成する。そして、表示処理部15は、画像分類部14により作成された複数のグループに分類された状態で複数フレームの超音波ドブラ画像データを表示装置5に出力させる。

20

【0061】

超音波ドブラ画像データをグループ分けするためのグループは、画像分類部14においてROIマーカの空間位置を表す3D座標に基づいて自動的に又は必要な指示情報の入力を伴って作成することができる。

【0062】

図4は超音波ドブラ画像データをグループ分けするためのグループの作成アルゴリズムの一例を示すフローチャートである。

30

【0063】

超音波ドブラ画像データをグループ分けするためのグループの数は、指定することができる。特に、超音波ドブラ検査では、検査箇所数がユーザにより把握されている場合がある。また、検査前に検査箇所が決定されている場合もある。そこで、グループの数を、検査箇所数に指定することができる。

【0064】

このため、ステップS10において、画像分類部14は、グループの数が指定されているか否かを判定する。グループの数が指定されていない場合には、ステップS11においてクラスタ数を未知とする任意のクラスタリング手法を用いて超音波ドブラ画像データの分類情報が作成される。一方、グループの数が指定されている場合には、ステップS12において、クラスタ数を既知とする任意のクラスタリング手法を用いて超音波ドブラ画像データの分類情報が作成される。

40

【0065】

まず、クラスタ数を未知として超音波プローブ3の3D座標をクラスタリングすることによって超音波ドブラ画像データの分類情報を作成する例について説明する。

【0066】

図5は最短距離法を用いたクラスタリング処理の流れを示すフローチャートである。

【0067】

階層的手法の一例である最短距離法に基づくアルゴリズムによって、図5に示すようにクラスタ数を未知とするROIマーカの3D座標のクラスタリングを行うことができる。

50

## 【 0 0 6 8 】

具体的には、まずステップ S 2 0 において、いずれのクラスタにも所属していない任意の 1 つの ROI マーカの 3D 座標が基準位置として選択される。次に、ステップ S 2 1 において、基準位置として選択された ROI マーカの 3D 座標から、いずれのクラスタにも所属していない他の ROI マーカの各 3D 座標までの 3D 距離が順次計算される。次に、ステップ S 2 2 において、計算された 3D 距離の最小値が閾値を超えているか否かが判定される。

## 【 0 0 6 9 】

そして、計算された 3D 距離の最小値が閾値を超えていないと判定された場合には、ステップ S 2 3 において、いずれのクラスタにも所属していない他の ROI マーカの各 3D 座標のうち、基準位置として選択された ROI マーカの 3D 座標からの 3D 距離が最小となる 3D 座標が、基準位置として選択された ROI マーカの 3D 座標と同一のクラスタに分類される。

10

## 【 0 0 7 0 】

そして、計算された 3D 距離の最小値が閾値を超えたと判定されるまで、いずれのクラスタにも所属していない他の ROI マーカの 3D 座標が基準位置として選択された ROI マーカの 3D 座標と同一のクラスタに分類される。

## 【 0 0 7 1 】

尚、ステップ S 2 2 における 2 回目以降の判定は、基準位置として選択された ROI マーカの 3D 座標のみならず、基準位置として選択された ROI マーカの 3D 座標と同一のクラスタに分類された全ての ROI マーカの 3D 座標からいずれのクラスタにも所属していない他の ROI マーカの各 3D 座標までの 3D 距離に対する閾値処理としてもよい。その場合には、ステップ S 2 2 における閾値処理に必要なデータ間の距離が計算される。

20

## 【 0 0 7 2 】

ステップ S 2 2 において、3D 距離の最小値が閾値を超えたと判定されると、ステップ S 2 4 において、いずれのクラスタにも所属していない ROI マーカの 3D 座標が存在するか否かが判定される。

## 【 0 0 7 3 】

ステップ S 2 4 において、いずれのクラスタにも所属していない ROI マーカの 3D 座標が存在すると判定された場合には、再びステップ S 2 0 において、いずれのクラスタにも所属していない任意の 1 つの ROI マーカの 3D 座標が新たな基準位置として選択される。そして、ステップ S 2 1 からステップ S 2 3 までの処理によって基準位置として新たに選択された ROI マーカの 3D 座標を含むクラスタが同様に形成される。

30

## 【 0 0 7 4 】

一方、ステップ S 2 4 において、いずれのクラスタにも所属していない ROI マーカの 3D 座標が存在しないと判定された場合には、クラスタリング処理が完了する。

## 【 0 0 7 5 】

このようなクラスタリング処理によって、間隔が相互に所定の距離以下となる ROI マーカの 3D 座標で構成されるクラスタを作成することができる。そして、ROI マーカの 3D 座標のクラスタに対応する超音波ドブラ画像データのグループを定義することができる。更に、クラスタへの ROI マーカの 3D 座標の所属情報に対応する情報として、各超音波ドブラ画像データがどのグループに属するかを表す情報を作成することができる。

40

## 【 0 0 7 6 】

尚、ROI マーカの 3D 座標間の距離に対する閾値は、経験的に 2cm 等の固定値としても良いし、検査部位に応じて変更できるようにしてもよい。閾値を変更できるようにする場合には、ユーザが任意の値として閾値を設定できるようにしても良いし、検査部位に関連付けた閾値のプリセット値をユーザが選択できるようにしてもよい。

## 【 0 0 7 7 】

もちろん、他の公知のクラスタリング手法を用いることもできる。また、複数のクラスタリング手法を併用するようにしてもよい。その場合には、複数のクラスタリング手法から所望の単一又は複数のクラスタリング手法をユーザが選択できるようにしてもよい。更に、異なるクラスタリング手法を適用して分類された結果をそれぞれ候補として提示し、

50

ユーザがクラスタリングの結果を参照してクラスタリング手法を選択できるようにしてもよい。

【0078】

図6は図5に示す最短距離法によるROIマーカの3D座標の分類結果の一例を示す図である。

【0079】

図6に例示されるようにx座標、y座標及びz座標で特定される複数のROIマーカの3D座標を対象として、座標間の距離が閾値以下となるようにクラスタリングを行うことができる。図6に示す例では、5つの点が、2つの点で構成されるクラスタAと、3つの点で構成されるクラスタBとに分類されている。

10

【0080】

図7は図6に示す分類結果に従って超音波ドブラ画像を分類表示させた例を示す図である。

【0081】

図6に示すROIマーカの3D座標のクラスタリング結果に従って複数の超音波ドブラ画像を分類表示させると図7に示すようになる。すなわち、クラスタAに含まれる3D座標にROIマーカを設定して撮影された超音波ドブラ画像はグループAに分類される。一方、クラスタBに含まれる3D座標にROIマーカを設定して撮影された超音波ドブラ画像はグループBに分類される。

【0082】

20

このため、ユーザは、各超音波ドブラ画像がどの検査部位に対応しているのかを容易に把握することができる。図7に示す例では、血流速度の波形をグラフとして表す超音波ドブラ画像とともに血管の形態が描出されたBモード像上に血流速度がカラー表示されたカラードブラ像が並列表示されている。更に、Bモード像上には、血流速度の波形の測定位置が表示されている。このため、ユーザは、診断に有用な超音波ドブラ画像を容易に選択することが可能となる。

【0083】

次に、クラスタ数を既知としてROIマーカの3D座標をクラスタリングすることによって超音波ドブラ画像データの分類情報を作成する例について説明する。ここでは、クラスタ数を既知とするクラスタリング手法としてk-means法を用いる例について説明する。

30

【0084】

図8はk-means法を用いたクラスタリング処理の流れを示すフローチャートである。

【0085】

まず、ステップS30において、ROIマーカの各3D座標に、指定された数のクラスタがランダムに割当てられる。次に、ステップS31において、各クラスタの重心が順次計算される。次に、ステップS32において、ROIマーカの各3D座標と、クラスタの各重心との間における距離が順次計算される。次に、ステップS33において、ROIマーカの各3D座標が、それぞれ重心までの距離が最小となるクラスタに割当てられる。次に、ステップS34において、ROIマーカの各3D座標のクラスタへの割当に変化があったか否かが判定される。

40

【0086】

ステップS34において、ROIマーカの各3D座標のクラスタへの割当に変化があったと判定された場合には、再びステップS31において、各クラスタの重心が順次計算される。そして、ステップS34において、ROIマーカの各3D座標のクラスタへの割当に変化がなかったと判定されるまで、ステップS31からステップS33までの処理が繰返される。そして、ステップS34において、ROIマーカの各3D座標のクラスタへの割当に変化がなかったと判定されるとクラスタリング処理が終了する。

【0087】

図9は図8に示すk-means法によるROIマーカの3D座標の分類結果の一例を示す図である。

50

## 【 0 0 8 8 】

図 9 に例示されるように x 座標、y 座標及び z 座標で特定される複数の ROI マーカの 3D 座標を対象として、k-means 法によるクラスタリングを行うと、図 9 に示すように複数の ROI マーカの 3D 座標を指定された数のクラスタに分類することができる。図 9 は、クラスタの数を 3 にした場合のクラスタリング結果を示している。このため、5 つの点が、2 つの点で構成されるクラスタ A、2 つの点で構成されるクラスタ B 及び 1 つの点で構成されるクラスタ C に分類されている。

## 【 0 0 8 9 】

図 10 は図 9 に示す分類結果に従って超音波ドプラ画像を分類表示させた例を示す図である。

10

## 【 0 0 9 0 】

図 9 に示す ROI マーカの 3D 座標のクラスタリング結果に従って複数の超音波ドプラ画像を分類表示させると図 10 に示すようになる。すなわち、クラスタ A に含まれる 3D 座標に ROI マーカを設定して撮影された超音波ドプラ画像はグループ A に、クラスタ B に含まれる 3D 座標に ROI マーカを設定して撮影された超音波ドプラ画像はグループ B に、クラスタ C に含まれる 3D 座標に ROI マーカを設定して撮影された超音波ドプラ画像はグループ C に、それぞれ分類される。

## 【 0 0 9 1 】

このため、検査箇所の数と一致するようにクラスタの数を指定することにより、複数の超音波ドプラ画像を検査箇所ごとに分類することができる。クラスタの数は、検査前に検査箇所の数として指定しても良いし、検査後の超音波ドプラ画像の閲覧時において指定するようにしてもよい。

20

## 【 0 0 9 2 】

また、一旦指定したクラスタの数を変更できるようにしてもよい。特に、クラスタ数を未知として図 5 に例示されるようなアルゴリズムに従って ROI マーカの 3D 座標のクラスタリングを行った後に、クラスタの数を指定して再度クラスタリングを行うこともできる。この場合、クラスタリング結果に追従して超音波ドプラ画像の分類表示を更新させることができる。このため、クラスタ数を未知としたクラスタリングの結果が所望の結果とならなかった場合などに有用である。

## 【 0 0 9 3 】

このようにして図 4 のステップ S 1 1 又はステップ S 1 2 における超音波ドプラ画像データの分類情報の作成を行うことができる。更に、複数のグループに分類された超音波ドプラ画像データを、グループ内において複数のサブグループに分類することもできる。サブグループへの超音波ドプラ画像データの分類は、超音波ドプラ画像データに関連する所望のパラメータに基づいて行うことができる。

30

## 【 0 0 9 4 】

そこで、図 4 に示すフローチャートのステップ S 1 3 において、超音波ドプラ画像データをサブグループに分類するためのパラメータが指定されているか否かが画像分類部 1 4 により判定される。そして、超音波ドプラ画像データをサブグループに分類するためのパラメータが指定されていると判定された場合には、ステップ S 1 4 において超音波ドプラ画像データをサブグループに分類するための分類情報が指定されたパラメータに基づいて作成される。

40

## 【 0 0 9 5 】

パラメータに基づく超音波ドプラ画像データのサブグループの作成についても、パラメータの値を用いた任意のクラスタリングによって行うことができる。超音波ドプラ画像データをサブグループに分類するためのパラメータの実用的な例としては、血流の最大流速や平均流速等の速度が挙げられる。

## 【 0 0 9 6 】

例えば、血流の速度をパラメータとする場合には、速度の差分値を距離とみなす最短距離法によるクラスタリングによって超音波ドプラ画像データをサブグループに分類するこ

50

とができる。血流の流速に基づく最短距離法によるクラスタリングを行う場合には、速度の差に対して閾値が設定されることになる。この場合、閾値を固定値とせずに、速度値に対する所定の割合を閾値としてもよい。

【0097】

別の例として、血流の速度をパラメータとする場合に、血流の速度が正の値を有するサブグループと血流の速度が負の値を有するサブグループとに超音波ドプラ画像データを分類することもできる。つまり、血流の速度の符号に基づいて、超音波ドプラ画像データを、血流の方向が互いに逆向きとなる2つのサブグループに分類することができる。

【0098】

このように、血流の速度の向きや速度の差に基づいて超音波ドプラ画像データを複数のサブグループに分類することができる。尚、ROIマーカの3D座標に基づいてクラスタリングを行う際に、ROIマーカの3D座標に加えて血流の速度等の所望のパラメータも用いるようにしてもよい。すなわち、図4のステップS14における分類のためのクラスタリングとステップS11又はステップS12におけるクラスタリングとを1回の処理として行うことができる。

10

【0099】

図11は血流の速度に基づいて超音波ドプラ画像を分類表示させた例を示す図である。

【0100】

図11(A)に示すようにROIマーカの3D座標に基づいて複数のグループに分類された超音波ドプラ画像を、図11(B)に示すように血流の速度に基づいて各グループ内において更にサブグループに分類することができる。

20

【0101】

図11(A)に示す例では、5フレームの超音波ドプラ画像がROIマーカの3D座標に基づいてA、B及びCの3つのグループに分類されている。但し、グループAに所属する2フレームの超音波ドプラ画像として示されている血流の最大流速の方向が互いに逆向きとなっている。このため、図11(B)に示すようにグループAに所属する2フレームの超音波ドプラ画像が、サブグループA1に所属する1フレームの超音波ドプラ画像と、サブグループA2に所属する1フレームの超音波ドプラ画像とに分類されている。

【0102】

一方、グループBに所属する2フレームの超音波ドプラ画像として示されている血流の最大流速の方向は共に同じ向きとなっている。このため、図11(B)に示すようにグループBにはサブグループが作成されていない。また、グループCに所属するのは1フレームの超音波ドプラ画像のみである。このため、図11(B)に示すようにグループCについてもサブグループが作成されていない。

30

【0103】

図11に例示されるように血流の速度等のパラメータに基づいて超音波ドプラ画像を分類すれば、より適切なグループに超音波ドプラ画像を分類できる場合がある。例えば、ROIマーカを互いに近い位置に設定して2つの異なる血管を観察した場合において、ROIマーカの3D座標のみに基づいて超音波ドプラ画像を分類すると、異なる血管に対応する複数の超音波ドプラ画像が同じグループに分類されてしまう恐れがある。これに対して、血流の速度等の適切なパラメータを用いて超音波ドプラ画像を分類すれば、ROIマーカの3D座標を参照するのみでは区別が困難な超音波ドプラ画像の分類が可能となる。

40

【0104】

血流の速度等のパラメータは、グループ及びサブグループに分類された複数の超音波ドプラ画像の表示順序の設定にも用いることができる。すなわち、超音波ドプラ画像データに関連する所望のパラメータに基づいて、並列表示の対象となる複数フレームの超音波ドプラ画像の並べ替えを行うことができる。

【0105】

そこで、図4のステップS15において、超音波ドプラ画像データの表示順序の並べ替えを行うためのパラメータが指定されているか否かが画像分類部14により判定される。

50

そして、超音波ドプラ画像データの表示順序の並べ替えを行うためのパラメータが指定されていると判定された場合には、ステップS 16において、指定されたパラメータに基づく超音波ドプラ画像データの表示順序の並べ替え処理が画像分類部14により実行される。すなわち、各グループ内において撮影時刻順等の初期の表示順序となっている複数フレームの超音波ドプラ画像データが、指定されたパラメータ順に並べ替えられる。

【0106】

超音波ドプラ画像データの表示順序を設定するためのパラメータの実用的な例としても、血流の最大速度や平均速度が挙げられる。

【0107】

図12は血流の最大流速順に超音波ドプラ画像を並べて表示させた例を示す図である。

10

【0108】

図12(A)に示すようにA及びBの2つのグループに分類された複数の超音波ドプラ画像を、図12(B)に示すように、各グループ内において血流の最大流速順に並べ替えることができる。尚、図12に示す例では、血流の流速値が、対応する超音波ドプラ画像の近傍に表示されている。

【0109】

具体的には、図12(A)において、グループAに所属する2フレームの超音波ドプラ画像として表示されている血流速度の最大値は45[cm/s]及び47[cm/s]であり、グループAに所属する2フレームの超音波ドプラ画像は血流の最大流速順に表示されている。このため、グループAに所属する2フレームの超音波ドプラ画像を血流の最大流速順に並べたとしても、図12(B)に示すように、グループAに所属する2フレームの超音波ドプラ画像の表示順序は変わらない。

20

【0110】

一方、図12(A)において、グループBに所属する3フレームの超音波ドプラ画像として表示されている血流速度の最大値はそれぞれ、47[cm/s]、40[cm/s]及び43[cm/s]であり、グループBに所属する3フレームの超音波ドプラ画像は血流の最大流速順に表示されていない。このため、グループBに所属する3フレームの超音波ドプラ画像は、図12(B)に示すように血流の最大流速順に並べ替えられる。

【0111】

最大血流速度の絶対値が大きい超音波ドプラ画像ほど、適切な観察角度で撮影された超音波ドプラ画像であると考えられることができる。このため、図12に例示されるように、各グループ内において複数フレームの超音波ドプラ画像を最大血流速度の絶対値が大きい順に配列すれば、適切な撮影角度で撮影された超音波ドプラ画像を容易に選択することが可能となる。

30

【0112】

同様に、ユーザが診断目的に応じてプリセットした任意のパラメータ順に超音波ドプラ画像データを並べ替えることができる。これにより、複数の超音波ドプラ画像を適切な順序で並列表示することが可能となる。すなわち、適切な撮影角度で撮影された超音波ドプラ画像を容易に選択できるようにすることができる。

【0113】

このような画像分類部14における超音波ドプラ画像データの分類処理及び表示順序の並べ替え処理が完了すると、画像分類部14は、超音波ドプラ画像データの分類情報及び表示順序を表示処理部15に通知する。

40

【0114】

そうすると、ステップS 17において、表示処理部15における必要な表示処理によって、異なる位置及び角度で撮影された複数フレームの超音波ドプラ画像が、複数のグループに分類され、かつ各グループ内において適切な表示順序で配列された状態で表示装置5に表示される。すなわち、画像分類部14における超音波ドプラ画像データの分類処理及び表示順序の並べ替え処理の結果に従って、表示処理部15が複数フレームの超音波ドプラ画像を表示装置5に並列表示させる。

50

## 【 0 1 1 5 】

表示装置 5 に表示される複数フレームの超音波ドブラ画像は、ROI マーカの 3D 座標及び血流の向き等の適切なパラメータに基づいてグループ分けされ、かつ最大血流速度等のパラメータ順に配列される。このため、ユーザは、被検体の検査部位ごとに適切な超音波ドブラ画像を容易に選択することができる。

## 【 0 1 1 6 】

尚、超音波プローブ 3 の位置及び向きの双方を検出することが可能なセンサ 6 を用いる場合には、超音波プローブ 3 及び ROI マーカの位置及び向きに基づいて ROI マーカのグループ分け及び表示順序の並べ替えを行うことができる。この場合には、ROI マーカの向きに基づいて血流の方向を判定することができる。このため、超音波ドブラ画像として表示される血流の速度方向が逆でも、ROI マーカの向きも逆であれば、血液が同じ方向に流れていると判定することが可能となる。逆に、超音波ドブラ画像として表示される血流の速度方向が同一でも、ROI マーカの向きが逆であれば、血液が逆方向に流れていると判定することが可能となる。

10

## 【 0 1 1 7 】

つまり以上のような超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 3 に少なくとも位置を検出するセンサ 6 を取付け、パルスドブラ法により撮影された複数の超音波ドブラ画像を、超音波プローブ 3 の空間位置及び ROI マーカの画像上の位置から求められる ROI マーカの空間位置に基づいて分類表示できるようにしたものである。同様に、医用画像処理装置 8 は、少なくとも超音波プローブ 3 の位置を検出するセンサ 6 からの検出データに基づいて、パルスドブラ法により撮影された複数の超音波ドブラ画像を、ROI マーカの空間位置に基づいて分類表示できるようにしたものである。

20

## 【 0 1 1 8 】

このため、超音波診断装置 1 及び医用画像処理装置 8 によれば、パルスドブラ法により動画として撮影された複数の超音波ドブラ画像を、検査箇所が同一であると判定されるグループに分けて分類表示させることができる。このため、ユーザは、複数の超音波ドブラ画像が同一の検査箇所に対応しているか否かを容易に確認し、適切な超音波ドブラ画像を容易に選択することが可能となる。

## 【 0 1 1 9 】

例えば、複数の超音波ドブラ画像や B モード画像を単にサムネイル画像として縮小し、複数のサムネイル画像を並列表示させることもできる。しかしながら、サムネイル画像がグループに分類されていなければ、各サムネイル画像を 1 フレームごとに拡大表示させ、検査箇所を特定するためにボディマークやアノテーションを確認するという煩雑な作業が必要となる。

30

## 【 0 1 2 0 】

これに対して、超音波診断装置 1 及び医用画像処理装置 8 によれば、複数の超音波ドブラ画像を、検査箇所に対応する複数のグループに分類された状態で表示することができる。このため、複数の超音波ドブラ画像をサムネイル画像として並列表示させる場合であっても、各超音波ドブラ画像を拡大表示させることなく各超音波ドブラ画像が同一の検査箇所に対応しているのか否かを容易に把握することができる。これにより、ユーザによる画像の検索作業が軽減され、診断効率を向上させることができる。

40

## 【 0 1 2 1 】

図 1 3 は、図 1 に示す超音波診断装置 1 及び医用画像処理装置 8 によってグループ分け表示することが可能な超音波ドブラ画像の例を示す図である。

## 【 0 1 2 2 】

図 1 3 (A) に示すように、異なる B モード画像 B 1、B 2 をガイドとして超音波ドブラ画像として撮影された PWD モード画像 PWD1、PWD2 であっても、ROI マーカの位置間における距離が閾値で定められる範囲内であれば、同一の検査箇所に対応する PWD モード画像 PWD1、PWD2 として同一のグループに分類することができる。これは、図 1 3 (B) に示すように、ガイドとして用いられる B モード画像 B 1、B 2 が空間的に交差し、同一平面上にない

50

場合においても同様である。

【0123】

逆に、図13(C)に示すように、共通のBモード画像B1をガイドとして2フレームのPWDモード画像PWD1、PWD2が撮影された場合であっても、ROIマーカの位置間における距離が閾値で定められる範囲外であれば、異なる検査箇所に対応するPWDモード画像PWD1、PWD2として別々のグループに分類することができる。

【0124】

従って、超音波ドプラ画像の分類は、Bモード画像の分類と独立して行うことができる。また、Bモード画像をグループ化する場合と異なり、超音波ドプラ画像のグループ化では、必ずしも走査位置が一致しないこととなる。

10

【0125】

また、超音波診断装置1及び医用画像処理装置8によれば、指定したパラメータによりグループ内における超音波ドプラ画像の分類を詳細化したり、超音波ドプラ画像の表示順序を決定することができる。このため、超音波ドプラ画像が時系列順に保存されていない場合や検査位置順に保存されていない場合であっても、容易に適切な超音波ドプラ画像を認識することが可能となる。

【0126】

(第2の実施形態)

図14は本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置及び医用画像処理装置の機能を説明する図である。

20

【0127】

第2の実施形態における超音波診断装置及び医用画像処理装置では、分類及び並べ替えの対象となる複数フレームの超音波ドプラ画像データを、CFMスキャンによって撮影された超音波ドプラ画像データとした点が第1の実施形態における超音波診断装置1及び医用画像処理装置8と相違する。第2の実施形態における超音波診断装置及び医用画像処理装置の他の構成及び作用については第1の実施形態における超音波診断装置1及び医用画像処理装置8と実質的に異ならない。このため、分類及び並べ替えの対象となる超音波ドプラ画像データの生成方法についてのみ説明する。

【0128】

CFMスキャンでは、図14に示すようにBモード画像をガイドとして設定された複数の走査点を含む2D又は3Dの走査領域が走査対象となる。そして、複数の走査点を含む走査領域からのパルス波として超音波ドプラ信号が収集される。このため、入力装置4の操作等によってCFMスキャンにおける走査領域内において走査点を指定すれば、指定された走査点における血流速度等の血流動態を表す超音波ドプラ画像データを生成することができる。すなわち、CFMスキャンにおいて、マニュアルで位置を指定すると、指定された位置における血流速度、パワー、分散等の血流動態の時間変化を波形として表示させる表示モードを設定することができる。

30

【0129】

従って、超音波プローブ3及びROIマーカの少なくとも一方の位置を変えてCFMスキャンが繰返し実行される場合において、第1の実施形態と同様な超音波ドプラ画像データの分類及び並べ替えを行うことができる。すなわち、指定された走査点から超音波ドプラ信号を受信して超音波ドプラ画像データを生成するPWD法による撮影に限らず、CFM法による撮影においても、少なくとも超音波プローブ3の位置を検出するセンサ6からの検出データに基づいて、複数の超音波ドプラ画像の分類及び並び替えを行うことができる。また、所望のパラメータに基づく複数の超音波ドプラ画像の分類及び並び替えを行うこともできる。

40

【0130】

(第3の実施形態)

図15は本発明の第3の実施形態に係る超音波診断装置及び医用画像処理装置の機能を説明する図である。

50

## 【 0 1 3 1 】

第3の実施形態における超音波診断装置及び医用画像処理装置では、分類及び並べ替えの対象となる複数フレームの超音波ドプラ画像データを、CWDスキャンによって撮影された超音波ドプラ画像データとした点が第1の実施形態における超音波診断装置1及び医用画像処理装置8と相違する。第3の実施形態における超音波診断装置及び医用画像処理装置の他の構成及び作用については第1の実施形態における超音波診断装置1及び医用画像処理装置8と実質的に異ならない。このため、分類及び並べ替えの対象となる超音波ドプラ画像データの生成方法についてのみ説明する。

## 【 0 1 3 2 】

CWDスキャンでは、図15に示すようにBモード画像をガイドとして設定された線状の狭い走査領域が走査対象となる。そして、血管を横切る走査線からの連続波として超音波ドプラ信号が収集される。このため、入力装置4の操作等によってCWDスキャンにおける走査領域内において走査点を指定すれば、指定された走査点における血流速度等の血流動態を表す超音波ドプラ画像データを生成することができる。すなわち、CWDスキャンにおいて、マニュアルで位置を指定すると、指定された位置における血流速度、パワー、分散等の血流動態の時間変化を波形として表示させる表示モードを設定することができる。

## 【 0 1 3 3 】

従って、超音波プローブ3及びROIマーカの少なくとも一方の位置を変えてCWDスキャンが繰返し実行される場合において、第1の実施形態と同様な超音波ドプラ画像データの分類及び並べ替えを行うことができる。すなわち、PWD法による撮影に限らず、CWD法による撮影においても、少なくとも超音波プローブ3の位置を検出するセンサ6からの検出データに基づいて、複数の超音波ドプラ画像の分類及び並び替えを行うことができる。また、所望のパラメータに基づく複数の超音波ドプラ画像の分類及び並び替えを行うこともできる。

## 【 0 1 3 4 】

(他の実施形態)

以上、特定の実施形態について記載したが、記載された実施形態は一例に過ぎず、発明の範囲を限定するものではない。ここに記載された新規な方法及び装置は、様々な他の様式で具現化することができる。また、ここに記載された方法及び装置の様式において、発明の要旨から逸脱しない範囲で、種々の省略、置換及び変更を行うことができる。添付された請求の範囲及びその均等物は、発明の範囲及び要旨に包含されているものとして、そのような種々の様式及び変形例を含んでいる。

## 【符号の説明】

## 【 0 1 3 5 】

- 1 超音波診断装置
- 2 本体部
- 3 超音波プローブ
- 4 入力装置
- 5 表示装置
- 6 センサ
- 7 送受信部
- 8 医用画像処理装置
- 9 スキャン制御部
- 10 画像データ生成部
- 11 プローブ位置特定部
- 12 検査位置付加部
- 13 画像データ記憶部
- 14 画像分類部
- 15 表示処理部

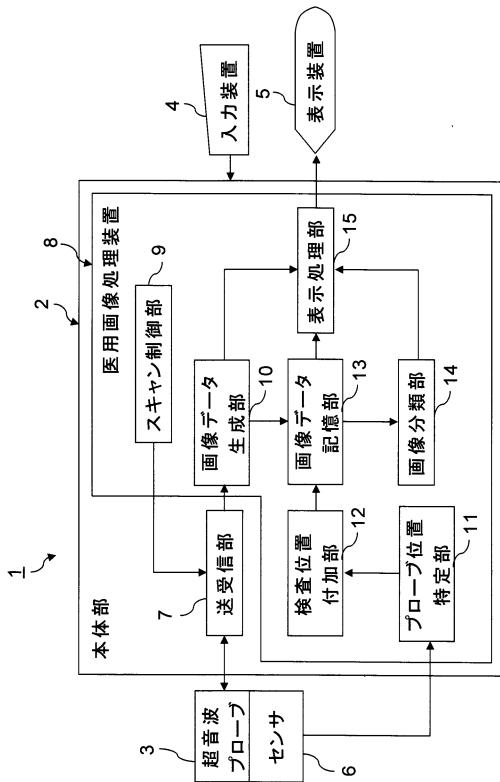
10

20

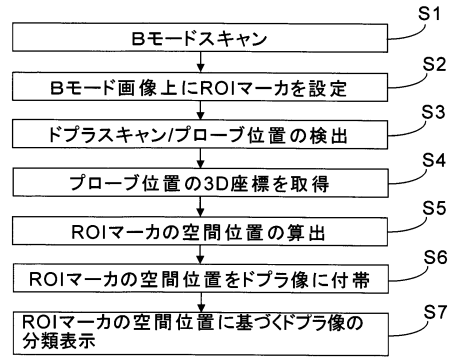
30

40

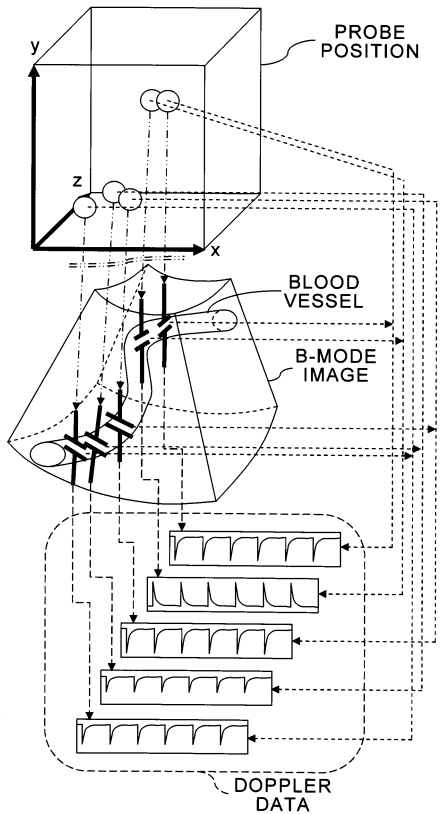
【図1】



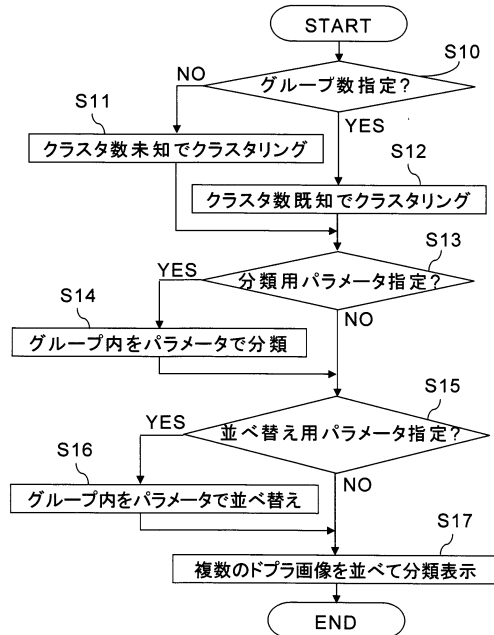
【図2】



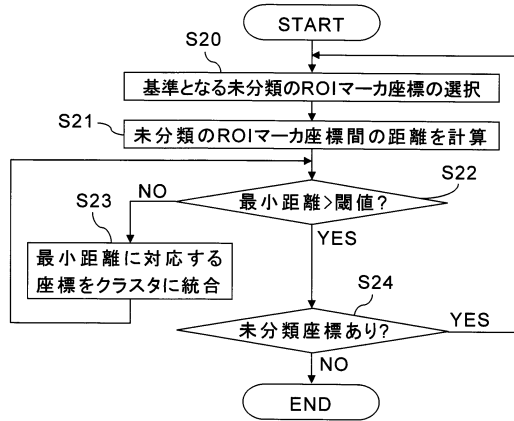
【図3】



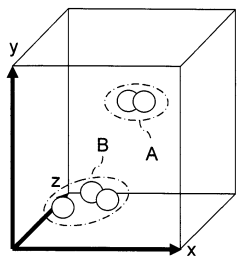
【図4】



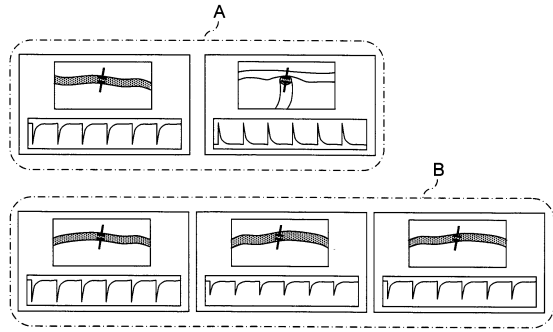
【図5】



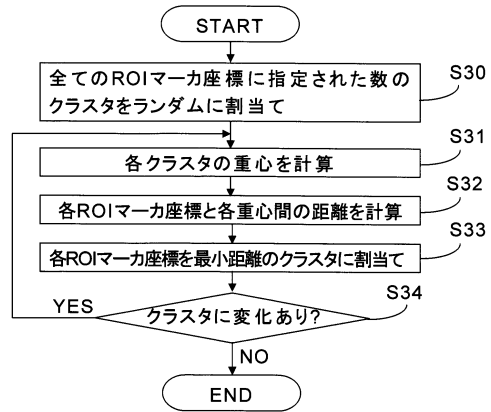
【図6】



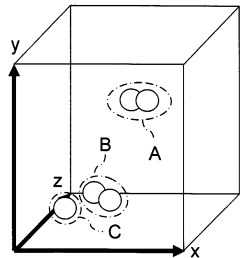
【図7】



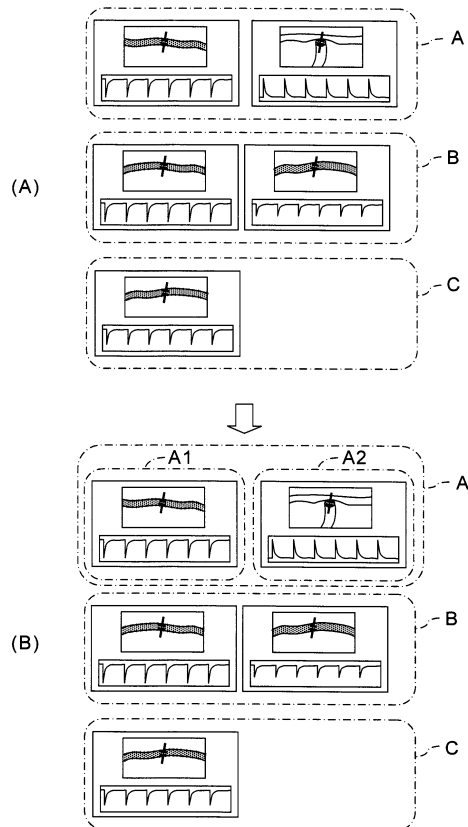
【図8】



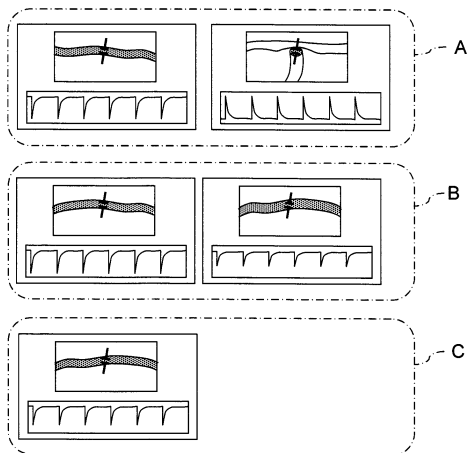
【図9】



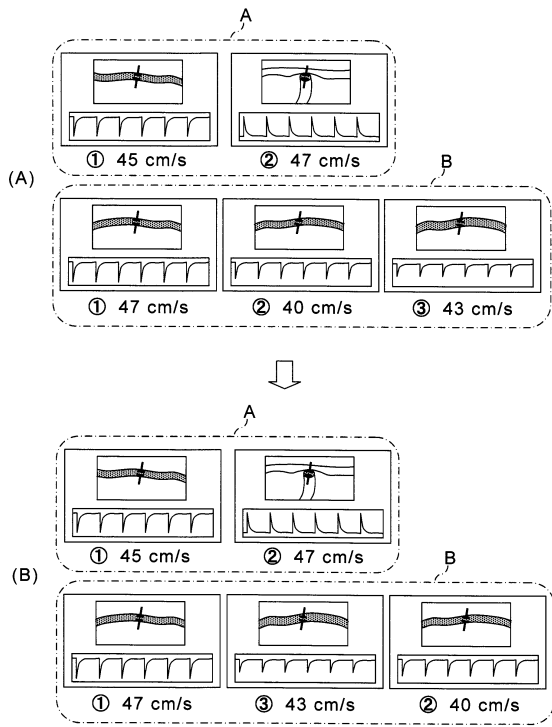
【図11】



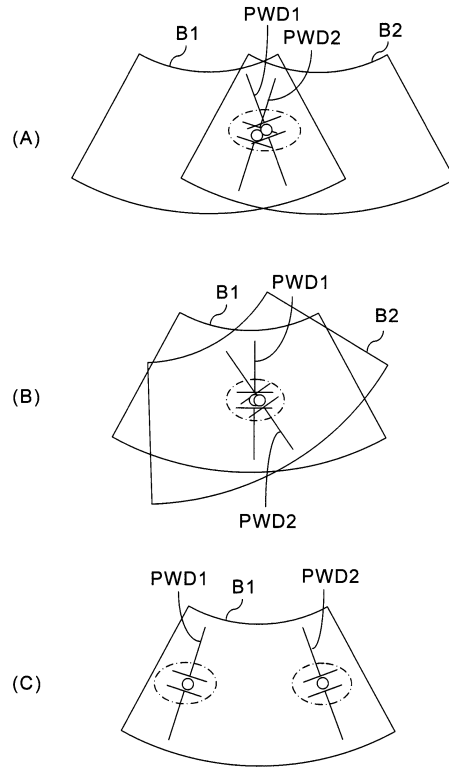
【図10】



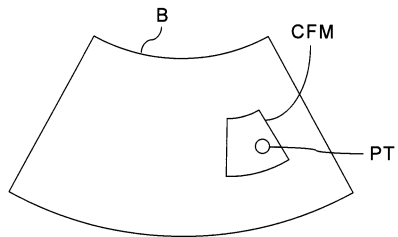
【 図 1 2 】



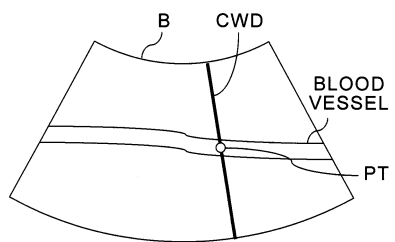
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 栗田 康一郎  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 後藤 英二  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 武藤 義美  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 永田 浩司

- (56)参考文献 国際公開第2013/105197(WO, A1)  
特開2011-110182(JP, A)  
特開平05-261101(JP, A)  
特開2007-202617(JP, A)  
米国特許出願公開第2014/0024944(US, A1)  
特開2007-283103(JP, A)  
特開2013-146498(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备和医学图像处理程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP6325270B2</a>	公开(公告)日	2018-05-16
申请号	JP2014021963	申请日	2014-02-07
[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	福田省吾 渡边正毅 栗田康一郎 後藤英二 武藤義美		
发明人	福田 省吾 渡边 正毅 栗田 康一郎 後藤 英二 武藤 義美		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DE01 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC37 4C601/KK18 4C601/KK23 4C601/KK31		
代理人(译)	田中正平		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2015146938A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够以易于理解的方式为用户显示通过多普勒检查获得的超声多普勒图像的超声诊断设备。根据实施例的超声诊断设备包括扫描单元，检查位置获取单元，存储单元和图像分类单元。扫描单元在相互不同的空间上的多个位置处接收超声多普勒信号，并基于所接收的超声多普勒信号生成与多个位置相对应的多个帧的超声多普勒图像数据。检查位置获取装置获取多个位置作为位置信息。存储装置存储多帧超声波多普勒图像数据，其中附加有位置信息。图像分类装置基于至少存储在存储装置中的位置信息，产生用于将多个帧的超声波多普勒图像数据分类为多个组的信息。 .The

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6325270号 (P6325270)
(45) 発行日 平成30年5月16日(2018.5.16)	(24) 登録日 平成30年4月20日(2018.4.20)	
(51) Int. Cl. A61B 8/06 (2006.01)	F I A61B 8/06	
請求項の数 10 (全 24 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-21963(P2014-21963)	(73) 特許権者 594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社	
(22) 出願日 平成26年2月7日(2014.2.7)	栃木県大田原市下石上1385番地	
(65) 公開番号 特開2015-146938(P2015-146938A)	(74) 代理人 100136504 弁理士 山田 毅彦	
(43) 公開日 平成27年8月20日(2015.8.20)	(74) 代理人 100160901 弁理士 田中 正平	
審査請求日 平成29年1月27日(2017.1.27)	(72) 発明者 福田 省吾 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
	(72) 発明者 渡辺 正毅 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内	
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び医用画像処理プログラム