

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6274517号
(P6274517)

(45) 発行日 平成30年2月7日 (2018.2.7)

(24) 登録日 平成30年1月19日 (2018.1.19)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 11 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2014-48258 (P2014-48258)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成26年3月12日 (2014.3.12)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-198240 (P2014-198240A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成26年10月23日 (2014.10.23)	(74) 代理人	110000866
審査請求日	平成29年2月1日 (2017.2.1)		特許業務法人三澤特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2013-49745 (P2013-49745)	(72) 発明者	柴田 千尋
(32) 優先日	平成25年3月12日 (2013.3.12)		栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	今村 智久
			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	滝本 雅夫
			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超音波画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を送信された被検体からの反射波に基づく受信信号を受け、前記被検体の断層画像データを複数の時間について逐次求める断層画像データ生成部と、

前記受信信号を受け、前記被検体の血流情報に係る速度閾値を含む信号処理条件に基づく処理を前記受信信号に施して前記血流情報を求める血流情報生成部と、

時間が互いに異なる複数の前記断層画像データを受け、受けた複数の前記断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出する変化検出部と、

前記変化検出部が検出した時間軸方向における変化の大きさに基づいて前記信号処理条件を変更する条件変更部と

を有し、

前記血流情報生成部は、前記条件変更部が前記信号処理条件を変更したとき、変更された前記信号処理条件に基づく処理を前記受信信号に施して前記血流情報を求める

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記血流情報生成部は、前記被検体における血流の速度を算出し、

前記速度閾値は、算出された前記速度について、前記血流情報生成部が前記血流情報として求めるための境目の値であり、

前記血流情報生成部は、算出した前記速度のうち、前記速度閾値以上の速度を前記血流情報として求め、

10

20

前記条件変更部は、前記速度閾値を変更し、

前記血流情報生成部は、前記条件変更部が前記速度閾値を変更したとき、変更された前記速度閾値以上の速度を前記血流情報として求める

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記条件変更部は、前記変化検出部が検出した時間軸方向における変化の大きさが大きいほど、前記速度閾値を高くすることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記血流情報生成部は、前記被検体における血流の分散を算出し、

前記信号処理条件は、算出された前記分散について、前記血流情報生成部が前記血流情報として求めるための境目の値である分散閾値を含み、

前記血流情報生成部は、算出した前記分散のうち、前記分散閾値以上の分散を前記血流情報として求め、

前記条件変更部は、前記分散閾値を変更し、

前記血流情報生成部は、前記条件変更部が前記分散閾値を変更したとき、変更された前記分散閾値以上の分散を前記血流情報として求める

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記条件変更部は、前記変化検出部が検出した時間軸方向における変化の大きさが大きいほど、前記分散閾値を低くすることを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記血流情報生成部は、前記被検体における血流のパワーを算出し、

前記信号処理条件は、算出された前記パワーについて、前記血流情報生成部が前記血流情報として求めるための境目の値である下限パワー閾値と上限パワー閾値とを含み、

前記血流情報生成部は、算出した前記パワーのうち、前記下限パワー閾値以上かつ前記上限パワー閾値以下のパワーを前記血流情報として求め、

前記条件変更部は、前記下限パワー閾値と前記上限パワー閾値とを変更し、

前記血流情報生成部は、前記条件変更部が前記下限パワー閾値と前記上限パワー閾値とを変更したとき、変更された前記下限パワー閾値以上かつ前記上限パワー閾値以下のパワーを前記血流情報として求める

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記条件変更部は、前記変化検出部が検出した時間軸方向における変化の大きさが大きいほど、前記下限パワー閾値を高くし、前記上限パワー閾値を低くすることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記信号処理条件は、周波数フィルタの周波数特性を含み、

前記血流情報生成部は、指定された前記周波数特性に基づくフィルタ処理を前記受信信号に施す前記周波数フィルタを有し、

前記条件変更部は、前記信号処理条件に含まれる前記周波数特性を変更し、

前記血流情報生成部は、前記条件変更部が前記周波数特性を変更したとき、変更された前記周波数特性に基づく処理を前記受信信号に施して前記血流情報を求める

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

血流情報生成部は、予め記憶した基準値と前記血流情報とに基づいて、前記血流情報に含まれるクラッタを推定し、推定したクラッタに基づいて前記周波数特性を変更するクラッタ推定部を有し、

前記条件変更部は、前記変化検出部が検出した時間軸方向における変化の大きさに基づいて、前記基準値を変更する

ことを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記血流情報生成部は、前記信号処理条件に基づいて、前記受信信号が前記血流情報を表すか否かを判別する判別処理部を有し、

前記判別処理部による判別結果に基づいて、前記血流情報を表すと判別された前記受信信号に基づく像よりも、前記血流情報を表さないと判別された前記受信信号に基づく像を弱く表示可能な超音波画像データを生成する画像生成部をさらに有する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

超音波を送信された被検体からの反射波に基づく受信信号を処理するコンピュータに、前記被検体の断層画像データを複数の時間について逐次求めさせ、

前記被検体の血流情報に係る速度閾値を含む信号処理条件に基づく処理を前記受信信号に施して前記血流情報を求めさせ、

時間が互いに異なる複数の前記断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出させ、

検出された時間軸方向における変化の大きさに基づいて前記信号処理条件を変更させた後、変更された前記信号処理条件に基づいて前記血流情報を求めさせる

ことを特徴とする超音波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超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを用いて被検体に超音波を送信してその反射波を受信することにより、被検体の生体情報を取得する装置である。

【0003】

超音波診断装置には、断層画像（Bモード画像）とともに血流画像（CFM画像：Color Flow Mapping 画像）を一定の時間間隔毎に生成し、動画情報を生成する装置がある。

【0004】

血流画像は、ドプラ信号に基づいて生成される。血流画像において、ドプラ信号に基づいて求められた血流情報と色情報とが対応づけられ、色情報により2次元血流像が表示される。それにより、血流は血流画像において可視化される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2011-24889号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ドプラ信号の中には、臓器の拍動や蠕動などの被検体組織の動きによって生じたクラッタが含まれる場合がある。超音波診断中において、被検体組織の動きが大きいときはドプラ信号に含まれるクラッタが多く、被検体組織の動きが小さいときはドプラ信号に含まれるクラッタが少ない。ドプラに信号含まれたクラッタがそのまま血流画像に描出される場合、クラッタは血流画像のうち部分的な領域に描出される。クラッタが血流画像に描出された像は血流を表す像ではないので、クラッタが描出された像は、誤診の誘因となる場合があった。また、ドプラ信号の中には、超音波プローブの動きによって生じたモーションアーチファクトが含まれる場合がある。超音波プローブの動きは、例えばユーザの手ぶれによって生じる。超音波診断中において、超音波プローブの動きが大きいときは、ドプラ信号に含まれるモーションアーチファクトが多く、超音波プローブの動きが小さいときは

10

20

30

40

50

ドプラ信号に含まれるモーションアーチファクトが少ない。ドプラ信号に含まれたモーションアーチファクトがそのまま血流画像に描出される場合、モーションアーチファクトは血流画像の広範な領域に描出される。このようなモーションアーチファクトの像は、断層画像や血流を表す像をユーザが視認する上で邪魔になっていた。言い換えると、ユーザにとってモーションアーチファクトが描出された像は目障りであった。以上のことから、超音波診断装置について、クラッタやモーションアーチファクトを低減させる要望があった。

【0007】

本発明が解決しようとする課題は、クラッタやモーションアーチファクトを低減することができる超音波診断装置及び超音波画像処理プログラムを提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態の超音波診断装置は、断層画像データ生成部と、血流情報生成部と、変化検出部と、条件変更部とを有する。断層画像データ生成部は、超音波を送信された被検体からの反射波に基づく受信信号を受け、被検体の断層画像データを複数の時間について逐次求める。血流情報生成部は、受信信号を受け、被検体の血流情報に係る速度閾値を含む信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して血流情報を求める。変化検出部は、時間が互いに異なる複数の断層画像データを受け、受けた複数の断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出する。条件変更部は、変化検出部が検出した時間軸方向における変化の大きさに基づいて信号処理条件を変更する。血流情報生成部は、条件変更部が信号処理条件を変更したとき、変更された信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して血流情報を求める。

20

【0009】

また、実施形態の超音波画像処理プログラムは、超音波を送信された被検体からの反射波に基づく受信信号を処理するコンピュータに、被検体の断層画像データを複数の時間について逐次求めさせ、前記被検体の血流情報に係る速度閾値を含む信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して血流情報を求めさせ、時間が互いに異なる複数の断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出させ、検出された時間軸方向における変化の大きさに基づいて信号処理条件を変更させた後、変更された信号処理条件に基づいて血流情報を求めさせる。

30

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図3】実施形態の超音波診断装置の概略を示す模式図。

【図4】実施形態の超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図5A】実施形態の超音波診断装置により生成された超音波画像。

【図5B】実施形態の超音波診断装置により生成された超音波画像に対する比較画像。

【図6】実施形態の変形例に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図7】実施形態の変形例に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

40

【図8】実施形態の変形例に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

[構成]

図1及び図2は、この実施形態の超音波診断装置1の構成を示すブロック図である。超音波診断装置1は、超音波プローブ10と、送信部11と、受信部12と、断層画像データ生成部13と、血流情報生成部14と、変化検出部15と、条件変更部16と、画像生成部17と、表示制御部18と、表示部19と、システム制御部20と、操作部21とを有する。

【0012】

50

(超音波プローブ10)

超音波プローブ10には、複数の超音波振動子が走査方向に1列に配置された1次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が2次的に配置された2次元アレイプローブが用いられる。また、走査方向に1列に配置された複数の超音波振動子を、走査方向に直交する揺動方向に揺動させる機械式1次元アレイプローブを用いてもよい。超音波プローブ10は被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。

【0013】

(送信部11)

送信部11は、超音波プローブ10に電気信号を供給して超音波を発生させる。送信部11は、図示しない送信遅延回路及びパルサ回路を有する。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した経路(チャンネル)の数に応じたパルサを備え、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ10の各超音波振動子に供給する。

10

【0014】

(受信部12)

受信部12は、超音波プローブ10が受信したエコー信号を受信する。受信部12は、超音波プローブ10が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログのエコー信号を整相された(受信ビームフォームされた)デジタルのデータに変換する。

【0015】

20

受信部12は、例えば図示しないプリアンプ回路と、A/D変換器と、受信遅延回路と、加算器とを有する。プリアンプ回路は、超音波プローブ10の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を整相加算する。その整相加算によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。受信部12は、加算した信号を直交検波し、断層画像データ生成部13と血流情報生成部14とに受信信号として出力する。

【0016】

(断層画像データ生成部13)

30

断層画像データ生成部13は、超音波を送信された被検体からの反射波に基づく受信信号を受信部12から受け、被検体の断層画像データを複数の時間について逐次求める。換言すると、断層画像データ生成部13は、受信部12から受けた受信信号に基づいて、一定の時間間隔(フレームレート)ごとに断層画像データを求める。ある時間について求められた断層画像データは、求められた時間についての静止画(フレーム)に対応する。断層画像データには、後述する、ログ圧縮部130からの出力、エッジ強調部131からの出力、断層平滑化処理部132からの出力、及び断層パーシスタンス部133からの出力のいずれかが含まれる。断層画像データ生成部13は、ログ圧縮部130と、エッジ強調部131と、断層平滑化処理部132と、断層パーシスタンス部133とを有する。ログ圧縮部130は、対数変換による圧縮処理を受信信号に施し、エッジ強調部131と記憶部150とへ出力する。エッジ強調部131は、ログ圧縮部130からの信号のエッジを強調し、断層平滑化処理部132へ出力する。断層平滑化処理部132は、エッジ強調部131からの信号に平滑化フィルタリング処理を施し、断層パーシスタンス部133へ出力する。断層パーシスタンス部133は、断層平滑化処理部132から過去に受けた信号と断層平滑化処理部132から新たに受けた信号とを重み付け加算する。断層パーシスタンス部133は、重み付け加算した信号を画像生成部17へ出力する。

40

【0017】

(血流情報生成部14)

血流情報生成部14は、受信信号を受信部12から受け、指定された信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して被検体の血流情報を求める。血流情報生成部は、受信信号を

50

受け、被検体の血流情報に係る速度閾値を含む信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して血流情報を求める。信号処理条件は、後述する、周波数特性、速度閾値、分散閾値、下限パワー閾値、若しくは上限パワー閾値、又はこれらの組み合わせを含む。血流情報は、被検体における血流の速度、分散、若しくはパワー、又はこれらの組み合わせを含む。また、血流情報生成部14は、一定の時間間隔ごとに血流情報を求める。ある時間について求められた血流情報は、求められた時間についての静止画（フレーム）に対応する。また、血流情報生成部14は、条件変更部16が信号処理条件を変更したとき、変更された信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して血流情報を求める。信号処理条件は、ユーザによって指定されてもよく、プリセットされてもよい。血流情報生成部14は、周波数フィルタ140、自己相関部141、算出部142、ブランク処理部143、血流平滑化処理部144、及び血流パーシスタンス部145を有する。

10

【0018】

周波数フィルタ140は、指定された周波数特性に基づくフィルタ処理を受信部12からの受信信号に施す。また、周波数フィルタ140は、条件変更部16が周波数特性を変更したとき、変更された周波数特性に基づくフィルタ処理を受信信号に施す。それにより、周波数フィルタ140は、受信信号に含まれるクラッタを低減する。周波数特性には、例えば、バタワース、ベッセル、及びチェビシェフのフィルタタイプ、また、各フィルタタイプにおける遮断周波数、通過帯域、フィルタ次数が含まれる。周波数フィルタ140は、フィルタ処理を施した信号を自己相関部141へ出力する。

【0019】

20

自己相関部141は、周波数フィルタ140からの信号について自己相関演算を行う。自己相関部141は自己相関演算を行った信号を算出部142へ出力する。

【0020】

算出部142は、自己相関部141から信号を受け、被検体における血流の速度を算出する。算出部142は、算出した速度をブランク処理部143へ出力する。また、算出部142は、被検体における血流の分散を算出する。算出部142は、算出した分散をブランク処理部143へ出力する。また、算出部142は、被検体における血流のパワーを算出する。算出部142は、算出したパワーをブランク処理部143へ出力する。

【0021】

ブランク処理部143は、算出部142により算出された速度について、血流情報として求めるための境目の値である速度閾値を記憶し、算出部142から受けた速度のうち速度閾値以上の速度を血流平滑化処理部144へ出力する。すなわち、ブランク処理部143は、算出部142から受けた速度のうち速度閾値未満の速度をクラッタから算出されたものとして取り除き、そして、取り除かれなかった速度を血流平滑化処理部144へ出力する。なお、ブランク処理部143は、条件変更部16が速度閾値を変更したとき、変更された速度閾値以上の速度を血流平滑化処理部144へ出力する。

30

【0022】

また、ブランク処理部143は、算出部142により算出された分散について、血流情報として求めるための境目の値である分散閾値を記憶し、算出部142から受けた分散のうち分散閾値以上の分散を血流平滑化処理部144へ出力する。すなわち、ブランク処理部143は、算出部142から受けた分散のうち分散閾値未満の分散をクラッタから算出されたものとして取り除き、そして、取り除かれなかった分散を血流平滑化処理部144へ出力する。なお、ブランク処理部143は、条件変更部16が分散閾値を変更したとき、変更された分散閾値以上の分散を血流平滑化処理部144へ出力する。

40

【0023】

また、ブランク処理部143は、算出部142により算出されたパワーについて、血流情報として求めるための境目の値である下限パワー閾値と上限パワー閾値とを記憶し、算出部142から受けたパワーのうち下限パワー閾値以上かつ上限パワー以下のパワーを血流平滑化処理部144へ出力する。すなわち、ブランク処理部143は、算出部142から受けたパワーのうち下限パワー閾値未満のパワーと上限パワー閾値超のパワーとをクラ

50

ッタから算出されたものとして取り除き、そして、取り除かれなかったパワーを血流平滑化処理部144へ出力する。なお、ブランク処理部143は、条件変更部16が下限パワー閾値と上限パワー閾値とを変更したとき、変更された下限パワー閾値以上かつ上限パワー以下のパワーを血流平滑化処理部144へ出力する。

【0024】

血流平滑化処理部144は、ブランク処理部143による出力を受け平滑化フィルタリング処理を施し、血流パーシスタンス部145へ出力する。なお、この実施形態では、算出部142による出力をブランク処理部143が受け、ブランク処理部143による出力を血流平滑化処理部144が受ける構成を説明するが、算出部142による出力を血流平滑化処理部144が受け、ブランク処理部143による出力を血流平滑化処理部144が受ける構成でもよい。

10

【0025】

血流パーシスタンス部145は、血流平滑化処理部144から過去に受けた信号と血流平滑化処理部144から新たに受けた信号とを重み付け加算する。血流パーシスタンス部145は、重み付け加算した信号を画像生成部17へ出力する。

【0026】

(変化検出部15)

変化検出部15は、時間が互いに異なる複数の断層画像データを断層画像データ生成部13から受け、受けた複数の断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出する。変化検出部15は、最新の時間について求められた断層画像データである最新フレームと、最新の時間より過去の時間について求められた断層画像データである過去フレームとを記憶部150から読み出す。変化検出部15は、最新フレームにおける信号の振幅の平均値である最新平均値と、過去フレームにおける信号の振幅の平均値である過去平均値とを算出する。変化検出部15は、最新平均値と過去平均値との差分を算出し、この差分を断層画像データの時間軸方向における変化の大きさとして検出する。このとき、算出された差分が大きいほど、検出される変化の大きさは大きい。変化検出部15は、検出した変化の大きさを条件変更部16へ出力する。なお、変化検出部15は、記憶部150が過去フレームを記憶していないとき、断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出しない。

20

【0027】

ここで、断層画像データの時間軸方向における変化と被検体組織の動き及び超音波プローブ10の動きとの関係について説明する。断層画像データの時間軸方向における変化とは、過去フレームに描出された被検体の組織形状(画像の内容)に対する最新フレームに描出された被検体の組織形状(画像の内容)の差異のことである。例えば、被検体組織が動いてクラッタが発生したとき、動いた組織に相当する部分画像に差異が生じる。また、超音波プローブ10が動いてモーションアーチファクトが発生したとき、画像に描出される組織が平行移動や回転移動したように描出される。超音波診断装置1が所定のフレームレートで断層画像を取得しているとき、被検体組織又は超音波プローブ10が動くとき、最新フレームに描出される被検体の組織形状と過去フレームに描出される被検体の組織形状(画像の内容)とに差異が生じる。また、被検体組織又は超音波プローブ10が大きく動くほど、断層画像に描出される被検体の組織形状の変化が大きい。変化検出部15はこの変化の大きさを検出し、条件変更部16へ出力する。

30

40

【0028】

また、変化検出部15は、最新フレームと過去フレームとを複数の領域に分割して最新平均値と過去平均値とを算出し、分割された領域毎に最新平均値と過去平均値との差分を算出することによって断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出してもよい。

【0029】

また、変化検出部15は、最新フレームと過去フレームとに指定された部分領域(関心領域)について、最新フレームの信号の平均値と過去フレームの信号の平均値とを算出し

50

、これら平均値の差分を算出して断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出してもよい。このとき、部分領域はユーザによって指定されてもよく、プリセットされてもよい。

【0030】

また、変化検出部15は、相互相関解析によって最新フレームと過去フレームとの類似度を求め、この類似度を断層画像データの時間軸方向における変化の大きさとして検出してもよい。このとき、求められた類似度が小さいほど、検出される変化の大きさは大きい。

【0031】

なお、変化検出部15は、最新フレームと、時間が互いに異なる複数の過去フレームとを記憶部150から読み出してもよい。このとき、変化検出部15は、3以上のフレームに基づいて断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出する。例えば、変化検出部15は、2つの時間の過去フレームから過去の断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを求め、また、最新フレームと最新フレームの時間に最も近い時間の過去フレームとから最新の断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを求める。そして変化検出部15は、過去の断層画像データの時間軸方向における変化の大きさに重み付けをして最新の断層画像データの時間軸方向における変化の大きさに加算又は乗算することによって断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出する。また、例えば、変化検出部15は、複数の過去フレームの信号を外挿し、最新のフレームと同じ時間についてのフレームを予測する。この予測されたフレームを予測フレームとする。変化検出部15は、予測フレームと記憶部150から読み出した最新フレームとの差分を算出する。変化検出部15は、この差分に重み付けをして最新の断層画像データの時間軸方向における変化の大きさに加算又は乗算することによって断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出してもよい。

【0032】

また、変化検出部15は、記憶部150を有する。記憶部150は、ログ圧縮部130から受けた断層画像データを記憶する。ここで、記憶部150は、変化検出部15が断層画像データの時間軸方向における変化の大きさの検出に用いるフレーム数の断層画像データを少なくとも記憶する。例えば、変化検出部15が最新フレームと1つの過去フレームに基づいて断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出するとき、記憶部150は最新フレームと1つの過去フレームとの2つの断層画像データを記憶する。記憶部150は、変化検出部15が断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出したとき、記憶していた1つの過去フレームを削除し、記憶していた最新フレームを過去フレームとして記憶し、新たな断層画像データを最新フレームとして記憶する。同様に、変化検出部15がn枚のフレームに基づいて断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出するとき、記憶部150は、最新フレームとn-1枚の過去フレームを記憶する。記憶部150は、変化検出部15が断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出したとき、n-1枚の過去フレームのうち最も過去の時間の過去フレームを削除し、新たな断層画像データを最新フレームとして記憶する。また、記憶部150は、超音波診断中のフリーズ動作、超音波の送信条件の変更動作が行われたとき、当該する制御信号をシステム制御部20から受け、記憶していた断層画像データをすべて削除してもよい。なお、記憶部150は、ログ圧縮部130ではなく、受信部12、エッジ強調部131、断層平滑化処理部132、又は断層パーシスタンス部133による出力を受けて記憶してもよい。

【0033】

(条件変更部16)

条件変更部16は、変化検出部15が検出した断層画像データの時間軸方向における変化の大きさに基づいて信号処理条件を変更する。例えば、条件変更部16は、信号処理条件のうち周波数フィルタ140の周波数特性を変更する。条件変更部16は、断層画像データの時間軸方向における変化の大きさと周波数特性とを対応付けて予め記憶する。条件

10

20

30

40

50

変更部 16 は、変化検出部 15 による断層画像データの時間軸方向における変化の大きさに対応付けられた周波数特性を読み出し、周波数フィルタ 140 の周波数特性を読み出した周波数特性に変更する。

【0034】

また、条件変更部 16 は、例えば、信号処理条件のうち速度閾値を変更する。このとき、条件変更部 16 は、変化検出部 15 が検出した断層画像データの時間軸方向における変化が大きいほど、速度閾値を高くする。また、条件変更部 16 は、例えば、信号処理条件のうち分散閾値を変更する。このとき、条件変更部 16 は、変化検出部 15 が検出した断層画像データの時間軸方向における変化が大きいほど、分散閾値を低くする。また、条件変更部 16 は、例えば、信号処理条件のうち下限パワー閾値と上限パワー閾値とを変更する。このとき、条件変更部 16 は、変化検出部 15 が検出した断層画像データの時間軸方向における変化が大きいほど、下限パワー閾値を高くし、上限パワー閾値を低くする。例えば、条件変更部 16 は、断層画像データの時間軸方向における変化の大きさと、速度閾値、分散閾値、下限パワー閾値、及び上限パワー閾値とを対応付けて記憶する。条件変更部 16 は、変化検出部 15 から受けた断層画像データの時間軸方向における変化の大きさに対応付けられた速度閾値、分散閾値、下限パワー閾値、及び上限パワー閾値を読み出し、ブランク処理部 143 へ出力することによって、ブランク処理部 143 における速度閾値、分散閾値、下限パワー閾値、及び上限パワー閾値を変更する。図 3 は、条件変更部 16 が対応付けて記憶した断層画像データの時間軸方向における変化の大きさと、速度閾値 V 、分散閾値 T 、下限パワー閾値 $P1$ 、及び上限パワー閾値 $P2$ との例を示す模式図である。図 3 において、断層画像データの時間軸方向における変化の大きさは大きさ A 、大きさ B 、大きさ C 、大きさ D 、大きさ E の順に大きいとする。大きさ C と、速度閾値 V の値である「 α 」、分散閾値 T の値である「 β 」、下限パワー閾値 $P1$ の値である「 γ 」、及び上限パワー閾値 $P2$ の値である「 δ 」が対応付けられている。断層画像データの時間軸方向における変化の他の大きさ（大きさ A 、大きさ B 、大きさ D 、大きさ E ）には、図 3 にて示される係数が「 α 」、「 β 」、「 γ 」、及び「 δ 」のそれぞれに乗算した値が対応付けられる。「 α 」、「 β 」、「 γ 」、及び「 δ 」それぞれの値は、例えば、「 $\alpha = 0.1$ 」、「 $\beta = 0.9$ 」、「 $\gamma = 0.8$ 」、「 $\delta = 0.1$ 」などの値がユーザによって指定されてもよく、自動的にプリセットされてもよい。

【0035】

（画像生成部 17）

画像生成部 17 は、断層画像データ生成部 13 により出力された断層画像データと血流情報生成部 14 により出力された血流情報とに基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部 17 は、例えば DSC（Digital Scan Converter：デジタルスキャンコンバータ）を有する。画像生成部 17 は、走査線の信号列で表される断層画像データと血流情報とを直交座標系で表される画像データに変換する（スキャンコンバージョン処理）。画像生成部 17 が生成した超音波画像データは、断層画像データ（Bモード画像データ）を表す断層画像（Bモード画像）と血流情報（カラードプラ情報）を表す血流画像（カラードプラ画像）とが重ねられた画像を表すデータである。画像生成部 17 は、生成した超音波画像データを表示制御部 18 へ出力する。

【0036】

（表示制御部 18）

表示制御部 18 は、超音波画像データを画像生成部 17 から受け、超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 19 に表示させる。

【0037】

表示部 19 は、超音波画像を表示する。表示部 19 は、例えば、CRT（Cathode Ray Tube）や LCD（Liquid Crystal Display）などの表示デバイスで構成される。表示部 19 は、必ずしも超音波診断装置 1 の一体として備えられる必要はなく、一般的なインターフェイスを介して表示制御部 18 によって制御され、超音波画像を表示する構成でもよい。

【0038】

(システム制御部20)

システム制御部20は、超音波診断装置1の各部を制御する。システム制御部20は、例えば、記憶装置と処理装置とを含んで構成される。記憶装置には、超音波診断装置1の各部の機能を実行するためのコンピュータプログラムが記憶されている。処理装置は、これらコンピュータプログラムを実行することで、上記機能を実現する。

【0039】

(操作部21)

操作部21は、ユーザによる操作を受けて、この操作の内容に応じた信号や情報を装置各部に入力する。操作部21は、例えば、キーボード、マウス、タッチパネルなどによって構成される。また、操作部21は、必ずしも超音波診断装置1の一体として備えられる必要はなく、一般的なインターフェイスを介して信号や情報を装置各部に入力する構成でもよい。

10

【0040】

[動作]

図4は、この実施形態の超音波診断装置1の動作を示すフローチャートである。

【0041】

(S01)

断層画像データ生成部13は、超音波を送信された被検体からの反射波に基づく受信信号を受信部12から受け、被検体の断層画像データを求める。このとき、ログ圧縮部130は、対数変換による圧縮処理を受信信号に施し、エッジ強調部131と記憶部150とへ出力する。エッジ強調部131は、ログ圧縮部130からの信号のエッジを強調し、断層平滑化処理部132へ出力する。断層平滑化処理部132は、エッジ強調部131からの信号に平滑化フィルタリング処理を施し、断層パーシスタンス部133へ出力する。断層パーシスタンス部133は、断層平滑化処理部132から過去に受けた信号と断層平滑化処理部132から新たに受けた信号とを重み付け加算する。断層パーシスタンス部133は、重み付け加算した信号を画像生成部17へ出力する。

20

【0042】

(S02)

記憶部150は、ログ圧縮部130から受けた断層画像データを記憶する。

30

【0043】

(S03)

記憶部150が、ログ圧縮部130から受けた最新の断層画像データ(最新フレーム)とともに該断層画像データより過去についての断層画像データ(過去フレーム)を記憶しているとき(ステップS03;YES)、ステップS04へ進む。記憶部150が、ログ圧縮部130から受けた最新の断層画像データ(最新フレーム)とともに該断層画像データより過去についての断層画像データ(過去フレーム)を記憶していないとき(ステップS03;NO)、ステップS07へ進む。

【0044】

(S04)

変化検出部15は、最新の時間について求められた断層画像データである最新フレームと、最新の時間より過去の時間について求められた断層画像データである過去フレームとを記憶部150から読み出す。変化検出部15は、読み出した断層画像データに基づいて断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出する。変化検出部15は、検出した変化の大きさを条件変更部16へ出力する。

40

【0045】

(S05)

記憶部150は、記憶していた過去フレームを削除し、記憶していた最新フレームを過去フレームとして記憶する。

【0046】

50

(S06)

条件変更部16は、変化検出部15による断層画像データの時間軸方向における変化の大きさに基づいて血流情報生成部14の信号処理条件を変更する。信号処理条件には、周波数フィルタ140の周波数特性、ブランク処理部143の速度閾値V、分散閾値T、若しくは下限パワー閾値P1及び上限パワー閾値P2、又はこれらの組み合わせが含まれる。このとき、条件変更部16は、変化検出部15が検出した断層画像データの時間軸方向における変化が大きいほど、速度閾値Vを高くし、分散閾値Tを低くし、下限パワー閾値P1を高くし、上限パワー閾値P2を低くする。

【0047】

(S07)

血流情報生成部14は、受信信号を受信部12から受け、信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して被検体の血流情報を求める。このとき、周波数フィルタ140は、周波数特性に基づくフィルタ処理を受信部12からの受信信号に施す。自己相関部141は、周波数フィルタ140からの信号について自己相関演算を行う。算出部142は、被検体における血流の速度、分散、若しくはパワー、又はこれらの組み合わせを算出する。ブランク処理部143は、算出部142から受けた速度のうち速度閾値以上の速度を血流平滑化処理部144へ出力する。また、ブランク処理部143は、算出部142から受けた分散のうち分散閾値以上の分散を血流平滑化処理部144へ出力する。また、ブランク処理部143は、算出部142から受けたパワーのうち下限パワー閾値以上かつ上限パワー以下のパワーを血流平滑化処理部144へ出力する。血流平滑化処理部144は、ブランク処理部143による出力を受け平滑化フィルタリング処理を施し、血流パーシスタンス部145へ出力する。血流パーシスタンス部145は、血流平滑化処理部144から過去に受けた信号と血流平滑化処理部144から新たに受けた信号とを重み付け加算する。血流パーシスタンス部145は、重み付け加算した信号を画像生成部17へ出力する。

【0048】

(S08)

画像生成部17は、断層画像データ生成部13により出力された断層画像データと血流情報生成部14により出力された血流情報とに基づいて超音波画像データを生成する。

【0049】

(S09)

表示制御部18は、超音波画像データを画像生成部17から受け、超音波画像データに基づく超音波画像を表示部19に表示させる。

【0050】

(S10)

超音波診断を続行するとき(ステップS10;YES)、ステップS01へ戻る。超音波診断を続行しないとき(ステップS10;NO)、動作を終了する。

【0051】

[効果]

この実施形態の超音波診断装置1の効果について説明する。

【0052】

実施形態の超音波診断装置1により表示された超音波画像を図5Aに、この実施形態の変化検出部15と条件変更部16との機能を停止した超音波診断装置による超音波画像を図5Bに示す。説明のため、図5A及び図5Bともに、白黒反転させている。図5Aと図5Bとにおいて、断層画像BRと血流画像CDとが重ねられている。図5Bにおいて、破線BKで囲まれた領域に描出された像はクラッタが描出された像CLである。図5Aでは、血流画像CD内にクラッタが描出された像CLが描出されず、画像の視認性が向上している。

【0053】

実施形態の超音波診断装置1は、断層画像データ生成部13と、血流情報生成部14と、変化検出部15と、条件変更部16とを有する。断層画像データ生成部13は、超音波

10

20

30

40

50

を送信された被検体からの反射波に基づく受信信号を受け、被検体の断層画像データを複数の時間について逐次求める。血流情報生成部 14 は、受信信号を受け、被検体の血流情報に係る速度閾値を含む信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して血流情報を求める。変化検出部 15 は、時間が互いに異なる複数の断層画像データを受け、受けた複数の断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出する。条件変更部 16 は、変化検出部 15 が検出した時間軸方向における変化の大きさに基づいて信号処理条件を変更する。血流情報生成部 14 は、条件変更部 16 が信号処理条件を変更したとき、変更された信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して血流情報を求める。このように、断層画像データの時系列的な変化を検出し、その変化の大きさに基づいて血流情報の信号処理条件を変更する。それにより、血流情報生成部 14 は、被検体組織又は超音波プローブ 10 の動きの大きさに応じた信号処理条件に基づいてクラッタやモーションアーチファクトを低減し、血流情報を求めることができる。従って、クラッタやモーションアーチファクトを低減することができる超音波診断装置を提供することができる。

10

【0054】

〈第 1 の変形例〉

[構成]

図 6 は、この変形例の超音波診断装置 1 の構成を示すブロック図である。この変形例の超音波診断装置 1 は、前述の実施形態の超音波診断装置 1 に比べ、主に血流情報生成部 14 の構成が異なる。なお、この変形例において、前述の実施形態と同じ構成については同一符号を付してその説明を省略し、異なる構成について主に説明する。

20

【0055】

血流情報生成部 14 は、血流情報生成部 14 は、周波数フィルタ 140、自己相関部 141、算出部 142、ブランク処理部 143、血流平滑化処理部 144、及び血流パーシスタンス部 145 に加え、クラッタ推定部 146 を有する。

【0056】

クラッタ推定部 146 は、血流情報に含まれるクラッタを推定する。換言すると、クラッタ推定部 146 は、算出部 142 が算出した血流の速度、分散、及びパワーに基づいて、周波数フィルタ 140 を通過した信号にどの程度クラッタが含まれているかを推定する。例えば、クラッタ検出部は、血流の速度、分散、及びパワーそれぞれについて基準値を信号処理条件として記憶し、それら基準値のそれぞれと、算出部 142 から受けた血流の速度、分散、及びパワーについての算出値とを比較し、基準値と算出部 142 との差分が大きいほどクラッタが多いと推定する。なお、クラッタ推定部 146 は、基準値と算出部 142 との差分とクラッタの多さとの相関を示す表データ又は関数を記憶し、表データを参照又は関数を用いた演算を行うことにより、クラッタの多さを推定する。例えば、クラッタ推定部 146 は、推定されたクラッタが多いほど、通過帯域が狭くなるように周波数フィルタ 140 のフィルタ特性を変更する。

30

【0057】

条件変更部 16 は、変化検出部 15 が検出した断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを受け、受けた断層画像データの時間軸方向における変化の大きさに基づいてクラッタ推定部 146 の信号処理条件である基準値を変更する。条件変更部 16 は、断層画像データの時間軸方向における変化が大きいほど、クラッタ推定部 146 がクラッタを多く推定するようにクラッタ推定部 146 の基準値を変更する。

40

【0058】

[動作]

図 7 は、この変形例の超音波診断装置 1 の動作を示すフローチャートである。

【0059】

(S21)

断層画像データ生成部 13 は、超音波を送信された被検体からの反射波に基づく受信信号を受信部 12 から受け、被検体の断層画像データを求める。このとき、ログ圧縮部 130 は、対数変換による圧縮処理を受信信号に施し、エッジ強調部 131 と記憶部 150 と

50

へ出力する。エッジ強調部 131 は、ログ圧縮部 130 からの信号のエッジを強調し、断層平滑化処理部 132 へ出力する。断層平滑化処理部 132 は、エッジ強調部 131 からの信号に平滑化フィルタリング処理を施し、断層パーシスタンス部 133 へ出力する。断層パーシスタンス部 133 は、断層平滑化処理部 132 から過去に受けた信号と断層平滑化処理部 132 から新たに受けた信号とを重み付け加算する。断層パーシスタンス部 133 は、重み付け加算した信号を画像生成部 17 へ出力する。

【0060】

(S22)

記憶部 150 は、ログ圧縮部 130 から受けた断層画像データを記憶する。

【0061】

(S23)

記憶部 150 が、ログ圧縮部 130 から受けた最新の断層画像データ（最新フレーム）とともに該断層画像データより過去についての断層画像データ（過去フレーム）を記憶しているとき（ステップ S23；YES）、ステップ S24 へ進む。記憶部 150 が、ログ圧縮部 130 から受けた最新の断層画像データ（最新フレーム）とともに該断層画像データより過去についての断層画像データ（過去フレーム）を記憶していないとき（ステップ S23；NO）、ステップ S27 へ進む。

【0062】

(S24)

変化検出部 15 は、最新の時間について求められた断層画像データである最新フレームと、最新の時間より過去の時間について求められた断層画像データである過去フレームとを記憶部 150 から読み出す。変化検出部 15 は、読み出した断層画像データに基づいて断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出する。変化検出部 15 は、検出した断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを条件変更部 16 へ出力する。

【0063】

(S25)

記憶部 150 は、記憶していた過去フレームを削除し、記憶していた最新フレームを過去フレームとして記憶する。

【0064】

(S26)

条件変更部 16 は、変化検出部 15 による断層画像データの時間軸方向における変化の大きさに基づいて血流情報生成部 14 の信号処理条件を変更する。信号処理条件には、周波数フィルタ 140 の周波数特性、ブランク処理部 143 の速度閾値、分散閾値、若しくは下限パワー閾値及び上限パワー閾値、又はこれらの組み合わせが含まれる。このとき、条件変更部 16 は、変化検出部 15 が検出した変化の大きさが大きいほど、速度閾値を高くし、分散閾値を低くし、下限パワー閾値を高くし、上限パワー閾値を低くする。また、条件変更部 16 は、変化検出部 15 が検出した断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを受け、受けた断層画像データの時間軸方向における変化の大きさの大きさに基づいてクラッタ推定部 146 の信号処理条件である基準値を変更する。

【0065】

(S27)

血流情報生成部 14 は、受信信号を受信部 12 から受け、信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して被検体の血流情報を求める。このとき、周波数フィルタ 140 は、周波数特性に基づくフィルタ処理を受信部 12 からの受信信号に施す。自己相関部 141 は、周波数フィルタ 140 からの信号について自己相関演算を行う。算出部 142 は、被検体における血流の速度、分散、若しくはパワー、又はこれらの組み合わせを算出する。ブランク処理部 143 は、算出部 142 から受けた速度のうち速度閾値以上の速度を血流平滑化処理部 144 へ出力する。また、ブランク処理部 143 は、算出部 142 から受けた分散のうち分散閾値以上の分散を血流平滑化処理部 144 へ出力する。また、ブランク処理部 143 は、算出部 142 から受けたパワーのうち下限パワー閾値以上かつ上限パワー以

10

20

30

40

50

下のパワーを血流平滑化処理部 144 へ出力する。血流平滑化処理部 144 は、ブランク処理部 143 による出力を受け平滑化フィルタリング処理を施し、血流パーシスタンス部 145 へ出力する。血流パーシスタンス部 145 は、血流平滑化処理部 144 から過去に受けた信号と血流平滑化処理部 144 から新たに受けた信号とを重み付け加算する。血流パーシスタンス部 145 は、重み付け加算した信号を画像生成部 17 へ出力する。

【0066】

(S28)

クラッタ推定部 146 は、算出部 142 が算出した血流の速度、分散、及びパワーに基づいて、周波数フィルタ 140 を通過した信号にどの程度クラッタが含まれているかを推定し、周波数フィルタ 140 のフィルタ特性を変更する。

10

【0067】

(S29)

画像生成部 17 は、断層画像データ生成部 13 により出力された断層画像データと血流情報生成部 14 により出力された血流情報とに基づいて超音波画像データを生成する。

【0068】

(S30)

表示制御部 18 は、超音波画像データを画像生成部 17 から受け、超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 19 に表示させる。

【0069】

(S31)

超音波診断を続行するとき(ステップ S31; YES)、ステップ S01 へ戻る。超音波診断を続行しないとき(ステップ S31; NO)、動作を終了する。

20

【0070】

[効果]

この変形例の超音波診断装置 1 の効果について説明する。

【0071】

この変形例の超音波診断装置 1 は、断層画像データ生成部 13 と、血流情報生成部 14 と、変化検出部 15 と、条件変更部 16 とを有する。断層画像データ生成部 13 は、超音波を送信された被検体からの反射波に基づく受信信号を受け、被検体の断層画像データを複数の時間について逐次求める。血流情報生成部 14 は、受信信号を受け、被検体の血流情報に係る速度閾値を含む信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して血流情報を求める。変化検出部 15 は、時間が互いに異なる複数の断層画像データを受け、受けた複数の断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを検出する。条件変更部 16 は、変化検出部 15 が検出した時間軸方向における変化の大きさに基づいて信号処理条件を変更する。血流情報生成部 14 は、条件変更部 16 が信号処理条件を変更したとき、変更された信号処理条件に基づく処理を受信信号に施して血流情報を求める。さらに、血流情報生成部 14 は、クラッタ推定部 146 を有する。クラッタ推定部 146 は、算出された血流の速度、分散、及びパワーに基づいて、周波数フィルタ 140 を通過した信号にどの程度クラッタが含まれているかを推定する。条件変更部 16 は、変化検出部 15 が検出した断層画像データの時間軸方向における変化の大きさを受け、受けた断層画像データの時間軸方向における変化の大きさに基づいてクラッタ推定部 146 の信号処理条件である基準値を変更する。このように、超音波診断装置 1 は、周波数フィルタ 140 を通過した信号に含まれるクラッタを推定する基準値を断層画像データの時間軸方向における変化の大きさに対応して推定し、推定されたクラッタに基づいて周波数フィルタ 140 のフィルタ特性を変更する。それにより、被検体組織の動きの大きさによって異なるクラッタの多さを逐次推定し、周波数フィルタ 140 にフィードバックすることができる。従って、クラッタやモーションアーチファクトを低減することができる超音波診断装置を提供することができる。

30

40

【0072】

〈第 2 の変形例〉

50

この変形例の超音波診断装置 1 は、クラッタやモーションアーチファクトに基づく像を、血流情報を表す像よりも弱く表示可能な超音波画像を生成する。この変形例の超音波診断装置 1 は、前述の実施形態の超音波診断装置 1 に比べ、主に、血流情報生成部 1 4 の構成が異なる。なお、この変形例において、前述の実施形態と同じ構成については同一符号を付してその説明を省略し、異なる構成について主に説明する。

【0073】

図 8 は、この変形例の血流情報生成部 1 4 の構成を表すブロック図である。この血流情報生成部 1 4 は、信号処理条件に基づいて、受信信号が血流情報を表すか否か判別する。この血流情報生成部 1 4 は、ブランク処理部 1 4 3 に換えて、判別処理部 1 4 7 を有する。判別処理部 1 4 7 は、算出部 1 4 2 により算出された血流情報が被検体の血流動態を表す情報か否かを判別する。

10

【0074】

判別処理部 1 4 7 は、速度閾値を記憶する。判別処理部 1 4 7 は、算出部 1 4 2 から受けた速度と記憶した速度閾値とを参照して、該速度が速度閾値以上の速度か、または速度閾値未満の速度かの判別を行う。速度閾値以上と判別された速度は、被検体の血流動態を表す情報に相当する。判別処理部 1 4 7 は、判別結果を表す付帯情報を当該速度の速度情報に付帯して、血流平滑化処理部 1 4 4 へ出力する。このとき、判別処理部 1 4 7 は、速度閾値未満の速度を取り除かず、速度閾値未満である判定結果を表す付帯情報を付帯して、当該速度の速度情報を血流平滑化処理部 1 4 4 へ出力する。なお、判別処理部 1 4 7 は、条件変更部 1 6 が速度閾値を変更したとき、変更された速度閾値を参照して、この判別を行う。

20

【0075】

また、判別処理部 1 4 7 は、分散閾値を記憶する。判別処理部 1 4 7 は、算出部 1 4 2 から受けた分散と記憶した分散閾値とを参照して、該分散が分散閾値以上の分散か、または分散閾値未満の分散かの判別を行う。分散閾値以上と判別された分散は、被検体の血流動態を表す情報に相当する。判別処理部 1 4 7 は、判別結果を表す付帯情報を当該分散に付帯して、当該分散を血流平滑化処理部 1 4 4 へ出力する。このとき、判別処理部 1 4 7 は、分散閾値未満の分散を取り除かず、分散閾値未満である判定結果を表す付帯情報を付帯して、当該分散を血流平滑化処理部 1 4 4 へ出力する。なお、判別処理部 1 4 7 は、条件変更部 1 6 が分散閾値を変更したとき、変更された速度閾値を参照して、この判別を行う。

30

【0076】

また、判別処理部 1 4 7 は、下限パワー閾値及び上限パワー閾値を記憶する。判別処理部 1 4 7 は、算出部 1 4 2 から受けたパワーと記憶した下限パワー閾値及び上限パワー閾値とを参照して、該パワーが下限パワー閾値以上かつ上限パワー閾値以下であるか否かを判別する。下限パワー閾値以上かつ上限パワー閾値以下と判別されたパワーは、被検体の血流動態を表す情報に相当する。判別処理部 1 4 7 は、判別結果を表す付帯情報を当該パワーに付帯して、当該パワーを血流平滑化処理部 1 4 4 へ出力する。このとき、判別処理部 1 4 7 は、下限パワー閾値以上かつ上限パワー閾値以下でないパワーを取り除かず、下限パワー閾値以上かつ上限パワー閾値以下でない判定結果を表す付帯情報を付帯して、当該パワーを血流平滑化処理部 1 4 4 へ出力する。なお、判別処理部 1 4 7 は、条件変更部 1 6 が下限パワー閾値及び上限パワー閾値を変更したとき、変更された下限パワー閾値及び上限パワー閾値を参照して、この判別を行う。

40

【0077】

判別部がこのような各種判別処理を行うことにより、各種判別結果を表す付帯情報を含む血流情報（カラー Doppler 情報）が画像生成部 1 7 へ出力される。

【0078】

変化検出部 1 5 は、検出した変化の大きさを条件変更部 1 6 へ出力するとともに、画像生成部 1 7 へも出力する。画像生成部 1 7 は、判別処理部 1 4 7 による判別結果に基づいて、血流情報を表すと判別された受信信号に基づく像よりも、血流情報を表さないと判別

50

された受信信号に基づく像を弱く表示可能な超音波画像データを生成する。画像生成部 17 は、断層画像データ生成部 13 による断層画像データと血流情報生成部 14 による血流情報と変化検出部 15 による変化の大きさに基づいて超音波画像データを生成する。画像生成部 17 は、血流情報のうち、被検体の血流動態を表すと判別された血流情報と被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報とで描出態様が異なる超音波画像データを生成する。

【0079】

例えば、画像生成部 17 は、血流情報の付帯情報を参照して判別処理部 147 による判別結果を特定する。画像生成部 17 は、被検体の血流動態を表すと判別された血流情報を表す画素の輝度より、被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素の輝度が小さくなるように超音波画像データを生成する。

10

【0080】

このとき、画像生成部 17 は、変化検出部 15 による変化の大きさが大きいほど、被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素の輝度を小さくする。輝度を小さくすることは、クラッタやモーションアーチファクトに基づく像の表示出力を弱くすることに相当する。例えば、画像生成部 17 は、変化検出部 15 による変化の大きさに応じて、被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素の輝度を段階的に小さくする。なお、画像生成部 17 は、変化検出部 15 による変化の大きさに応じて、被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素の輝度を無段階に小さくしてもよい。

20

【0081】

画像生成部 17 は、このように生成した超音波画像データを表示制御部 18 へ出力する。表示制御部 18 は、この超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 19 に表示させる。それにより、被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素は、変化検出部 15 による変化の大きさが大きいほど、被検体の血流動態を表すと判別された血流情報を表す画素よりも暗い色で表示される。したがって、ユーザは、超音波画像を視認しながら、暗い色で表示された画素の部分をクラッタやモーションアーチファクトにより描出された部分であると確認することができる。

【0082】

なお、画像生成部 17 は、被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素が透かし表示されるように、超音波画像データを生成してもよい。例えば、画像生成部 17 は、被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素と、該画素と同じ座標である断層画像データの画素との RGB (Red-Green-Blue) 信号を加算する。

30

【0083】

このとき、画像生成部 17 は、変化検出部 15 による変化の大きさが大きいほど、被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素の RGB 信号の加算比率を小さくし、該画素と同じ座標である断層画像データの画素の RGB 信号の加算比率を大きくする。被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素の RGB 信号の加算比率を小さくし、該画素と同じ座標である断層画像データの画素の RGB 信号の加算比率を大きくすることは、クラッタやモーションアーチファクトに基づく像の表示出力を弱くすることに相当する。例えば、画像生成部 17 は、変化検出部 15 による変化の大きさに応じて、被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素の RGB 信号の加算比率を段階的に小さくし、該画素と同じ座標である断層画像データの画素の RGB 信号の加算比率を段階的に大きくする。なお、画像生成部 17 は、変化検出部 15 による変化の大きさに応じて、被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素の RGB 信号の加算比率を無段階に小さくし、該画素と同じ座標である断層画像データの画素の RGB 信号の加算比率を無段階に大きくしてもよい。なお、画像生成部 17 は、被検体の血流動態を表すと判別された血流情報を表す画素については、この加算を行わない。画像生成部 17 は、被検体の血流動態を表すと判別された血流情報を表す画素について、断層画

40

50

像にからドプラ画像が重ねられるように超音波画像データを生成する。

【0084】

このように生成された超音波画像データに基づく超音波画像が表示されることにより、被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素部分は、変化検出部15による変化の大きさが大きいほど、断層画像の画素のRGB信号が強い比率で表示され、カラードプラ画像のRGB信号が弱い比率で表示され、カラードプラ画像が透かし表示される。被検体の血流動態を表さないと判別された血流情報を表す画素部分は、この透かし表示がされず、断層画像にカラードプラ画像が重ねられて表示さる。したがって、ユーザは、超音波画像を視認しながら、カラードプラ画像が透かし表示された画素の部分をクリックやモーションアークファクトにより描出された部分であると確認することができる。

10

【0085】

上記のいくつかの実施形態を実現するための超音波画像処理プログラムを、コンピュータによって読み取り可能な任意の記録媒体に記憶させることができる。この記録媒体としては、たとえば、半導体メモリ、光ディスク、光磁気ディスク、磁気記憶媒体などを用いることが可能である。また、インターネットやLAN等のネットワークを通じてこのプログラムを送受信することも可能である。

【0086】

この発明の実施形態を説明したが、上記の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を意図していない。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。

20

【符号の説明】

【0087】

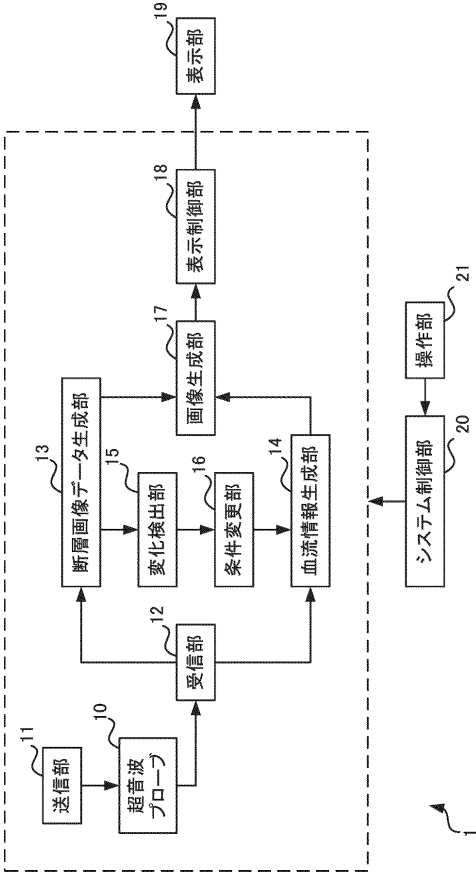
- 1 超音波診断装置
- 10 超音波プローブ
- 11 送信部
- 12 受信部
- 13 断層画像データ生成部
- 14 血流情報生成部
- 15 変化検出部
- 16 条件変更部
- 17 画像生成部
- 18 表示制御部
- 19 表示部
- 20 システム制御部
- 21 操作部
- 130 ログ圧縮部
- 131 エッジ強調部
- 132 断層平滑化処理部
- 133 断層パーシスタンス部
- 140 周波数フィルタ
- 141 自己相関部
- 142 算出部
- 143 ブランク処理部
- 144 血流平滑化処理部
- 145 血流パーシスタンス部
- 146 クラッタ推定部
- 147 判別処理部
- 150 記憶部

30

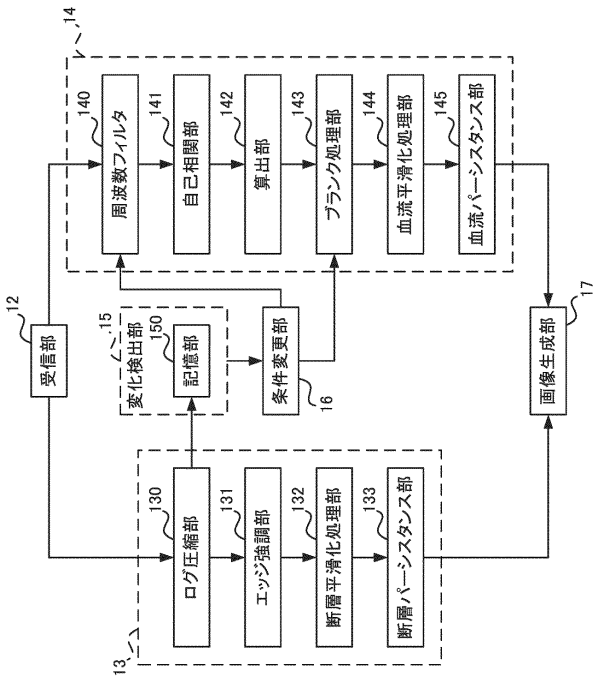
40

50

【図 1】



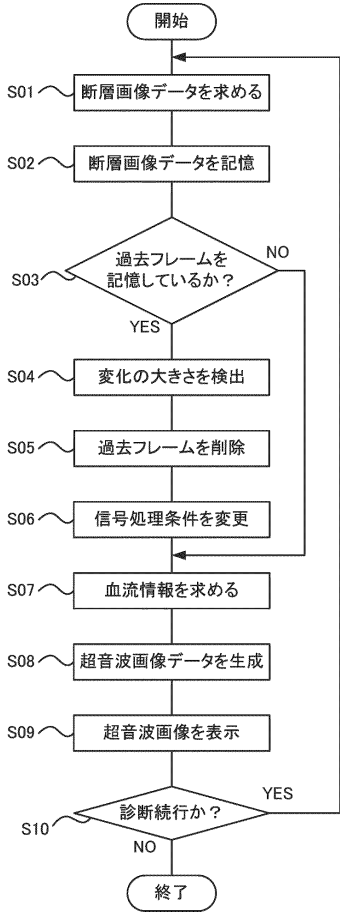
【図 2】



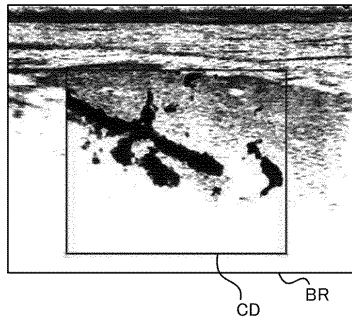
【図 3】

断層画像データの 時間軸方向における 変化の大きさ	大きさA	大きさB	大きさC	大きさD	大きさE
速度閾値V	0.5 α	0.8 α	α	1.3 α	1.5 α
分散閾値T	1.2 β	1.1 β	β	0.9 β	0.8 β
下限パワー閾値P1	0.5 γ	0.8 γ	γ	1.3 γ	1.5 γ
上限パワー閾値P2	1.3 δ	1.1 δ	δ	0.9 δ	0.8 δ

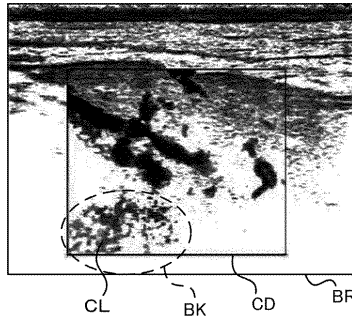
【図 4】



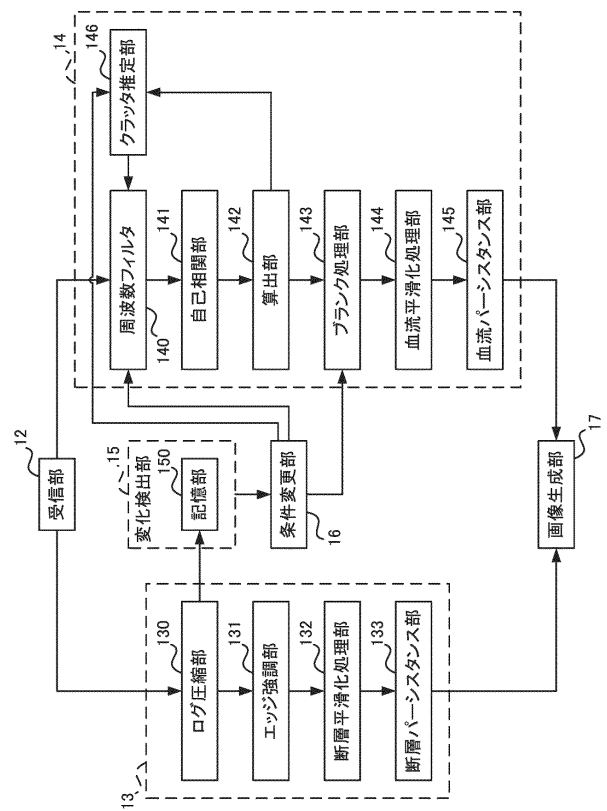
【図 5 A】



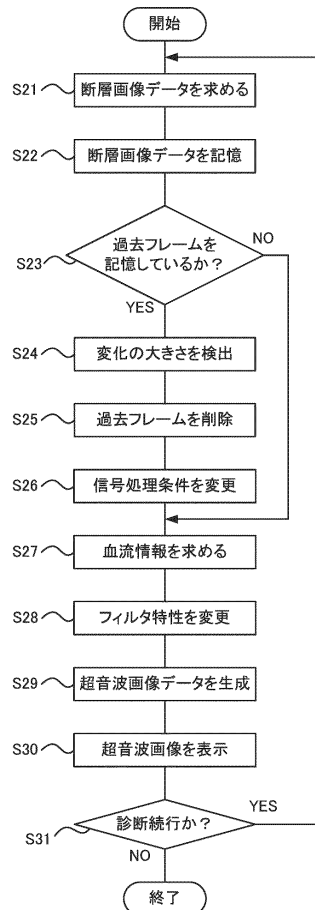
【図 5 B】



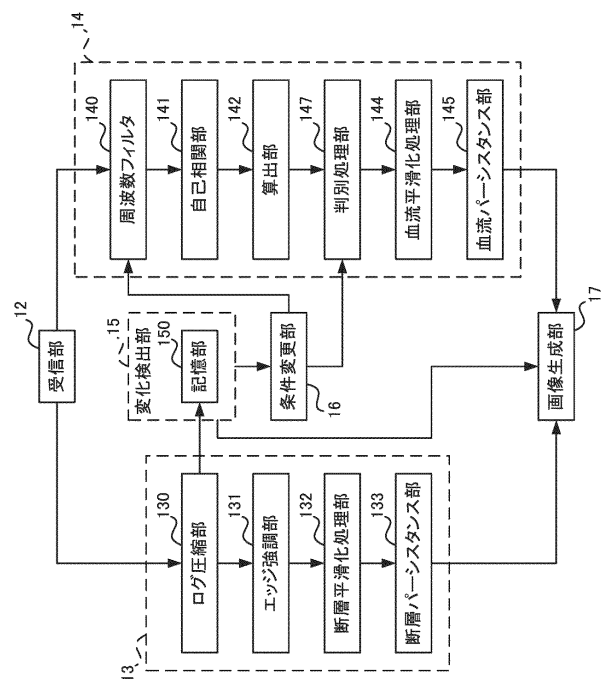
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (72)発明者 中屋 重光
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 佐々木 琢也
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 西原 財光
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 畔上 美緒
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 高田 優子
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 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2003-250802 (JP, A)
特開2011-4952 (JP, A)
特開平10-75955 (JP, A)
米国特許出願公開第2012/0078107 (US, A1)
国際公開第2006/088094 (WO, A1)
特開平4-218143 (JP, A)
特開2010-259790 (JP, A)

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

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP6274517B2	公开(公告)日	2018-02-07
申请号	JP2014048258	申请日	2014-03-12
[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	柴田千尋 今村智久 滝本雅夫 中屋重光 佐々木琢也 西原財光 畔上美緒 高田優子		
发明人	柴田 千尋 今村 智久 滝本 雅夫 中屋 重光 佐々木 琢也 西原 財光 畔上 美緒 高田 優子		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5276 G01S7/52074 G01S15/8915 G01S15/8945 G01S15/8981 G01S15/8988 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD03 4C601/EE04 4C601/JB31 4C601/JB41 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC23 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/LL38		
优先权	2013049745 2013-03-12 JP		
其他公开文献	JP2014198240A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 提供一种能够减少杂波和运动伪影的超声诊断设备和超声图像处理程序。 一种超声波诊断装置1具有的断层图像数据生成部13中, 血流信息生成单元14, 变化检测部15, 以及变更部16的条件。断层图像数据生成单元13在多个时间段内顺序地获得对象的断层图像数据。血流信息生成部14, 进行基于信号处理条件, 包括根据受试者获得的血流信息的血流信息的速度阈值的接收信号的处理。变化检测单元15接收具有不同时间的多个断层图像数据, 并检测时间轴方向上的变化幅度。条件改变单元16基于由改变检测单元检测到的时间轴方向的改变的大小来改变信号处理条件。血流信息生成部14中, 当变更部16中的状态改变的信号处理条件, 通过执行基于在接收信号中的修改的信号处理条件的过程确定该血流信息。 点域1

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006. 01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 11 (全 20 頁)		
(21) 出願番号	特願2014-48258 (P2014-48258)	(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3月12日 (2014. 3. 12)	栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2014-198240 (P2014-198240A)	(74) 代理人 110000866 特許業務法人三澤特許事務所
(43) 公開日	平成26年10月23日 (2014. 10. 23)	(72) 発明者 柴田 千尋 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2月1日 (2017. 2. 1)	(72) 発明者 今村 智久 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
(31) 優先権主張番号	特願2013-49745 (P2013-49745)	(72) 発明者 滝本 雅夫 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
(32) 優先日	平成25年3月12日 (2013. 3. 12)	
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像処理プログラム