

(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2018-187126

(P2018-187126A)

(43) 公開日 平成30年11月29日(2018.11.29)

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

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2017-92723 (P2017-92723)
(22) 出願日 平成29年5月9日(2017.5.9)(71) 出願人 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(74) 代理人 110001254
特許業務法人光陽国際特許事務所
(72) 発明者 武田 義浩
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
ニカミノルタ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD03 DE04 DE13 EE04 EE22
JB30 JB33 JB34

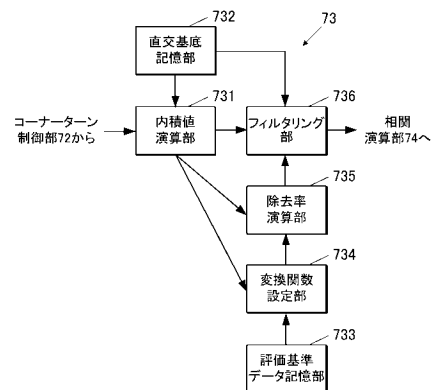
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】パケットデータに対するMTIフィルタリングの特性を適応的に変え、血流信号のS/Nを最適化することである。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波探触子にCモード画像用の駆動信号を出力する送信部と、超音波探触子から受信信号を取得する受信部と、受信信号のパケットデータと第1の正規直交基底との各次数の内積値を算出する内積値演算部731と、内積値を、クラッター成分を除去する除去率に変換するための変換関数を設定する変換関数設定部734と、算出された内積値を前記設定された変換関数により各次数の除去率に変換する除去率演算部735と、各次数の除去率に応じてCモード画像の信号成分を除去した画像データを生成する処理部と、を備える。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受信する超音波探触子に C モード画像用の駆動信号を出力する送信部と、
前記超音波探触子から受信信号を取得する受信部と、
前記受信信号の PACKET データと第 1 の正規直交基底との各次数の内積値を算出する内積値算出部と、
内積値を、クラッター成分を除去する除去率に変換するための変換関数を設定する変換関数設定部と、
前記算出された内積値を前記設定された変換関数により各次数の除去率に変換する除去率算出部と、
前記各次数の除去率に応じて C モード画像の信号成分を除去した画像データを生成する処理部と、を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記変換関数設定部は、前記算出された 0 次の内積値が所定の閾値以下である場合に、全次数の除去率を 1 に変換するための変換関数を設定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記処理部は、前記各次数の除去率に応じて C モード画像の信号成分を除去した画像データを表示部に表示する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記各次数の除去率を前記算出された各次数の内積値に乘算し、当該除去率が乗算された各次数の内積値に前記第 1 の正規直交基底のエルミート転置の第 2 の正規直交基底を乗算し、当該第 2 の正規直交基底が乗算された値を前記 PACKET データから減算してフィルタリング後の PACKET データを算出するフィルタリング部と、
前記フィルタリング後の PACKET データから C モード画像データを生成する C モード画像生成部と、を備え、
前記処理部は、前記フィルタリング後の C モード画像データの C モード画像を前記表示部に表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記送信部は、前記超音波探触子に B モード画像用及び C モード画像用の駆動信号を出力し、
前記受信部は、前記超音波探触子から B モード画像用及び C モード画像用の受信信号を取得し、
前記内積値算出部は、前記 C モード画像用の受信信号の PACKET データと第 1 の正規直交基底との各次数の内積値を算出し、
前記各次数の除去率から C モード画像に対する B モード画像の合成比率を算出する合成比率算出部と、
前記 PACKET データから C モード画像データを生成する C モード画像生成部と、
前記 B モード画像用の受信信号から B モード画像データを生成する B モード画像生成部と、を備え、
前記処理部は、前記算出された合成比率に応じて、前記 B モード画像データ及び前記 C モード画像データを合成して合成画像データを生成し、当該合成画像データの合成画像を前記表示部に表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

C モード画像の中心点の前記各次数の内積値と当該中心点の周辺領域の前記各次数の内積値との各次数の内積差分値を算出する内積差分値算出部を備え、
前記変換関数設定部は、内積差分値を、クラッター成分を除去する除去率に変換するための変換関数を設定し、
前記除去率算出部は、前記算出された各次数の内積差分値を前記設定された変換関数により各次数の除去率に変換する請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

50

【請求項 7】

Cモード画像の中心点の前記各次数の内積値と当該中心点の周辺領域の前記各次数の内積値との内積差分値を算出する内積差分値算出部を備え、

前記変換関数設定部は、内積値を、クラッター成分を除去する第1の除去率に変換するための第1の変換関数と、内積差分値を、クラッター成分を除去する第2の除去率に変換するための第2の変換関数とを設定し、

前記除去率算出部は、前記算出された各次数の内積値を前記設定された第1の変換関数により各次数の第1の除去率に変換し、前記算出された各次数の内積差分値を前記設定された第2の変換関数により各次数の第2の除去率に変換し、当該第1の除去率及び当該第2の除去率から各次数の除去率を算出する請求項1から5のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 8】

前記除去率算出部は、前記各次数の第1の除去率及び前記各次数の第2の除去率のうちの最大値を各次数の除去率とする請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記各次数の除去率は、0から1までの値をとる請求項1から8のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

超音波を送受信する超音波探触子にCモード画像用の駆動信号を出力する送信工程と、前記超音波探触子から受信信号を取得する受信工程と、

20

前記受信信号の PACKET データと第1の正規直交基底との各次数の内積値を算出する内積値算出工程と、

内積値を、クラッター成分を除去する除去率に変換するための変換関数を設定する変換関数設定工程と、

前記算出された内積値を前記設定された変換関数により各次数の除去率に変換する除去率算出工程と、

前記各次数の除去率に応じてCモード画像の信号成分を除去した画像データを生成する処理工程と、を含む超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

30

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び超音波画像生成方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断は、超音波探触子を体表から当てるという簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子が超音波画像として得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。超音波診断を行うために用いられ、超音波画像を生成して表示する超音波診断装置が知られている。

【0003】

また、超音波を被検体に送受信しドプラー法により被検体の血流の流れを色を付けて表示するC（カラーフロー（カラードプラー））モード画像を生成して表示する超音波診断装置が知られている。図20は、PACKETデータ及び従来のMTI（Moving Target Indication）フィルターのパワーの周波数特性を示す図である。

40

【0004】

Cモード画像データの生成において、被検体で反射された超音波に基づく受信信号に対応するドプラー信号（PACKETデータ）のパワーの周波数特性をとる。すると、図20に示すように、PACKETデータは、クラッター成分201と、血流成分202と、ノイズ成分203と、からなる。クラッター成分201は、被検体の組織の動きの信号成分である。血流成分202は、被検体の血流の信号成分である。ノイズ成分203は、装置固有のシステムノイズ（ランダムノイズ）の信号成分である。

50

【 0 0 0 5 】

Cモード画像では血流成分を画像化するため、MTIフィルター204により、ドブラー信号のうちのクラッター成分201を除去している。MTIフィルター204は、クラッター成分を除去しドブラー偏移成分のみを抽出するハイパスフィルターである。

【 0 0 0 6 】

近年、MTIフィルターとして、エルミート転置行列を利用するものが知られている。例えば、主成分分析を行い、クラッター成分を主成分として近似し低減する行列演算を行う際に、各固有値の大きさに基づいてクラッター成分とする次数（ランクカット次数）を決定し、ランクカット次数より低い次数成分を除去し、高い次数成分を通過させる2値制御を行うことでクラッターを抑制するフィルター行列の固有ベクトル型MTIフィルターを用いた超音波診断装置が知られている（特許文献1参照）。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 4 - 1 5 8 6 9 8 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

特許文献1に記載の超音波診断装置では、パケットデータの集合に対する主成分分析で得られる各次数の主成分（固有ベクトル）の固有値を基に適切なランクカット次数を決定するものである。しかし、固有値は主成分がどの程度の情報を保持しているかを表すにすぎず、MTIフィルターの対象となる個々のパケットデータに含まれるクラッターや血流信号の大きさを反映するものではないため、血流信号のS/N（Signal to Noise Ratio）を最大化することは不可能であった。

20

【 0 0 0 9 】

そのため、MTIフィルター領域ごとのフィルター出力感度を同等にし、表示画像に偽像が表示されないことを目的とすることに留まっている。また、適用できる対象のMTIフィルターは主成分分析を用いるものだけに限られていた。

【 0 0 1 0 】

したがって、特許文献1に記載の超音波診断装置では、MTIフィルター通過後のパケットデータには場所によってクラッターの除去性能に差が生じたり、血流信号を過剰に除去してしまい必ずしも血流観察に適した画像が得られるとは限らない。また、最適な血流画像を得るために操作者がMTIフィルターの特性を操作する必要があった。

30

【 0 0 1 1 】

本発明の課題は、Cモード画像用のパケットデータに対するMTIフィルタリングの特性を適応的に変え、血流信号のS/Nを最適化することである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 2 】

上記課題を解決するため、請求項1に記載の発明の超音波診断装置は、
超音波を送受信する超音波探触子にCモード画像用の駆動信号を出力する送信部と、
前記超音波探触子から受信信号を取得する受信部と、
前記受信信号のパケットデータと第1の正規直交基底との各次数の内積値を算出する内積値算出部と、

40

内積値を、クラッター成分を除去する除去率に変換するための変換関数を設定する変換関数設定部と、

前記算出された内積値を前記設定された変換関数により各次数の除去率に変換する除去率算出部と、

前記各次数の除去率に応じてCモード画像の信号成分を除去した画像データを生成する処理部と、を備える。

【 0 0 1 3 】

50

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記変換関数設定部は、前記算出された 0 次の内積値が所定の閾値以下である場合に、
全次数の除去率を 1 に変換するための変換関数を設定する。

【0014】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置において、
前記処理部は、前記各次数の除去率に応じて C モード画像の信号成分を除去した画像データを表示部に表示する。

【0015】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記各次数の除去率を前記算出された各次数の内積値に乗算し、当該除去率が乗算された各次数の内積値に前記第 1 の正規直交基底のエルミート転置の第 2 の正規直交基底を乗算し、当該第 2 の正規直交基底が乗算された値を前記パケットデータから減算してフィルタリング後のパケットデータを算出するフィルタリング部と、
前記フィルタリング後のパケットデータから C モード画像データを生成する C モード画像生成部と、を備え、
前記処理部は、前記フィルタリング後の C モード画像データの C モード画像を前記表示部に表示する。

【0016】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記送信部は、前記超音波探触子に B モード画像用及び C モード画像用の駆動信号を出力し、
前記受信部は、前記超音波探触子から B モード画像用及び C モード画像用の受信信号を取得し、
前記内積値算出部は、前記 C モード画像用の受信信号のパケットデータと第 1 の正規直交基底との各次数の内積値を算出し、
前記各次数の除去率から C モード画像に対する B モード画像の合成比率を算出する合成比率算出部と、
前記パケットデータから C モード画像データを生成する C モード画像生成部と、
前記 B モード画像用の受信信号から B モード画像データを生成する B モード画像生成部と、を備え、
前記処理部は、前記算出された合成比率に応じて、前記 B モード画像データ及び前記 C モード画像データを合成して合成画像データを生成し、当該合成画像データの合成画像を前記表示部に表示する。

【0017】

請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、
C モード画像の中心点の前記各次数の内積値と当該中心点の周辺領域の前記各次数の内積値との各次数の内積差分値を算出する内積差分値算出部を備え、
前記変換関数設定部は、内積差分値を、クラッター成分を除去する除去率に変換するための変換関数を設定し、
前記除去率算出部は、前記算出された各次数の内積差分値を前記設定された変換関数により各次数の除去率に変換する。

【0018】

請求項 7 に記載の発明は、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、
C モード画像の中心点の前記各次数の内積値と当該中心点の周辺領域の前記各次数の内積値との内積差分値を算出する内積差分値算出部を備え、
前記変換関数設定部は、内積値を、クラッター成分を除去する第 1 の除去率に変換するための第 1 の変換関数と、内積差分値を、クラッター成分を除去する第 2 の除去率に変換するための第 2 の変換関数とを設定し、

前記除去率算出部は、前記算出された各次数の内積値を前記設定された第 1 の変換関数により各次数の第 1 の除去率に変換し、前記算出された各次数の内積差分値を前記設定された第 2 の変換関数により各次数の第 2 の除去率に変換し、当該第 1 の除去率及び当該第 2 の除去率から各次数の除去率を算出する。

【 0 0 1 9 】

請求項 8 に記載の発明は、請求項 7 に記載の超音波診断装置において、

前記除去率算出部は、前記各次数の第 1 の除去率及び前記各次数の第 2 の除去率のうちの最大値を各次数の除去率とする。

【 0 0 2 0 】

請求項 9 に記載の発明は、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記各次数の除去率は、0 から 1 までの値をとる。

【 0 0 2 1 】

請求項 10 に記載の発明の超音波画像生成方法は、

超音波を送受信する超音波探触子に C モード画像用の駆動信号を出力する送信工程と、

前記超音波探触子から受信信号を取得する受信工程と、

前記受信信号の PACKET データと第 1 の正規直交基底との各次数の内積値を算出する内積値算出工程と、

内積値を、クラッター成分を除去する除去率に変換するための変換関数を設定する変換関数設定工程と、

前記算出された内積値を前記設定された変換関数により各次数の除去率に変換する除去率算出工程と、

前記各次数の除去率に応じて C モード画像の信号成分を除去した画像データを生成する処理工程と、を含む。

【発明の効果】

【 0 0 2 2 】

本発明によれば、PACKET データに対する M T I フィルタリングの特性を適応的に変えることができ、血流信号の S / N を最適化できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の超音波診断装置の構成を示す概略ブロック図である。

【図 2】第 1 の C モード画像生成部の機能構成を示すブロック図である。

【図 3】第 1 の M T I フィルタの機能構成を示すブロック図である。

【図 4】M T I フィルタの入出力の関係を示す図である。

【図 5】正規直交基底を用いたフィルタマトリクスを示す図である。

【図 6】正規直交基底の次数に対する内積値の分布を示す図である。

【図 7】(a) は、ノイズ領域における次数に対する内積値を示す図である。(b) は、クラッター領域における次数に対する内積値を示す図である。(c) は、ハイフロー領域における次数に対する内積値を示す図である。(d) は、ミドルフロー領域における次数に対する内積値を示す図である。

【図 8】(a) は、C モード画像におけるクラッター領域のサンプル点における次数に対する内積値及び第 1 の閾値、第 2 の閾値を示す図である。(b) は、内積値に対する次数で共通の第 1 の除去率変換関数のゲインを示す図である。(c) は、第 1 の除去率変換関数を用いた場合の次数に対する除去率を示す図である。

【図 9】(a) は、内積値に対するステップ関数である第 1 の除去率変換関数のゲインを示す図である。(b) は、内積値に対するシグモイド関数である第 1 の除去率変換関数のゲインを示す図である。

【図 10】内積値に対する各次数で異なる第 1 の除去率変換関数のゲインを示す図である。

。

10

20

30

40

50

【図 1 1】第 1 の M T I フィルタリング処理を示すフローチャートである。

【図 1 2】第 2 の M T I フィルタの機能構成を示すブロック図である。

【図 1 3】(a) は、クラッター領域、ミドルフロー領域、ハイフロー領域における次数に対する内積差分値を示す図である。(b) は、内積差分値に対する各次数で異なる第 2 の除去率変換関数のゲインを示す図である。(c) は、第 2 の除去率変換関数を用いた場合の次数に対する除去率を示す図である。

【図 1 4】第 2 の M T I フィルタリング処理を示すフローチャートである。

【図 1 5】第 3 の M T I フィルタの機能構成を示すブロック図である。

【図 1 6】第 3 の M T I フィルタリング処理を示すフローチャートである。

【図 1 7】第 2 の C モード画像生成部の機能構成を示すブロック図である。

10

【図 1 8】合成比率設定部の機能構成を示すブロック図である。

【図 1 9】合成比率算出処理を示すフローチャートである。

【図 2 0】パケットデータ及び従来の M T I フィルタのパワーの周波数特性を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

添付図面を参照して、本発明に係る第 1 の実施の形態、第 1、第 2 の変形例及び第 2 の実施の形態を順に詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

【 0 0 2 5 】

(第 1 の実施の形態)

20

図 1 ~ 図 1 1 を参照して、本発明の第 1 の実施の形態を説明する。まず、図 1 ~ 図 3 を参照して、本実施の形態の装置構成を説明する。図 1 は、本実施の形態の超音波診断装置 1 の構成を示す概略ブロック図である。図 2 は、C モード画像生成部 7 の機能構成を示すブロック図である。図 3 は、M T I フィルタ 7 3 の機能構成を示すブロック図である。

【 0 0 2 6 】

図 1 の超音波診断装置 1 は、病院などの医療機関に設置され、被計測物である患者の生体などの被検体の超音波画像を生成する装置である。超音波診断装置 1 は、超音波診断装置本体 1 0 0 に、超音波探触子 1 0 1 が接続されている。

【 0 0 2 7 】

超音波診断装置本体 1 0 0 は、操作部 2 と、送信部 3 と、受信部 4 と、B (Brightness) モード画像生成部 5 と、R O I 設定部 6 と、C モード画像生成部 7 と、処理部としての表示処理部 8 と、制御部 9 と、スキャン制御部 1 0 と、記憶部 1 1 と、表示部 1 2 と、を備える。

30

【 0 0 2 8 】

超音波探触子 1 0 1 は、一次元方向に配列された複数の振動子 (圧電変換素子) 1 0 1 a を有し、振動子 1 0 1 a それぞれが後述する送信部 3 からの駆動信号 (送信電気信号) を超音波へと変換し、超音波ビームを生成する。従って、操作者は、被検体表面に超音波探触子 1 0 1 を配置することで、被検体内部に超音波ビームを照射することができる。そして、超音波探触子 1 0 1 は、被検体内部からの反射超音波を受信し、複数の振動子 1 0 1 a でその反射超音波を受信電気信号へと変換して後述する受信部 4 に供給する。

40

【 0 0 2 9 】

なお、本実施の形態においては、複数の振動子 1 0 1 a が一次元方向に配列されたりニア型の超音波探触子 1 0 1 を例に説明するが、これに限定されるものではない。例えば、複数の振動子 1 0 1 a が一次元方向に配列されたコンベックス型、セクター型などの超音波探触子 1 0 1 や、複数の振動子 1 0 1 a が 2 次元に配列された超音波探触子 1 0 1 や、一次元方向に配列された複数の振動子 1 0 1 a が揺動する超音波探触子 1 0 1 などを用いることも可能である。また、スキャン制御部 1 0 (制御部 9) の制御に基づき、送信部 3 は、超音波探触子 1 0 1 が使用する振動子 1 0 1 a を選択し、振動子 1 0 1 a に電圧を与えるタイミングや電圧の値を個々に変化させることによって、超音波探触子 1 0 1 が送信する超音波ビームの照射位置や照射方向を制御することができる。

50

【 0 0 3 0 】

また、超音波探触子 1 0 1 は、後述する送信部 3 や受信部 4 の一部の機能を含んでいてもよい。例えば、超音波探触子 1 0 1 は、送信部 3 から出力された駆動信号を生成するための制御信号（以下、「送信制御信号」とする。）に基づき、超音波探触子 1 0 1 内で駆動信号を生成し、この駆動信号を振動子 1 0 1 a により超音波に変換するとともに、受信した反射超音波を受信電気信号に変換し、超音波探触子 1 0 1 内で受信電気信号に基づき後述する受信信号を生成する構成が挙げられる。

【 0 0 3 1 】

さらに、超音波探触子 1 0 1 は、超音波診断装置本体 1 0 0 とケーブルを介して電氣的に接続された構成が一般的であるが、これに限定されるものではなく、例えば、超音波探触子 1 0 1 は、超音波診断装置本体 1 0 0 との間で、送信信号や受信信号の送受信を無線通信により行う構成であってもよい。ただし、係る構成の場合は、超音波診断装置本体 1 0 0 及び超音波探触子 1 0 1 に無線通信可能な通信部を備える構成となることは言うまでもない。

【 0 0 3 2 】

操作部 2 は、操作者から入力を受け取り、操作者の入力に基づく指令を超音波診断装置 1、具体的には制御部 9 に出力する。操作部 2 は、反射超音波の振幅を明るさ（輝度）で表した B モード画像のみを表示させるモード（以下、「B モード」とする。）か、B モード画像上に C モード（カラーフローモード）画像を重畳表示させるモード（以下、「C モード」とする。）を、操作者が選択することできる機能を備える。そして、操作部 2 は、操作者が B モード画像上の C モード画像を表示させる R O I の位置の指定入力を受け付ける機能も含まれる。また、表示させる C モード画像としては、さらに、血流の状態を示す血流信号としての血流速度 V により血流の流速及び方向をカラー表示する V モードと、血流信号としての血流のパワー P により血流のパワーをカラー表示する P モードと、血流速度 V、血流信号としての分散 T により血流の流速及び分散をカラー表示する V - T モードと、の表示モードの C モード画像があるものとする。操作部 2 は、操作者から C モードの入力を受け付けた場合に、さらにその表示モードの入力も受け付けるものとする。なお、C モード画像の表示モードには、T（分散）モード、d P（方向付パワー）モードなどを含めてもよい。このように、C モードは、カラードプラーモード（V モード、V - T モードなど）、パワードプラーモード（P モードなど）が含まれる。

【 0 0 3 3 】

送信部 3 は、少なくとも駆動信号を生成し、超音波探触子 1 0 1 に超音波ビームを送信させる送信処理を行う。一例として、送信部 3 は、振動子 1 0 1 a を有する超音波探触子 1 0 1 から超音波ビームを送信するための送信信号を生成する送信処理を行い、この送信信号に基づき超音波探触子 1 0 1 に対して所定のタイミングで発生する高圧の送信電気信号（駆動信号）を供給することで、超音波探触子 1 0 1 の振動子 1 0 1 a を駆動させる。これにより、超音波探触子 1 0 1 は、送信電気信号を超音波へと変換することで、被検体に超音波ビームを照射することができる。

【 0 0 3 4 】

送信部 3 は、スキャン制御部 1 0 の制御に従い、C モードがオンされている場合には、B モード画像を表示させるための送信処理に加え、C モード画像を表示させるための送信処理が行われる。例えば、B モード画像を表示させるための電氣的な送信信号を供給した後に、C モード画像を表示させるための駆動信号を同一方向（同一ライン）に n（n は例えば 1 5 など十数回）回繰り返し供給することを、R O I 設定部 6 で設定された R O I の全方位方向（全ライン）に対して行う。また、送信部 3 は、送信処理時に B モード画像用の送信処理又は C モード画像用の送信処理の付加情報を指定しておき、この付加情報を受信部 4 に供給する。

【 0 0 3 5 】

受信部 4 は、制御部 9 の制御に従い、反射超音波に基づく電氣的な R F（Radio Frequency）信号としての受信信号を生成する受信処理を行う。受信部 4 は、例えば、超音波探

10

20

30

40

50

触子 101 で反射超音波を受信し、その反射超音波に基づき変換された受信電気信号に対し、受信電気信号を増幅して A/D 変換、整相加算を行うことで受信信号（音線データ）を生成する。

【0036】

受信部 4 は、送信部 3 から付加情報を取得し、取得した付加情報が B モード画像用の付加情報であれば受信信号を B モード画像生成部 5 に供給し、取得した付加情報が C モード画像用の付加情報であれば受信信号を C モード画像生成部 7 に供給する。以下、B モード画像生成用の受信信号を「B モード受信信号」、C モード画像生成用の受信信号を「C モード受信信号」と称することとする。

【0037】

なお、本実施の形態においては、生成した画像フレームに係る受信信号を、受信部 4 が、B モード画像用か C モード画像用かを選別して各ブロックに供給する構成としたが、これに限定されるものではなく、例えば、生成した画像フレームに係る受信信号を、B モード画像生成部 5 及び C モード画像生成部 7 のそれぞれで選別する構成であってもよい。

【0038】

B モード画像生成部 5 は、制御部 9 の制御に従い、受信部 4 から入力された B モード受信信号に、包絡線検波、対数圧縮などを実施し、ダイナミックレンジやゲインの調整を行って輝度変換することで、B モード画像データを生成し、表示処理部 8 に出力する。

【0039】

C モード画像生成部 7 は、制御部 9 の制御に従い、受信部 4 から入力された C モード受信信号に応じて、C モード画像データを生成し、表示処理部 8 に出力する。ここで、図 2 を参照して、C モード画像生成部 7 の内部構成を説明する。図 2 に示すように、C モード画像生成部 7 は、直交検波回路 71 と、コーナータン制御部 72 と、MTI フィルター 73 と、相関演算部 74 と、データ変換部 75 と、ノイズ除去空間フィルタ部 76 と、フレーム間フィルタ 77 と、C モード画像生成部としての C モード画像変換部 78 と、を有する。

【0040】

直交検波回路 71 は、制御部 9 の制御に従い、受信部 4 から入力された C モード受信信号を直交検波することにより、取得した C モード受信信号と、参照信号との位相差を算出し、（複素）ドプラー信号 I，Q を取得する。

【0041】

コーナータン制御部 72 は、制御部 9 の制御に従い、直交検波回路 71 から入力されたドプラー信号 I，Q を、同一音響線（ライン）毎に、超音波探触子 101 から被検体への深さ方向と、超音波の送受信の繰り返し回数 n のアンサンブル方向と、に配列してメモリ（図示略）に格納し、深さ毎にドプラー信号 I，Q をアンサンブル方向に読み出す。

【0042】

受信信号（ドプラー信号 I，Q）は、C モード画像生成に必要な血流の信号成分に加えて、不要な血管壁や組織などの情報（クラッター成分）も混在している。MTI フィルター 73 は、制御部 9 の制御に従い、コーナータン制御部 72 から入力されたドプラー信号 I，Q をフィルタリングしてクラッター成分を除去する。

【0043】

図 3 を参照して、MTI フィルター 73 の内部構成を説明する。図 3 に示すように、MTI フィルター 73 は、内積値算出部としての内積値演算部 731 と、直交基底記憶部 732 と、評価基準データ記憶部 733 と、変換関数設定部 734 と、除去率算出部としての除去率演算部 735 と、フィルタリング部 736 と、を有する。

【0044】

MTI フィルター 73 は、正規直交基底を利用した MTI フィルターである。正規直交基底は、例えば、各種直交多項式、主成分分析によって得られる固有ベクトルである。直交多項式は、例えば、ルジャンドル多項式である。

【0045】

10

20

30

40

50

ここで、図4～図6を参照して、正規直交基底を利用した内積値の算出を説明する。図4は、MTIフィルタの入出力の関係を示す図である。図5は、正規直交基底を用いたフィルタマトリクスを示す図である。図6は、正規直交基底の次数 k に対する内積値 $|Pr|$ の分布を示す図である。

【0046】

コーナータン制御部72から出力されるドプラー信号 I 、 Q からなる繰り返し回数 n 個の複素数をパケットデータ Sp とする。パケットデータ Sp は、 n 個の入力データ $x_0, x_1, \dots, x_{n-1}$ として表される。 $x_0, x_1, \dots, x_{n-1}$ は、生成された経時的な順又はその逆順に並べられているものとする。

【0047】

図4に示すように、クラッター信号と血流信号とによる相互変調がなく、線形フィルタであるMTIフィルタの入出力は、次式(1)で表される。

$$y = Ax \quad \dots (1)$$

ただし、 y ：MTIフィルタから出力されるパケットデータ($y_0, y_1, \dots, y_{n-1}$)を示す出力ベクトル、 A ：フィルタマトリクス($n \times n$)、 x ：入力データ $x_0, x_1, \dots, x_{n-1}$ を示す入力ベクトル、である。

【0048】

正規直交基底を用いたMTIフィルタのフィルタマトリクス A は、図5に示すように、一般的に次式(2)のフィルタマトリクス A_{reg} で表される

$$A_{reg} = b \times G \times b^H \quad \dots (2)$$

ただし、 b ：正規直交基底($n \times n$ マトリクス)、 G ：ゲイン行列($n \times n$ マトリクス)、 b^H ： b とエルミート転置の正規直交基底($n \times n$ マトリクス)、である。

【0049】

正規直交基底 b 、 b^H は、例えば、各種直交多項式、主成分分析によって得られる固有ベクトルである。正規直交基底 b は、列番号が大きくなると次数も大きくなる。正規直交基底 b^H は、行番号が大きくなると次数も大きくなる。正規直交基底として主成分分析によって得られる固有ベクトルを用いる場合には、固有値の最も大きな固有ベクトルを0次として、固有値の大きさによって降順に次数が大きくなるものとする。

【0050】

MTIフィルタ73の入出力を式(2)の正規直交基底への分解を利用して次式(3)で表す。

$$\begin{aligned} Sp_{MTIed} &= (I - b R b^H) Sp \quad \dots (3) \\ &= Sp - b R Pr \quad \dots (3A) \end{aligned}$$

ただし、 Sp_{MTIed} ：MTIフィルタ73の出力パケットデータ($Sp_{MTIed} = [y_0, y_1, \dots, y_{n-1}]$)、 Sp ：MTIフィルタ73の入力パケットデータ($Sp = [x_0, x_1, \dots, x_{n-1}]$)、 I ：単位行列、 b ： n 次元の正規直交基底(正規直交ベクトル)($b = [b_0, b_1, \dots, b_{n-1}]$)、 b^H ：正規直交基底 b のエルミート転置の n 次元の正規直交基底(正規直交ベクトル)($b^H = [b_0^H, b_1^H, \dots, b_{n-1}^H]$)、 b_k, b_k^H ：ベクトル、 R ：除去率(対角行列、 $R = [R_0, R_1, \dots, R_{n-1}]$)、 R_k ： k 次元目のベクトルに対する除去率)、 Pr ： b^H と Sp との内積値、である。また、 $b b^H = I$ を満たす。

【0051】

式(3)の括弧内がフィルタマトリクス A に対応する。また、次数 k ($k = 0, 1, \dots, n-1$)において、式(3)は次式(4)で表せられる。

$$y_k = x_k - b_k \cdot R_k \cdot b_k^H \cdot Sp \quad \dots (4)$$

【0052】

図6に示すように、内積値 Pr の絶対値としての内積値 $|Pr|$ と、正規直交基底 b の次数 k との関係が得られる。内積値 $|Pr|$ は、フーリエ級数展開したときの強度と同様で、各次数の正規直交基底の成分の強度を表している。正規直交基底 b が直交多項式の場合は、次数 k が低次→高次にかけて高周波成分となるので、内積値 $|Pr|$ は、周波数特性を見ているのとはほぼ同等となる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 3 】

ここで、図 7 を参照して、次数ごとの内積値 $|Pr|$ の傾向を説明する。図 7 (a) は、ノイズ領域における次数に対する内積値 $|Pr|$ を示す図である。図 7 (b) は、クラッター領域における次数に対する内積値 $|Pr|$ を示す図である。図 7 (c) は、ハيفロー領域における次数に対する内積値 $|Pr|$ を示す図である。図 7 (d) は、ミドルフロー領域における次数に対する内積値 $|Pr|$ を示す図である。

【 0 0 5 4 】

C モード画像における深さが深い部分などに表れるシステムノイズ (ランダムノイズ) のノイズ領域のサンプル点における次数に対する内積値 $|Pr|$ を図 7 (a) に示す。ノイズ領域では、他の領域に比べて 0 次 (次数が 0) の内積値 $|Pr|$ が小さい。C モード画像における組織部分であるクラッター領域のサンプル点における次数に対する内積値 $|Pr|$ を図 7 (b) に示す。クラッター領域では、ノイズ領域に比べて 0 次の内積値 $|Pr|$ が大きい。

【 0 0 5 5 】

C モード画像における豊富な血流がある (血流が速い) ハيفロー領域のサンプル点における次数に対する内積値 $|Pr|$ を図 7 (c) に示す。ハيفロー領域では、他の領域に比べて中 ~ 高次の内積値 $|Pr|$ が大きい。C モード画像における血流がハيفロー領域よりも微弱な (血流が遅い) 部分であるミドルフロー領域のサンプル点における次数に対する内積値 $|Pr|$ を図 7 (d) に示す。ミドルフロー領域では、ノイズ領域及びクラッター領域に比べて中 ~ 高次の内積値 $|Pr|$ が少し大きい。

【 0 0 5 6 】

MTI フィルター 7 3 の目的は、クラッター領域 (及びノイズ領域) の信号を除去することである。このため、例えば、図 7 (a) ~ 図 7 (d) の実線を閾値として、各次数の除去率 Rf を決定することが考えられる。

【 0 0 5 7 】

次いで、図 8 ~ 図 1 0 を参照して、除去率の算出を説明する。図 8 (a) は、C モード画像におけるクラッター領域のサンプル点における次数に対する内積値 $|Pr|$ 及び第 1 の閾値 $TH1$ 、第 2 の閾値 $TH2$ 、 $T2a$ を示す図である。図 8 (b) は、内積値 $|Pr|$ に対する次数で共通の除去率変換関数 f のゲインを示す図である。図 8 (c) は、除去率変換関数 f を用いた場合の次数に対する除去率 Rf を示す図である。図 9 (a) は、内積値 $|Pr|$ に対するステップ関数である除去率変換関数 f のゲインを示す図である。図 9 (b) は、内積値 $|Pr|$ に対するシグモイド関数である除去率変換関数 f のゲインを示す図である。図 1 0 は、内積値 $|Pr|$ に対する各次数で異なる除去率変換関数 f のゲインを示す図である。

【 0 0 5 8 】

図 8 (a) に示すように、クラッター領域における各次数の内積値 $|Pr|$ が得られた場合に、評価基準データとしての第 1 の閾値 $TH1$ 及び第 2 の閾値 $TH2$ が設定される。第 1 の閾値 $TH1$ は、0 次において、ノイズ領域の内積値 $|Pr|$ を判定するための閾値である。つまり、0 次の内積値 $|Pr|$ が第 1 の閾値 $TH1$ 以下のサンプル点については、ノイズ領域であると推定して全次数が除去の対象となる。

【 0 0 5 9 】

第 2 の閾値 $TH2$ は、クラッター領域の内積値 $|Pr|$ を判定するための閾値である。つまり、内積値 $|Pr|$ が第 2 の閾値 $TH2$ 以下の次数をクラッター領域であると推定して除去の対象とする。第 2 の閾値 $TH2$ に対応して、図 8 (b) に示す内積値 $|Pr|$ に対するゲインの除去率変換関数 f が設定される。除去率変換関数 f のゲインは、0 ~ 1 の間で設定される。除去率変換関数 f のゲイン = 0 が除去率 0 % を示し、除去率変換関数 f のゲイン = 1 が除去率 1 0 0 % を示す。第 2 の閾値 $TH2$ 1 が第 2 の閾値 $TH2$ に対応する。

【 0 0 6 0 】

除去率変換関数 f としては、図 9 (a) に示すようなステップ関数としたり、図 9 (b

）に示すようなシグモイド関数とすることができる。除去率変換関数 f は、単調減少な関数が望ましい。つまり、内積値 Pr が小さいほど、除去率を高く設定できるものがよい。

【 0 0 6 1 】

図 8 (a) のサンプル点の内積値 $|Pr|$ を、図 8 (b) の除去率変換関数 f で変換することにより、図 8 (c) に示す次数に対する除去率 Rf が算出される。また、0 次の内積値 $|Pr|$ が第 1 の閾値 $TH1$ 以下のサンプル点については、全次数の除去率が 1 に設定される。

【 0 0 6 2 】

また、図 8 (a) に示すように、全次数で共通な一定値の第 2 の閾値 $TH2$ に代えて、次数によって値が変化する第 2 の閾値 $TH2a$ を設定してもよい。第 2 の閾値 $TH2a$ に対応して、図 10 に示す各次数の内積値 $|Pr|$ に対するゲインの除去率変換関数 f が設定される。図 10 の除去率変換関数 f は、低次数から高次数まで異なる除去率変換関数を有する。

10

【 0 0 6 3 】

図 3 に戻り、内積値演算部 731 は、制御部 9 の制御に従い、直交基底記憶部 732 から正規直交基底 b^H を読み出し、コーナータン制御部 72 から入力されたパケットデータ Sp (ドブラー信号 I, Q) と、正規直交基底 b^H とを用いて、式 (3A) により、1 フレーム内の各サンプル点 (画素) における各次数 k ($k = 0, 1, \dots, n-1$) の内積値 Pr を算出する。直交基底記憶部 732 は、予め設定された正規直交基底 b, b^H が記憶されている記憶部である。

20

【 0 0 6 4 】

評価基準データ記憶部 733 は、予め設定された、第 1 の閾値と、第 2 の閾値に基づく除去率変換関数 f と、が評価基準データとして記憶された記憶部である。評価基準データ記憶部 733 は、操作部 2 を介する操作者からの入力に応じて記憶される情報が適宜変更される構成としてもよい。

【 0 0 6 5 】

変換関数設定部 734 は、制御部 9 の制御に従い、評価基準データ記憶部 733 から第 1 の閾値と第 2 の閾値に基づく除去率変換関数 f とを読み出し、内積値演算部 731 から入力された内積値 Pr の絶対値の内積値 $|Pr|$ について、0 次の内積値 $|Pr|$ が第 1 の閾値以下の場合に、全次数を除去率 = 1 に変換する除去率変換関数 f を生成する。また、変換関数設定部 734 は、0 次の内積値 $|Pr|$ が第 1 の閾値よりも大きい場合に、読み出した除去率変換関数 f を設定する。

30

【 0 0 6 6 】

除去率演算部 735 は、制御部 9 の制御に従い、内積値演算部 731 から入力された内積値 $|Pr|$ を、変換関数設定部 734 から入力された除去率変換関数 f により、次数ごとの除去率 Rf に変換して算出する。

【 0 0 6 7 】

フィルタリング部 736 は、制御部 9 の制御に従い、直交基底記憶部 732 から正規直交基底 b^H を読み出し、読み出した正規直交基底 b^H と、除去率演算部 735 から入力された除去率 Rf と、内積値演算部 731 から入力された内積値 Pr とを用いて、式 (3) により、パケットデータ Sp_{MTIed} を算出する。また、フィルタリング部 736 は、複素ドブラー信号としてのパケットデータ Sp_{MTIed} をドブラー信号 I, Q に分解して相関演算部 74 に出力する。

40

【 0 0 6 8 】

図 2 に戻り、相関演算部 74 は、制御部 9 の制御に従い、MTI フィルター 73 によりフィルタリングされたドブラー信号 I, Q (複素ドブラー信号 z) から、次式 (5) のドブラー信号の自己相関演算の平均値 S (位相差ベクトルの平均値) の実部 D 及び虚部 N を算出する。

【数 1】

$$S = \sum_{k=0}^{n-1} z_k^* \cdot z_{k+1} = D + jN \quad \dots (5)$$

【0069】

データ変換部 75 は、制御部 9 の制御に従い、MTI フィルター 73 によりフィルタリングされたドプラー信号 I、Q や、ドプラー信号の自己相関演算の平均値 S の実部 D 及び虚部 N から、血流速度 V、パワー P、分散 T を算出する。より具体的には、データ変換部 75 は、次式 (6) により、ドプラー信号の自己相関演算の平均値 S の実部 D 及び虚部 N から、血流速度 V を算出する。 10

【数 2】

$$V = \tan^{-1} \frac{N}{D} \quad \dots (6)$$

【0070】

また、データ変換部 75 は、次式 (7) により、ドプラー信号 I、Q (複素ドプラー信号 z) から、ドプラー信号の強度の平均値としてのパワー P を算出する。

【数 3】

$$P = \frac{1}{n} \sum_{k=0}^{n-1} |z_k|^2 \quad \dots (7)$$

20

【0071】

また、データ変換部 75 は、次式 (8) により、ドプラー信号 I、Q (複素ドプラー信号 z) から、位相差ベクトルの大きさとパワーとの比 (但し、1 から引いて大小を逆転したもの) としての分散 T を算出する。

【数 4】

$$T = 1 - \frac{\sqrt{D^2 + N^2}}{P} \quad \dots (8)$$

30

【0072】

ノイズ除去空間フィルタ部 76 は、データ変換部 75 により算出されたパワー P と、血流速度 V、分散 T と、をフィルタリングする。ノイズ除去空間フィルタ部 76 は、キーホールフィルタ、空間フィルタ (いずれも図示略) を有する。

【0073】

キーホールフィルタは、C モード画像のフレームを構成するパワー P、血流速度 V、分散 T をフィルタリングして、ノイズを除去する。V モード、V - T モードにおいて、キーホールフィルタは、データ変換部 75 により算出された血流速度 V とパワー P により設定された除去する領域の血流速度 V を除去して、血流速度 V をフィルタリングする。V モード、V - T モードにおいて、血流速度 V は、画像表示 (色付け) に使用される。P モードにおいて、キーホールフィルタは、データ変換部 75 により算出された血流速度 V とパワー P により設定された除去する領域のパワー P を除去して、パワー P をフィルタリングする。P モードにおいて、パワー P は、画像表示 (色付け) に使用される。 40

【0074】

より具体的には、V モード、V - T モードにおいて、キーホールフィルタは、血流速度 V が所定閾値より小さい領域の血流信号を、クラッターノイズとみなし、パワー P が所定閾値より小さい領域の血流信号を、背景ノイズとみなして、これらの領域の血流速度 V を除去する。また、P モードにおいて、キーホールフィルタは、血流速度 V が所定閾値より小さい領域の血流信号を、クラッターノイズとみなし、パワー P が所定閾値より小さい領域の血流信号を、背景ノイズとみなして、これらの領域のパワー P を除去する。 50

【 0 0 7 5 】

空間フィルタは、Cモード画像のフレームを構成する血流速度V、パワーP、分散Tのデータをスムージングするための2次元の加重平均フィルタである。Vモード又はV-Tモードにおいて、空間フィルタは、キーホールフィルタによりフィルタリングされた血流速度Vと、データ変換部75により算出された分散Tとをフィルタリングする。Pモードにおいて、空間フィルタは、キーホールフィルタによりフィルタリングされたパワーPをフィルタリングする。

【 0 0 7 6 】

フレーム間フィルタ77は、ノイズ除去空間フィルタ部76によりフィルタリングされた血流速度V、パワーPと、分散Tと、のうち、操作部2で操作入力された表示モードに対応して、Cモード画像を構成する各フレームの血流成分について、フレーム間の変化を滑らかにし残像を残すようにフィルタリングを行う。

【 0 0 7 7 】

Cモード画像変換部78は、フレーム間フィルタ77によりフィルタリングされた血流速度V、パワーP、分散Tを、Cモード画像データに変換して生成する。

【 0 0 7 8 】

図1に戻り、表示処理部8は、表示部12に表示させる表示画像データを構築し、表示部12にその表示画像データを表示させる処理を行う。特に、Bモードが選択されている場合は、超音波画像として、Bモード画像生成部5で生成したBモード画像データのBモード画像を表示画像データ中に含める処理を行う。また、Cモードが選択されている場合は、超音波画像として、Bモード画像生成部5で生成したBモード画像上に選択されたROIの位置に、Cモード画像生成部7で生成したCモード画像データのCモード画像を重畳させた合成画像データを生成し、これを表示画像データ中に含める処理を行う。

【 0 0 7 9 】

制御部9は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)を備えて構成され、ROMに記憶されているシステムプログラムなどの各種処理プログラムを読み出してRAMに展開し、展開したプログラムに従って超音波診断装置1各部の動作を制御する。RAMは、CPUにより実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。ROMは、半導体などの不揮発メモリなどにより構成され、超音波診断装置1に対するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な、初期設定プログラムや超音波診断プログラムなどの各種処理プログラムや、各種データなどを記憶する。これらのプログラムは、コンピューターが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、CPUは、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。

【 0 0 8 0 】

記憶部11は、例えば、HDD (Hard Disk Drive)などの大容量記録媒体によって構成されており、超音波画像データ (Bモード画像データ、Cモード画像データ、合成画像データ)などを記憶する。

【 0 0 8 1 】

表示部12は、表示処理部8から出力された画像データを表示する、LCD (Liquid Crystal Display)、EL (ElectroLuminescence)ディスプレイなどのいわゆるモニタである。

【 0 0 8 2 】

超音波診断装置1が備える各部について、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能は、集積回路などのハードウェア回路として実現することができる。集積回路とは、例えばLSI (Large Scale Integration)であり、LSIは集積度の違いにより、IC (Integrated Circuit)、システムLSI、スーパーLSI、ウルトラLSIと称されることもある。また、集積回路化の手法はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよいし、FPGA (Field Programmable Gate Array)やLSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用して

よい。また、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能をソフトウェアにより実行するようにしてもよい。この場合、このソフトウェアは一つ又はそれ以上のROMなどの記憶媒体、光ディスク、又はハードディスクなどに記憶されており、このソフトウェアが演算処理器により実行される。

【0083】

次に、図11を参照して、本実施の形態における超音波診断装置1のMTIフィルタ73の動作を説明する。図11は、第1のMTIフィルタリング処理を示すフローチャートである。

【0084】

MTIフィルタ73で実行される第1のMTIフィルタリング処理の各処理は、制御部9の制御に応じて、MTIフィルタ73の各部が各処理を実行し、制御部9の制御については省略する。

【0085】

図11に示すように、第1のMTIフィルタリング処理において、先ず、内積値演算部731は、コーナータン制御部72からパケットデータ $Sp(xc, yc, i)$ を取得する(ステップS31)。ここで、 (xc, yc, i) において、 (xc, yc) が、Cモード画像の1フレーム内のサンプル点の空間位置(2次元座標)を示す。 i は、正規直交基底 b の次数(0, 1, ..., $n-1$)とする。

【0086】

そして、内積値演算部731は、直交基底記憶部732から正規直交基底 b^H を読み出し、ステップS11で取得されたパケットデータ $Sp(xc, yc, i)$ と、正規直交基底 b^H とを用いて、式(3A)により、次数 i の内積値 $Pr(xc, yc, i)$ を算出する(ステップS12)。ステップS12では、例えば、全ての次数 i について内積値 $Pr(xc, yc, i)$ が算出されるものとする。

【0087】

そして、変換関数設定部734は、評価基準データ記憶部733から評価基準データとして、第1の閾値と第2の閾値に基づく除去率変換関数 $f(Pr, i)$ を読み出す(ステップS13)。そして、変換関数設定部734は、ステップS12で算出された内積値 $|Pr(xc, yc, i)|$ について、0次の内積値 $|Pr(xc, yc, i)|$ が第1の閾値以下の場合に全次数を除去率1とする除去率変換関数 $f(Pr, i)$ を設定し、0次の内積値 $|Pr|$ が第1の閾値よりも大きい場合にステップS13で読み出された除去率変換関数 $f(Pr, i)$ を設定する(ステップS14)。

【0088】

そして、除去率演算部735は、ステップS12で算出された内積値 $Pr(xc, yc, i)$ を、ステップS14で設定された除去率変換関数 $f(Pr, i)$ により、次数ごとの除去率 $Rf(xc, yc, i)$ に変換して算出する(ステップS15)。

【0089】

そして、フィルタリング部736は、ステップS12で算出された内積値 $Pr(xc, yc, i)$ に、ステップS15で算出された除去率 $Rf(xc, yc, i)$ を乗算する(ステップS16)。そして、フィルタリング部736は、直交基底記憶部732から正規直交基底 b を読み出し、ステップS16で除去率 $Rf(xc, yc, i)$ が乗算された内積値 $Pr(xc, yc, i)$ と、読み出した正規直交基底 b とを用いて、除去データ(式(3)の右辺の I を除き符号変換した項)を算出する(ステップS17)。そして、フィルタリング部736は、ステップS11で取得されたパケットデータ $Sp(xc, yc, i)$ と、ステップS17で算出された除去データとの差を算出して式(3)のパケットデータ $Sp_{MTIed}(xc, yc)$ を算出し、パケットデータ $Sp_{MTIed}(xc, yc)$ をドブラー信号 I, Q に分解して相関演算部74に出力し(ステップS18)、第1のMTIフィルタリング処理を終了する。Cモード画像の1フレーム分についての第1のMTIフィルタリング処理は、1フレームの全ての空間位置のサンプル点について繰り返し行われる。

【0090】

10

20

30

40

50

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置 1 は、超音波を送受信する超音波探触子 101 に C モード画像用の駆動信号を出力する送信部 3 と、超音波探触子 101 から受信信号を取得する受信部 4 と、受信信号のケットデータと正規直交基底 b^H との各次数の内積値 P_r を算出する内積値演算部 731 と、内積値 P_r を、クラッター成分を除去する除去率 R_f に変換するための除去率変換関数 f を設定する変換関数設定部 734 と、算出された内積値 P_r を設定された除去率変換関数 f により各次数の除去率 R_f に変換する除去率演算部 735 と、各次数の除去率 R_f に応じて C モード画像の信号成分を除去した合成画像データを生成する表示処理部 8 と、を備える。

【0091】

内積値により、ケットデータ内の血流、クラッター、ノイズの大凡の傾向を取得することができる。内積値の大きさは正規直交基底成分の強度（パワー）に相当するものとして求められる。クラッターはパワーが強く、速度が遅い傾向があり、血流はパワーが弱く、速度が速い傾向にあるため、内積値は評価するための情報として有用である。このため、ケットデータに対する M T I フィルタリングの特性を適応的に変えることができ、血流信号の S/N を最適化できる。また、ノイズの可能性の高さ（除去率）に応じてノイズ除去の強さを変えることで平滑化によるボケを低減できる。

【0092】

さらに、内積値を用いることにより、クラッターとともに、システムノイズ（ランダムノイズ）を効果的に除去できる。

【0093】

また、変換関数設定部 734 は、算出された 0 次の内積値 P_r が所定の第 1 の閾値以下である場合に、全次数の除去率を 1 に変換するための除去率変換関数 f を設定する。このため、システムノイズをより効果的に除去できる。

【0094】

また、表示処理部 8 は、各次数の除去率 R_f に応じて C モード画像の信号成分を除去した合成画像データを表示部 12 に表示する。このため、検査者が血流信号の S/N を最適化した C モード画像を視認できる。

【0095】

また、超音波診断装置 1 は、各次数の除去率 R_f を算出された各次数の内積値 P_r に乗算し、除去率 R_f が乗算された各次数の内積値 P_r に正規直交基底 b^H のエルミート転置の正規直交基底 b を乗算し、正規直交基底 b が乗算された値をケットデータから減算してフィルタリング後のケットデータを算出するフィルタリング部 736 と、フィルタリング後のケットデータから C モード画像データを生成する C モード画像変換部 78 と、を備える。表示処理部 8 は、フィルタリング後の C モード画像データの C モード画像を表示部 12 に表示する。このため、オリジナルのケットデータから除去率に応じて C モード画像の信号成分を除去したケットデータを容易且つ正確に算出できる。

【0096】

また、各次数の除去率 R_f は、0 から 1 までの値をとる。このため、0 又は 1 のランクカットの成分を用いる従来技術に比べて、0 から 1 までの値をとる除去率とすることでデータの曖昧性を加味し、より安定性を向上できる。

【0097】

（第 1 の変形例）

図 12 ~ 図 14 を参照して、上記第 1 の実施の形態の第 1 の変形例を説明する。まず、図 12、図 13 を参照して、本変形例の装置構成を説明する。図 12 は、M T I フィルター 73A の機能構成を示すブロック図である。

【0098】

本変形例の装置構成として、上記第 1 の実施の形態の超音波診断装置 1 を用いるものとする。ただし、M T I フィルター 73 を、図 12 に示す M T I フィルター 73A に代えた構成とする。このため、主として上記第 1 の実施の形態と異なる部分を説明し、同じ部分には同じ符号を付して、その説明を省略する。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 9 】

図 1 2 に示すように、MTI フィルター 7 3 A は、内積値演算部 7 3 1 と、直交基底記憶部 7 3 2 と、内積差分値演算部としての内積差分値演算部 7 3 7 と、評価基準データ記憶部 7 3 3 A と、変換関数設定部 7 3 4 A と、除去率算出部としての除去率演算部 7 3 5 A と、フィルタリング部 7 3 6 と、を有する。

【 0 1 0 0 】

内積値演算部 7 3 1 は、例えば、C モード画像の 1 フレーム内の各サンプル点（画素）における各次数 k ($k = 0, 1, \dots, n - 1$) の内積値 P_r を算出するが、当該 1 フレーム分の内積値 P_r を算出するものとする。

【 0 1 0 1 】

内積差分値演算部 7 3 7 は、制御部 9 の制御に従い、内積値演算部 7 3 1 から入力された 1 フレーム分の内積値 P_r を用いて、次式 (9) により 1 フレームの各サンプル点の内積差分値 $d P_r$ を算出する。

$$d P_r = \text{中心点の } P_r - (\text{周辺領域の平均内積値}) \dots (9)$$

ただし、中心点：サンプル点（1 画素）、周辺領域：中心点の周辺の 8 画素とする。なお、周辺領域は、これに限定されるものではなく、中心点の周辺の実寸法（ $\circ \text{mm} \times \circ \text{mm}$ ）の領域などとしてもよい。また、中心点の P_r から（周辺領域の平均内積値）を減算する構成に限定されるものではなく、周辺領域の内積値の中央値などを減算する構成としてもよい。

【 0 1 0 2 】

ここで、図 1 3 (a) ~ 図 1 3 (c) を参照して、内積差分値 $d P_r$ を用いた除去率算出を説明する。図 1 3 (a) は、クラッター領域、ミドルフロー領域、ハイフロー領域における次数に対する内積差分値 $d P_r$ を示す図である。図 1 3 (b) は、内積差分値 $|d P_r|$ に対する各次数で異なる除去率変換関数 g のゲインを示す図である。図 1 3 (c) は、除去率変換関数 g を用いた場合の次数に対する除去率 R_g を示す図である。

【 0 1 0 3 】

図 1 3 (a) に示すように、クラッター領域、ミドルフロー領域、ハイフロー領域における各次数の内積差分値 $d P_r$ が得られた場合に、第 3 の閾値 $T H 3$ が設定される。クラッター領域の内積差分値 $d P_r$ のプロット点を ● で表し、ミドルフロー領域の内積差分値 $d P_r$ のプロット点を ○ で表し、ハイフロー領域の内積差分値 $d P_r$ のプロット点を ▲ で表す。

【 0 1 0 4 】

第 3 の閾値 $T H 3$ は、クラッター領域の内積差分値 $d P_r$ を判定するための閾値である。つまり、内積差分値 $d P_r$ が第 3 の閾値 $T H 3$ 以下の次数をクラッター領域であると推定して除去の対象とする。第 3 の閾値 $T H 3$ に対応して、図 1 3 (b) に示す内積差分値の絶対値としての内積差分値 $|d P_r|$ に対する各次数で異なるゲインの除去率変換関数 g が設定される。除去率変換関数 g のゲインは、0 ~ 1 の間で設定される。除去率変換関数 g のゲイン = 0 が除去率 0 % を示し、除去率変換関数 g のゲイン = 1 が除去率 1 0 0 % を示す。

【 0 1 0 5 】

除去率変換関数 g としては、除去率変換関数 f と同様に、図 9 (a) のステップ関数、図 9 (b) のシグモイド関数とすることができ、単調減少な関数が望ましい。

【 0 1 0 6 】

図 1 3 (a) のサンプル点の内積差分値 $d P_r$ を、図 1 3 (b) の除去率変換関数 g で変換することにより、図 1 3 (c) に示す次数に対する除去率 R_g が算出される。また、次数によって値が変化する第 2 の閾値 $T H 3$ に代えて、全次数で共通な一定値の第 3 の閾値を設定し、全次数で共通な除去率変換関数 f を設定してもよい。

【 0 1 0 7 】

図 1 2 に戻り、評価基準データ記憶部 7 3 3 A は、予め設定された、第 3 の閾値に基づく除去率変換関数 g が記憶された記憶部である。評価基準データ記憶部 7 3 3 A は、操作

10

20

30

40

50

部 2 を介する操作者からの入力に応じて記憶される情報が適宜変更される構成としてもよい。

【 0 1 0 8 】

変換関数設定部 7 3 4 A は、制御部 9 の制御に従い、評価基準データ記憶部 7 3 3 から第 3 の閾値に基づく除去率変換関数 g を読み出し、読み出した除去率変換関数 g を設定する。

【 0 1 0 9 】

除去率演算部 7 3 5 A は、制御部 9 の制御に従い、内積差分値演算部 7 3 7 から入力された内積差分値 dPr を、変換関数設定部 7 3 4 A から入力された除去率変換関数 g により、次数ごとの除去率 Rg に変換して算出する。

10

【 0 1 1 0 】

フィルタリング部 7 3 6 は、制御部 9 の制御に従い、直交基底記憶部 7 3 2 から正規直交基底 b を読み出し、読み出した正規直交基底 b と、除去率演算部 7 3 5 A から入力された除去率 Rg と、内積値演算部 7 3 1 から入力された内積値 Pr とを用いて、式 (3) により、パケットデータ Sp_{MTIed} を算出する。また、フィルタリング部 7 3 6 は、複素ドブラー信号としてのパケットデータ Sp_{MTIed} をドブラー信号 I, Q に分解して相関演算部 7 4 に出力する。

【 0 1 1 1 】

次に、図 1 4 を参照して、本変形例における超音波診断装置 1 の MTI フィルター 7 3 A の動作を説明する。図 1 4 は、第 2 の MTI フィルタリング処理を示すフローチャートである。

20

【 0 1 1 2 】

MTI フィルター 7 3 A で実行される第 2 の MTI フィルタリング処理の各処理は、制御部 9 の制御に応じて、MTI フィルター 7 3 A の各部が各処理を実行し、制御部 9 の制御については省略する。

【 0 1 1 3 】

図 1 4 に示すように、第 2 の MTI フィルタリング処理において、ステップ S 2 1 , S 2 2 は、図 1 1 の第 1 の MTI フィルタリング処理のステップ S 1 1 , S 1 2 と同様である。また、ステップ S 2 2 では、C モード画像の 1 フレーム分の内積値 $Pr(xc, yc, i)$ が算出される。

30

【 0 1 1 4 】

そして、内積差分値演算部 7 3 7 は、ステップ S 3 2 で取得された 1 フレーム分の内積値 $Pr(xc, yc, i)$ から式 (9) により内積差分値 $dPr(xc, yc, i)$ を算出する (ステップ S 2 3)。そして、変換関数設定部 7 3 4 A は、評価基準データ記憶部 7 3 3 A から評価基準データとして、第 3 の閾値に基づく除去率変換関数 $g(dPr, i)$ を読み出す (ステップ S 2 4)。そして、変換関数設定部 7 3 4 は、ステップ S 2 4 で読み出された除去率変換関数 $g(dPr, i)$ を設定する (ステップ S 2 5)。

【 0 1 1 5 】

そして、除去率演算部 7 3 5 A は、ステップ S 2 3 で算出された内積差分値 $dPr(xc, yc, i)$ を、ステップ S 2 5 で設定された除去率変換関数 $g(dPr, i)$ により、次数ごとの除去率 $Rg(xc, yc, i)$ に変換して算出する (ステップ S 2 6)。そして、フィルタリング部 7 3 6 は、ステップ S 2 2 で算出された内積値 $Pr(xc, yc, i)$ に、ステップ S 2 6 で算出された除去率 $Rg(xc, yc, i)$ を乗算する (ステップ S 2 7)。

40

【 0 1 1 6 】

ステップ S 2 8 , S 2 9 は、図 1 1 の第 1 の MTI フィルタリング処理のステップ S 1 7 , S 1 8 と同様である。

【 0 1 1 7 】

以上、本変形例によれば、超音波診断装置 1 は、C モード画像の中心点の各次数の内積値と当該中心点の周辺領域の各次数の内積値との各次数の内積差分値 dPr を算出する内

50

積差分値演算部 737 を備える。変換関数設定部 734 A は、内積差分値 dPr を、クラッター成分を除去する除去率 Rg に変換するための除去率変換関数 g を設定する。除去率演算部 735 A は、算出された各次数の内積差分値 dPr を設定された除去率変換関数 g により各次数の除去率 Rg に変換する。

【0118】

クラッターは大域的な、血流は局所的な傾向があり、内積差分値を求めることで大域情報であるクラッターであるか、局所情報である血流であるかの判別が可能となる。このため、周辺をみることで血流と血流以外の違いをみることで、クラッターをより効果的に除去できる。

【0119】

10

(第2の変形例)

図15、図16を参照して、上記第1の実施の形態の第2の変形例を説明する。先ず、図15を参照して、本変形例の装置構成を説明する。図15は、MTIフィルター73Bの機能構成を示すブロック図である。

【0120】

本変形例の装置構成として、上記第1の実施の形態の超音波診断装置1を用いるものとする。ただし、MTIフィルター73を、図15に示すMTIフィルター73Bに代えた構成とする。このため、主として上記第1の実施の形態、第1の変形例と異なる部分を説明し、同じ部分には同じ符号を付して、その説明を省略する。

【0121】

20

図15に示すように、MTIフィルター73Aは、内積値演算部731と、直交基底記憶部732と、内積差分値演算部737と、評価基準データ記憶部733Bと、変換関数設定部734と、変換関数設定部734Aと、除去率算出部としての除去率演算部735Bと、フィルタリング部736と、を有する。

【0122】

内積値演算部731は、例えば、Cモード画像の1フレーム内の各サンプル点(画素)における各次数 k ($k = 0, 1, \dots, n-1$) の内積値 Pr を算出するが、当該1フレーム分の内積値 Pr を算出するものとする。

【0123】

図12に戻り、評価基準データ記憶部733Bは、予め設定された、第1の閾値と、第2の閾値に基づく除去率変換関数 f と、第3の閾値に基づく除去率変換関数 g と、が記憶された記憶部である。評価基準データ記憶部733Bは、操作部2を介する操作者からの入力に応じて記憶される情報が適宜変更される構成としてもよい。

30

【0124】

除去率演算部735Bは、制御部9の制御に従い、内積値演算部731から入力された内積値 $|Pr|$ を、変換関数設定部734から入力された除去率変換関数 f により、次数ごとの除去率 Rf に変換して算出し、内積差分値演算部737から入力された内積差分値 dPr を、変換関数設定部734Aから入力された除去率変換関数 g により、次数ごとの除去率 Rg に変換して算出する。また、除去率演算部735Bは、算出した除去率 Rf 及び除去率 Rg から除去率 R を算出する。除去率 R は、例えば、除去率 Rf 及び除去率 Rg の平均値や最大値である。ただし、除去率 Rf 及び除去率 Rg の最大値の方が比較的よい効果が得られると思われる。

40

【0125】

フィルタリング部736は、制御部9の制御に従い、直交基底記憶部732から正規直交基底 b を読み出し、読み出した正規直交基底 b と、除去率演算部735Bから入力された除去率 R と、内積値演算部731から入力された内積値 Pr とを用いて、式(3)により、パケットデータ Sp_{MTIed} を算出する。また、フィルタリング部736は、複素ドブラー信号としてのパケットデータ Sp_{MTIed} をドブラー信号 I, Q に分解して相関演算部74に出力する。

【0126】

50

次に、図 16 を参照して、本変形例における超音波診断装置 1 の M T I フィルター 7 3 B の動作を説明する。図 16 は、第 3 の M T I フィルタリング処理を示すフローチャートである。

【 0 1 2 7 】

M T I フィルター 7 3 B で実行される第 3 の M T I フィルタリング処理の各処理は、制御部 9 の制御に応じて、M T I フィルター 7 3 B の各部が各処理を実行し、制御部 9 の制御については省略する。

【 0 1 2 8 】

図 16 に示すように、第 3 の M T I フィルタリング処理において、ステップ S 3 1 ~ S 3 5 は、図 1 1 の第 1 の M T I フィルタリング処理のステップ S 1 1 ~ S 1 5 と同様である。また、ステップ S 3 2 では、C モード画像の 1 フレーム分の内積値 $Pr(xc, yc, i)$ が算出される。ステップ S 3 6 ~ S 3 9 は、図 1 4 の第 2 の M T I フィルタリング処理のステップ S 2 3 ~ S 2 6 と同様である。ステップ S 3 5 , S 3 9 の実行の主体は、除去率演算部 7 3 5 B である。

【 0 1 2 9 】

そして、除去率演算部 7 3 5 B は、ステップ S 3 5 で算出された除去率 $Rf(xc, yc, i)$ と、ステップ S 3 9 で算出された除去率 $Rg(xc, yc, i)$ と、の最大値又は平均値を、除去率 $R(xc, yc, i)$ として算出する(ステップ S 4 0)。そして、フィルタリング部 7 3 6 は、ステップ S 3 2 で算出された内積値 $Pr(xc, yc, i)$ に、ステップ S 4 0 で算出された除去率 $R(xc, yc, i)$ を乗算する(ステップ S 4 1)。

【 0 1 3 0 】

ステップ S 4 2 , S 4 3 は、図 1 1 の第 1 の M T I フィルタリング処理のステップ S 1 7 , S 1 8 と同様である。

【 0 1 3 1 】

以上、本変形例によれば、変換関数設定部 7 3 4 , 7 3 4 A は、内積値 Pr を、クラッター成分を除去する除去率 Rf に変換するための除去率変換関数 f と、内積差分値 dPr を、クラッター成分を除去する除去率 Rg に変換するための除去率変換関数 g とを設定する。除去率演算部 7 3 5 B は、算出された各次数の内積値 Pr を設定された除去率変換関数 f により各次数の除去率 Rf に変換し、算出された各次数の内積差分値 dPr を設定された除去率変換関数 g により各次数の除去率 Rg に変換し、除去率 Rf 及び除去率 Rg から除去率 R を算出する。このため、内積値によりシステムノイズを効果的に除去できると、内積差分値によりクラッターを効果的に除去できるとの両方の効果を得ることができる。

【 0 1 3 2 】

また、除去率演算部 7 3 5 B は、各次数の除去率 Rf 及び各次数の除去率 Rg のうちの最大値を各次数の除去率 R とする。このため、システムノイズ、クラッターをより効果的に除去できる。

【 0 1 3 3 】

(第 2 の実施の形態)

図 1 7 ~ 図 1 9 を参照して、本発明に係る第 2 の実施の形態を説明する。まず、図 1 7 、図 1 8 を参照して、本実施の形態の装置構成を説明する。図 1 7 は、C モード画像生成部 7 C の機能構成を示すブロック図である。図 1 8 は、合成比率設定部 7 9 の機能構成を示すブロック図である。

【 0 1 3 4 】

本変形例の装置構成として、上記第 1 の実施の形態の超音波診断装置 1 を用いるものとする。ただし、C モード画像生成部 7 を、図 1 7 に示す C モード画像生成部 7 C に代えた構成とする。このため、主として上記第 1 の実施の形態と異なる部分を説明し、同じ部分には同じ符号を付して、その説明を省略する。

【 0 1 3 5 】

ここで、図 1 7 を参照して、C モード画像生成部 7 C の内部構成を説明する。図 1 7 に

10

20

30

40

50

示すように、Cモード画像生成部7は、直交検波回路71と、コーナータン制御部72と、MTIフィルタ73Cと、相関演算部74と、データ変換部75と、ノイズ除去空間フィルタ部76と、フレーム間フィルタ77と、Cモード画像変換部78と、合成比率設定部79と、を有する。

【0136】

MTIフィルタ73Cは、上記第1の実施の形態、第1、第2の変形例のMTIフィルタ73, 73A, 73Bのような内積値Prを使用せず、正規直交基底を利用する通常のMTIフィルタである。また、MTIフィルタ73Cは、正規直交基底を利用しないMTIフィルタとしてもよい。MTIフィルタ73Cは、制御部9の制御に従い、コーナータン制御部72から入力されたドプラー信号I, Qをフィルタリングしてクラッター成分を除去する。

10

【0137】

合成比率設定部79は、制御部9の制御に従い、コーナータン制御部72から入力されたドプラー信号I, Q(パケットデータSp)から、Bモード画像及びCモード画像の合成におけるBモード画像の合成比率 α (0~1)を算出して表示処理部8に出力する。Cモード画像の合成比率は、(1 - α)となる。合成比率 α は、ROI(Cモード画像)内の空間位置(x_c, y_c)ごとに設定される比率である。

【0138】

図18に示すように、合成比率設定部79は、内積値算出部としての内積値演算部791と、直交基底記憶部792と、評価基準データ記憶部793と、変換関数設定部794と、除去率算出部としての除去率演算部795と、合成比率算出部としての合成比率演算部796と、を有する。

20

【0139】

内積値演算部791、直交基底記憶部792、評価基準データ記憶部793、変換関数設定部794、除去率演算部795は、第1の実施の形態の内積値演算部731、直交基底記憶部732、評価基準データ記憶部733、変換関数設定部734、除去率演算部735と同様である。

【0140】

合成比率演算部796は、制御部9の制御に従い、除去率演算部795から入力された除去率Rfから、Cモード画像の空間位置のBモード画像の合成比率 α を算出する。

30

【0141】

パケットデータに含まれるクラッターが多そうな位置には血流画像を重ねず、Bモード画像を提示した方が操作者の視認性が良くなる(α を高くする)。また、クラッターノイズを血流と思いこむ誤認識を減らすことができる。

【0142】

パケットデータに含まれるクラッターが多そうな位置を判断する指標を、本実施の形態ではパケットデータに対して取得された全ての次数の除去率から導き出す。例えば、全ての次数の平均除去率を求め、平均除去率を α とする。つまり平均除去率が高い場合は、クラッターと判定された次数が多いことを示しており、結果的に合成比率 α が高くなり、Bモード画像の比率が大きくなるため、操作者はクラッターを視認することがなくなる。

40

【0143】

表示処理部8は、Bモードが選択されている場合に、Bモード画像生成部5で生成されたBモード画像データのBモード画像を表示画像データ中に含めて表示部12に出力する。また、表示処理部8は、Cモードが選択されている場合に、Bモード画像生成部5で生成されたBモード画像に、合成比率演算部796から入力された空間位置ごとの合成比率 α を空間位置ごとに乗算し、Cモード画像生成部7Cで生成されたCモード画像に、空間位置ごとの合成比率(1 - α)を空間位置ごとに乗算する。また、表示処理部8は、合成比率 α , (1 - α)が乗算されたBモード画像及びCモード画像を合成して合成画像データを生成し、これを表示画像データ中に含めて表示部12に出力する。

【0144】

50

次に、図 19 を参照して、本実施の形態における超音波診断装置 1 の合成比率演算部 796 の動作を説明する。図 19 は、合成比率算出処理を示すフローチャートである。

【0145】

合成比率設定部 79 で実行される合成比率算出処理の各処理は、制御部 9 の制御に応じて、合成比率設定部 79 の各部が各処理を実行し、制御部 9 の制御については省略する。

【0146】

図 19 に示すように、合成比率算出処理において、ステップ S51 ~ S55 は、図 11 の第 1 の MTI フィルタリング処理のステップ S11 ~ S15 と同様である。また、ステップ S51 ~ S55 の実行の主体は、それぞれ、内積値演算部 791、内積値演算部 791、変換関数設定部 794、変換関数設定部 794、除去率演算部 795 である。

10

【0147】

そして、合成比率演算部 796 は、除去率演算部 795 から入力された除去率 R_f から、C モード画像の空間位置の合成比率 α を算出し、算出した合成比率 α を表示処理部 8 へ出力し（ステップ S56）、合成比率算出処理を終了する。

【0148】

以上、本実施の形態によれば、送信部 3 は、超音波探触子 101 に B モード画像用及び C モード画像用の駆動信号を出力する。受信部 4 は、超音波探触子 101 から B モード画像用及び C モード画像用の受信信号を取得する。超音波診断装置 1 は、C モード画像用の受信信号の PACKET データと正規直交基底 b^H との各次数の内積値 P_r を算出する内積値演算部 731 と、各次数の除去率 R_f から C モード画像に対する B モード画像の合成比率 α を算出する合成比率演算部 796 と、PACKET データから C モード画像データを生成する C モード画像変換部 78 と、B モード画像用の受信信号から B モード画像データを生成する B モード画像生成部 5 と、を備える。表示処理部 8 は、算出された合成比率 α に応じて、B モード画像データ及び C モード画像データを合成して合成画像データを生成し、合成画像データの合成画像を表示部 12 に表示する。

20

【0149】

このため、血流以外（クラッター、システムノイズ）の表示を抑え、血流の視認性を向上でき、誤診を防ぐことができる。

【0150】

なお、上記実施の形態における記述は、本発明に係る好適な超音波診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。例えば、上記実施の形態、変形例及び下記の構成の少なくとも 2 つを適宜組み合わせる構成としてもよい。具体的には、例えば、第 2 の実施の形態において、第 1 の変形例の除去率 R_g に基づいて合成比率 α を生成する構成や、第 2 の変形例の除去率 R に基づいて合成比率 α を生成する構成としてもよい。

30

【0151】

また、上記実施の形態、変形例では、超音波診断装置 1 において、B モード画像データ、合成画像データなどの画像データを表示部 12 に表示する構成を説明したが、これに限定されるものではなく、B モード画像データ、合成画像データなどの画像データを記憶部 11 に記憶することとしてもよい。

【0152】

また、以上の実施の形態における超音波診断装置 1 を構成する各部の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

40

【符号の説明】

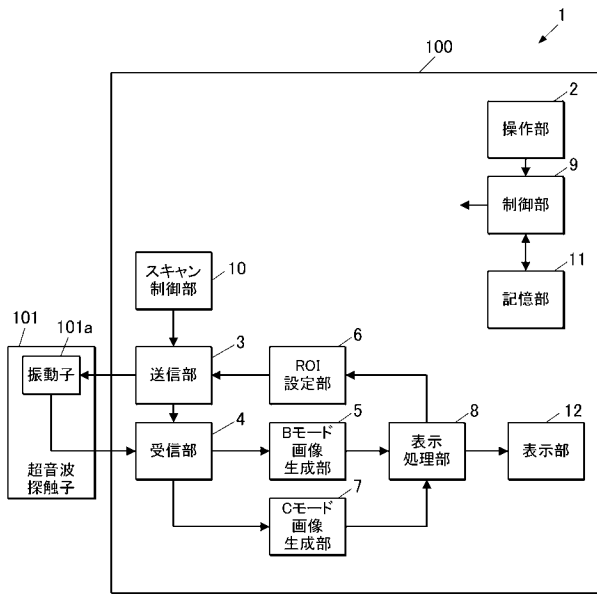
【0153】

- 1 超音波診断装置
- 100 超音波診断装置本体
- 2 操作部
- 3 送信部
- 4 受信部
- 5 B モード画像生成部

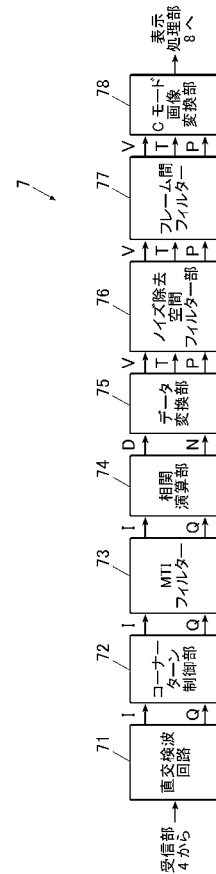
50

6	ROI 設定部	
7	C モード画像生成部	
7 1	直交検波回路	
7 2	コーナーターン制御部	
7 3	7 3 A, 7 3 B, 7 3 C	MTI フィルター
7 3 1	7 9 1	内積値演算部
7 3 2	7 9 2	直交基底記憶部
7 3 3	7 3 3 A, 7 3 3 B, 7 9 3	評価基準データ記憶部
7 3 4	7 3 4 A, 7 9 4	変換関数設定部
7 3 5	7 3 5 A, 7 3 5 B, 7 9 5	除去率演算部
7 3 6		フィルタリング部
7 3 7		内積差分値演算部
7 4		相関演算部
7 5		データ変換部
7 6		ノイズ除去空間フィルター部
7 7		フレーム間フィルター
7 8		C モード画像変換部
7 9		合成比率設定部
7 9 6		合成比率演算部
8		表示処理部
9		制御部
1 0		スキャン制御部
1 1		記憶部
1 2		表示部
1 0 1		超音波探触子
1 0 1 a		振動子

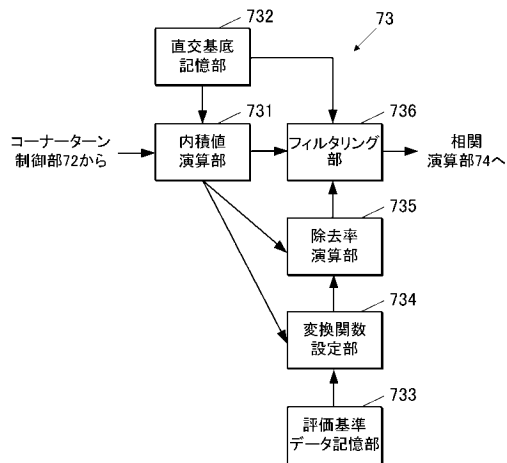
【図 1】



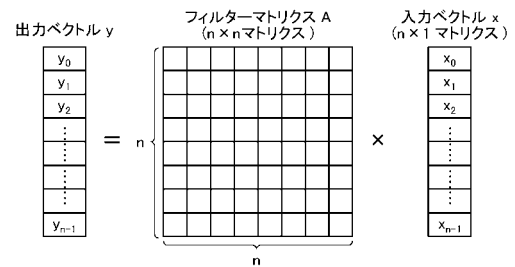
【図 2】



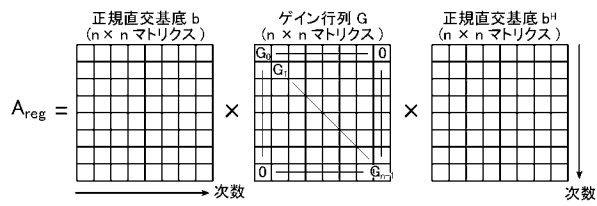
【図 3】



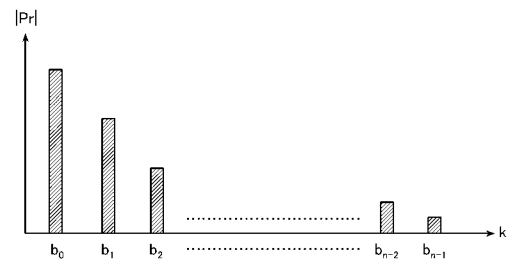
【図 4】



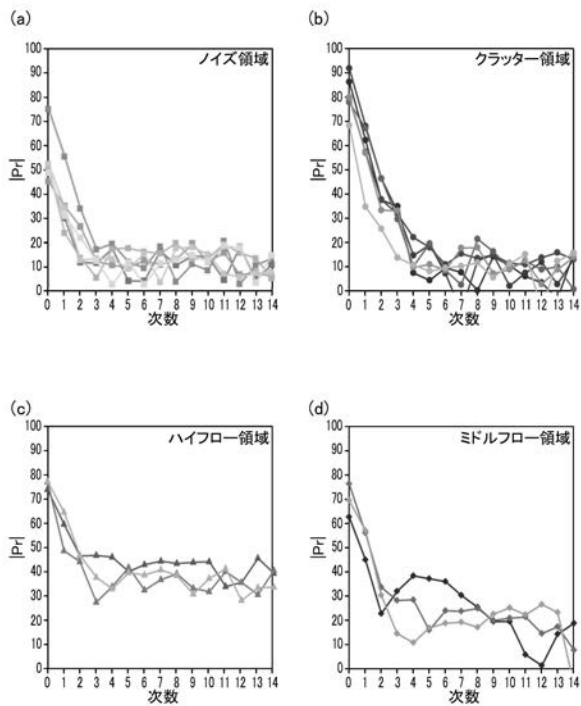
【図 5】



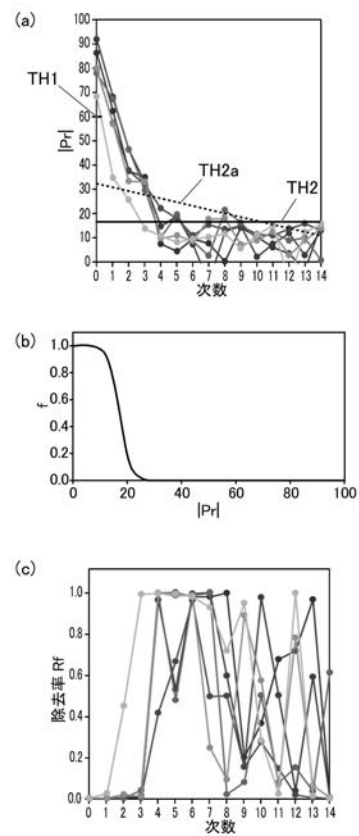
【図 6】



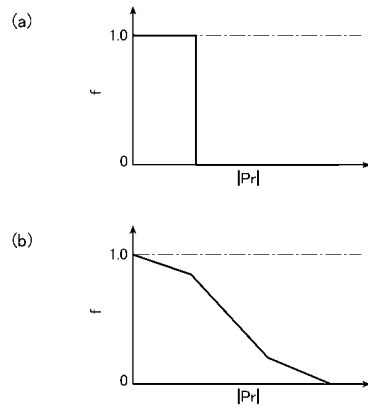
【図 7】



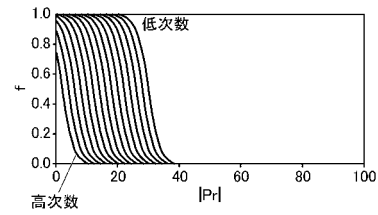
【図 8】



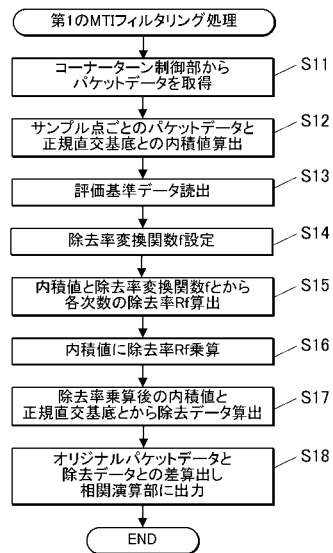
【図 9】



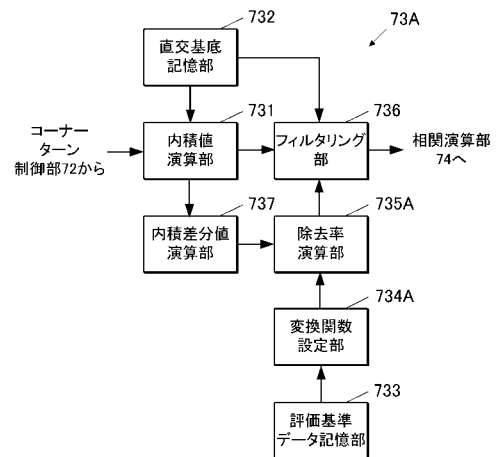
【図 10】



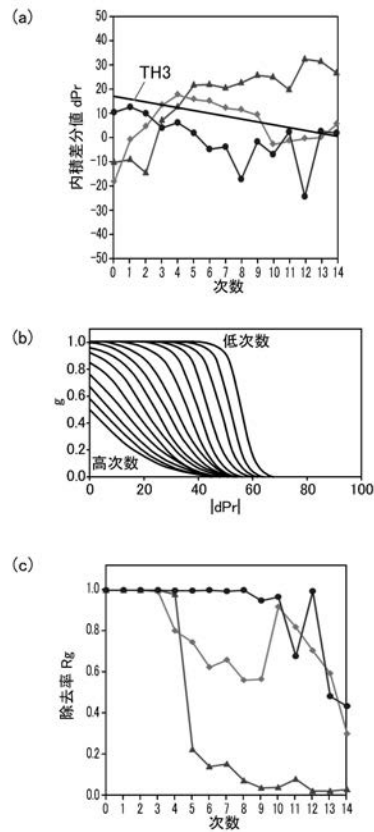
【図 11】



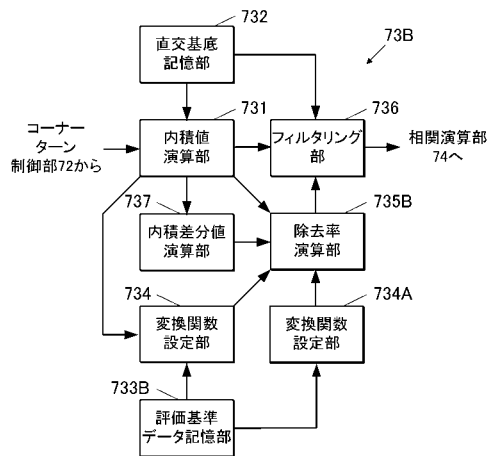
【図 12】



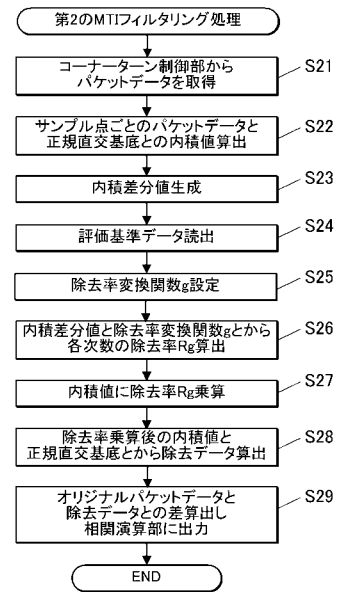
【図 13】



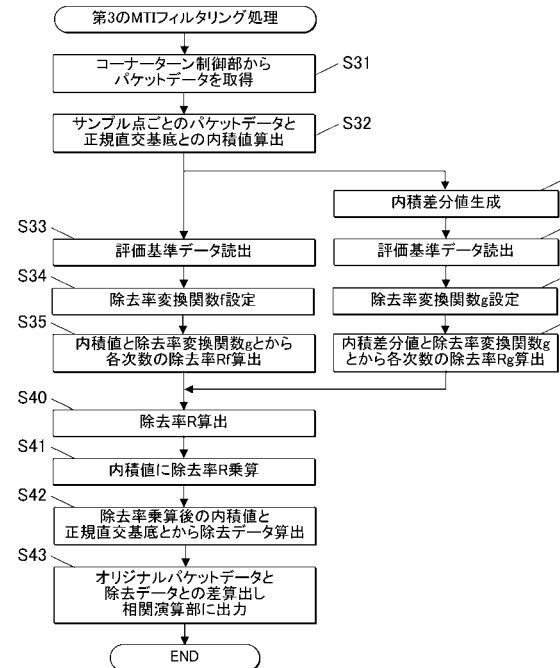
【図 15】



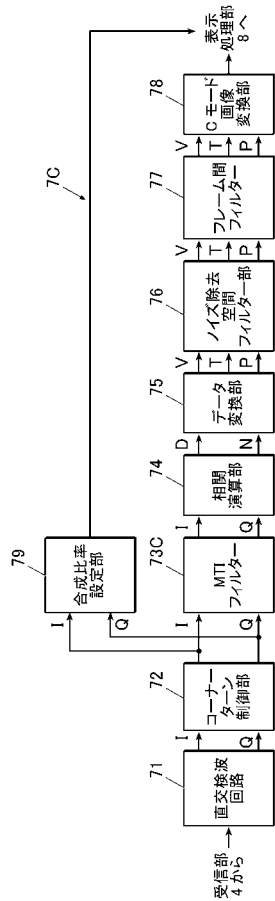
【図 14】



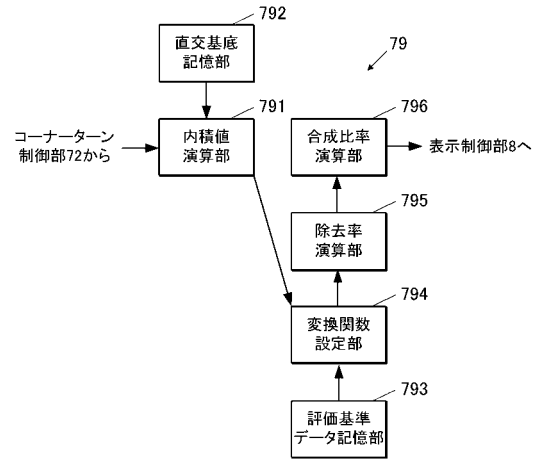
【図 16】



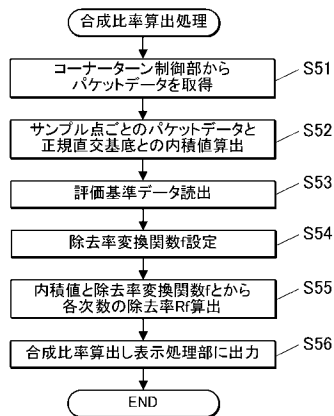
【図 17】



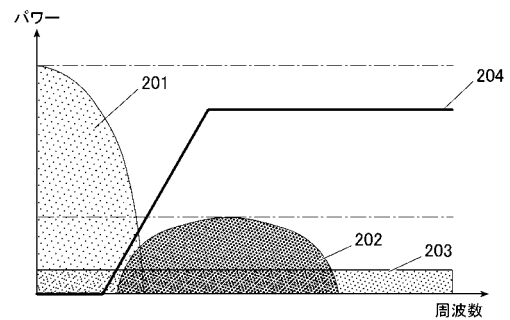
【図 18】



【図 19】



【図 20】



专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波画像生成方法		
公开(公告)号	JP2018187126A	公开(公告)日	2018-11-29
申请号	JP2017092723	申请日	2017-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	武田義浩		
发明人	武田 義浩		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5215 A61B8/06 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/5269 G01S7/52077 G01S15/8977		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE13 4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/JB30 4C601/JB33 4C601/JB34		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：自适应地改变分组数据的MTI滤波特性并优化血流信号的S/N.超声波诊断装置包括：发送单元，其将用于C模式图像的驱动信号输出到发送和接收超声波的超声波探头；接收单元，其从超声波探头获取接收信号，内积值计算单元731，用于计算接收信号和第一标准正交基的每个分组数据的内积值，以及用于将内积值转换为去除杂波分量的去除率的变换函数转换功能设定单元734，其通过所述一组转换函数所计算出的内积值的每个订单的去除速率转换去除率计算单元735，以除去C模式图像的信号分量按照每个订单的去除率包括处理单元，用于产生图像数据。

