

(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2019-80780
(P2019-80780A)

(43) 公開日 令和1年5月30日(2019.5.30)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 8 / 1 4 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 8 / 1 4 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 22 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2017-210313 (P2017-210313) (22) 出願日 平成29年10月31日 (2017.10.31)</p>	<p>(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 EE04 EE14 JB30 JB33 JC04 JC16 JC21 KK12 KK19 KK24</p>
---	--

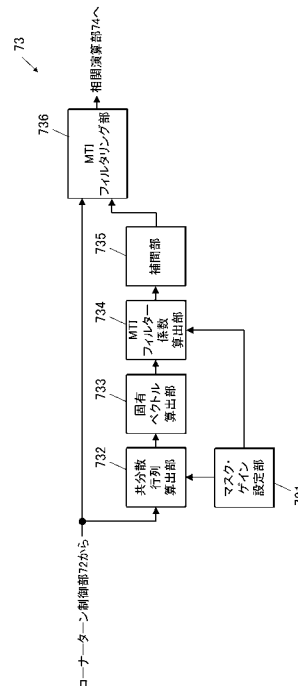
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像生成方法及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】固有ベクトルを用いた適応型MTIフィルターにおいて、計算コストを削減するとともに、高いクラッター除去性能を保持することである。

【解決手段】超音波診断装置は、Cモード画像用の受信信号のケットデータのフレームにマスクを設定するマスク・ゲイン設定部731と、各マスクに含まれる複数のケットデータから共分散行列を算出する共分散行列算出部732と、各マスクの固有ベクトルを算出する固有ベクトル算出部733と、各マスクのケットデータに対するフィルター係数を算出するMTIフィルター係数算出部734と、各マスクのケットデータに対するフィルター係数を補間して、フレームの各位置のケットデータに対するフィルター係数を算出する補間部735と、各位置のフィルター係数を用いて、各位置のケットデータをフィルタリングするMTIフィルタリング部736と、Cモード画像データを生成する画像生成部と、を備える。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

Cモード画像用の駆動信号を生成し、超音波を送受信する超音波探触子に出力する送信部と、

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 packets データのフレームに少なくとも1つのマスクを設定するマスク設定部と、

前記受信信号の前記各マスクに含まれる複数の packets データから共分散行列を算出する共分散行列算出部と、

前記算出された共分散行列から前記各マスクの固有ベクトルを算出する固有ベクトル算出部と、

前記算出された固有ベクトルとゲイン行列とを用いて、前記各マスクの packets データに対するフィルタ係数を算出するフィルタ係数算出部と、

前記算出された各マスクの packets データに対するフィルタ係数を補間して、前記フレームの各位置の packets データに対するフィルタ係数を算出する補間部と、

前記算出された前記各位置のフィルタ係数を用いて、当該各位置の packets データをフィルタリングするフィルタリング部と、

前記フィルタリングされた packets データから Cモード画像データを生成する画像生成部と、を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

マスクに関する情報を指定するための第1の指定情報の入力を受け付ける第1の操作部を備え、

前記マスク設定部は、前記入力された第1の指定情報に対応するマスクに関する情報に応じてマスクを設定する請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記設定されるマスクを表示部に表示する表示制御部を備える請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記マスクに関する情報は、マスクの間隔、数及びサイズの少なくとも1つである請求項2又は3に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記第1の指定情報は、クラッター除去の強さ及びフレームレートの少なくとも1つである請求項2から4のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

ゲイン行列を指定するための第2の指定情報の入力を受け付ける第2の操作部と、

前記入力された第2の指定情報に対応するゲイン行列を設定するゲイン設定部と、を備え、

前記フィルタ係数算出部は、前記算出された固有ベクトルと前記設定されたゲイン行列とを用いて、前記各マスクのフィルタ係数を算出する請求項1から5のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記第2の指定情報は、クラッター除去の強さである請求項6に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

Cモード画像用の駆動信号を生成し、超音波を送受信する超音波探触子に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 packets データのフレームに少なくとも1つのマスクを設定するマスク設定工程と、

前記受信信号の前記各マスクに含まれる複数の packets データから共分散行列を算出する

50

る共分散行列算出工程と、

前記算出された共分散行列から前記各マスクの固有ベクトルを算出する固有ベクトル算出工程と、

前記算出された固有ベクトルとゲイン行列とを用いて、前記各マスクのパケットデータに対するフィルター係数を算出するフィルター係数算出工程と、

前記算出された各マスクのパケットデータに対するフィルター係数を補間して、前記フレームの各位置のパケットデータに対するフィルター係数を算出する補間工程と、

前記算出された前記各位置のフィルター係数を用いて、当該各位置のパケットデータをフィルタリングするフィルタリング工程と、

前記フィルタリングされたパケットデータからCモード画像データを生成する画像生成工程と、を含む超音波画像生成方法。

10

【請求項9】

コンピューターを、

Cモード画像用の駆動信号を生成し、超音波を送受信する超音波探触子に出力する送信部、

前記超音波探触子から受信信号を取得する受信部、

前記受信信号のパケットデータのフレームに少なくとも1つのマスクを設定するマスク設定部、

前記受信信号の前記各マスクに含まれる複数のパケットデータから共分散行列を算出する共分散行列算出部、

20

前記算出された共分散行列から前記各マスクの固有ベクトルを算出する固有ベクトル算出部、

前記算出された固有ベクトルとゲイン行列とを用いて、前記各マスクのパケットデータに対するフィルター係数を算出するフィルター係数算出部、

前記算出された各マスクのパケットデータに対するフィルター係数を補間して、前記フレームの各位置のパケットデータに対するフィルター係数を算出する補間部、

前記算出された前記各位置のフィルター係数を用いて、当該各位置のパケットデータをフィルタリングするフィルタリング部、

前記フィルタリングされたパケットデータからCモード画像データを生成する画像生成部、

30

として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、超音波画像生成方法及びプログラムに関する。

【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った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。

40

【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の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12は、パケットデータ及び従来の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。

【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（パケットデータ）のパワーの周波数特性をとる。すると、図12に

50

示すように、パケットデータは、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。

【0005】

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、ドプラ信号のうちクラッター成分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プラ偏移成分のみを抽出するハイパスフィルターである。

【0006】

また、相関行列を用いて主成分分析を行い、固有値の大きい固有ベクトルの成分をクラッター成分として近似し、パケットデータから除去することでクラッターを除去する固有ベクトル型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)。特許文献1には、血流を表示する走査範囲全体で1つの相関行列を計算し、画像全体に同一のMTIフィルターを掛ける第1の実施形態と、各処理ブロックで計算した相関行列を空間的に補間することで、固有ベクトル型MTIフィルターの係数を計算する第2の実施形態と、が記載されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2014-158698号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

従来の固有ベクトル型MTIフィルターを利用する超音波診断装置において、固有ベクトル型MTIフィルターを実行する方法として、特許文献1の第1の実施の形態のように、[1]:フレーム全体のパケットデータから相関行列を生成し、1つの固有ベクトル型MTIフィルターを実行する方法と、特許文献1の第2の実施の形態のように、[2]:各パケットデータについて相関行列を生成することで個別に固有ベクトル型MTIフィルターを生成して実行する方法と、の2つがある。

【0009】

[1]は、局所に生じているクラッター成分の推定ができず、クラッター除去性能としては不十分である場合が多い。[2]は、個別のパケットデータに対して $n \times n$ の複素相関行列を保持し、固有値分解を行い、フィルター係数を計算する必要がある。行列の固有値計算は、その計算量が行列の次元(1行当たりの要素の個数)の3乗に比例して増加する。このため、個別のパケットデータに対して $n \times n$ の複素相関行列を保持するには膨大なメモリー量が必要であり、さらにそれぞれに対して固有値分解を行うには非常に高速な演算器が必要となり、普及機での実現は不可能であり、[1]に準じた性能にならざるを得ない。

30

【0010】

また、相関関数の次元数 n は、特許文献1に記載された高フレームレート法によってCFM法を行う場合では、今後増大の傾向にあり、計算コストの効率化の要請がある。

40

【0011】

本発明の課題は、固有ベクトルを用いた適応型MTIフィルターにおいて、計算コストを削減するとともに、高いクラッター除去性能を保持することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

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、
Cモード画像用の駆動信号を生成し、超音波を送受信する超音波探触子に出力する送信部と、

前記超音波探触子から受信信号を取得する受信部と、

50

前記受信信号の PACKET データのフレームに少なくとも 1 つのマスクを設定するマスク設定部と、

前記受信信号の前記各マスクに含まれる複数の PACKET データから共分散行列を算出する共分散行列算出部と、

前記算出された共分散行列から前記各マスクの固有ベクトルを算出する固有ベクトル算出部と、

前記算出された固有ベクトルとゲイン行列とを用いて、前記各マスクの PACKET データに対するフィルタ係数を算出するフィルタ係数算出部と、

前記算出された各マスクの PACKET データに対するフィルタ係数を補間して、前記フレームの各位置の PACKET データに対するフィルタ係数を算出する補間部と、

前記算出された前記各位置のフィルタ係数を用いて、当該各位置の PACKET データをフィルタリングするフィルタリング部と、

前記フィルタリングされた PACKET データから C モード画像データを生成する画像生成部と、を備える。

【0013】

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、

マスクに関する情報を指定するための第 1 の指定情報の入力を受け付ける第 1 の操作部を備え、

前記マスク設定部は、前記入力された第 1 の指定情報に対応するマスクに関する情報に応じてマスクを設定する。

【0014】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記設定されるマスクを表示部に表示する表示制御部を備える。

【0015】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置において、

前記マスクに関する情報は、マスクの間隔、数及びサイズの少なくとも 1 つである。

【0016】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 2 から 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、

前記第 1 の指定情報は、クラッター除去の強さ及びフレームレートの少なくとも 1 つである。

【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、

ゲイン行列を指定するための第 2 の指定情報の入力を受け付ける第 2 の操作部と、

前記入力された第 2 の指定情報に対応するゲイン行列を設定するゲイン設定部と、を備え、

前記フィルタ係数算出部は、前記算出された固有ベクトルと前記設定されたゲイン行列とを用いて、前記各マスクのフィルタ係数を算出する。

【0018】

請求項 7 に記載の発明は、請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記第 2 の指定情報は、クラッター除去の強さである。

【0019】

請求項 8 に記載の発明の超音波画像生成方法は、

C モード画像用の駆動信号を生成し、超音波を送受信する超音波探触子に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 データのフレームに少なくとも 1 つのマスクを設定するマスク設定工程と、

前記受信信号の前記各マスクに含まれる複数の PACKET データから共分散行列を算出する

10

20

30

40

50

る共分散行列算出工程と、

前記算出された共分散行列から前記各マスクの固有ベクトルを算出する固有ベクトル算出工程と、

前記算出された固有ベクトルとゲイン行列とを用いて、前記各マスクのパケットデータに対するフィルター係数を算出するフィルター係数算出工程と、

前記算出された各マスクのパケットデータに対するフィルター係数を補間して、前記フレームの各位置のパケットデータに対するフィルター係数を算出する補間工程と、

前記算出された前記各位置のフィルター係数を用いて、当該各位置のパケットデータをフィルタリングするフィルタリング工程と、

前記フィルタリングされたパケットデータからCモード画像データを生成する画像生成工程と、を含む。

10

【0020】

請求項9に記載の発明のプログラムは、

コンピューターを、

Cモード画像用の駆動信号を生成し、超音波を送受信する超音波探触子に出力する送信部、

前記超音波探触子から受信信号を取得する受信部、

前記受信信号のパケットデータのフレームに少なくとも1つのマスクを設定するマスク設定部、

前記受信信号の前記各マスクに含まれる複数のパケットデータから共分散行列を算出する共分散行列算出部、

20

前記算出された共分散行列から前記各マスクの固有ベクトルを算出する固有ベクトル算出部、

前記算出された固有ベクトルとゲイン行列とを用いて、前記各マスクのパケットデータに対するフィルター係数を算出するフィルター係数算出部、

前記算出された各マスクのパケットデータに対するフィルター係数を補間して、前記フレームの各位置のパケットデータに対するフィルター係数を算出する補間部、

前記算出された前記各位置のフィルター係数を用いて、当該各位置のパケットデータをフィルタリングするフィルタリング部、

前記フィルタリングされたパケットデータからCモード画像データを生成する画像生成部、

30

として機能させる。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、固有ベクトルを用いた適応型MTIフィルターにおいて、計算コストを削減できるとともに、高いクラッター除去性能を保持できる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明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】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。

40

【図3】MTIフィルターの機能構成を示すブロック図である。

【図4】MTIフィルター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MTIフィルター係数を示す図である。

【図6】1フレームのパケットサイズnのパケットデータを示す図である。

【図7】パケットデータのフレームデータにおけるマスクの配置の一例を示す図である。

【図8】(a)は、クラッター除去テーブルの一例を示す図である。(b)は、フレームレートテーブルの一例を示す図である。

【図9】Cモード画像表示画面を示す図である。

【図10】実施の形態のMTIフィルタリング処理を示すフローチャートである。

【図11】従来のMTIフィルタリング処理を示すフローチャートである。

50

【図 1 2】パケットデータ及び従来の M T I フィルター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 3 】

添付図面を参照して、本発明に係る実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

【 0 0 2 4 】

先ず、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 フィルター 7 3 の機能構成を示すブロック図である。

10

【 0 0 2 5 】

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 6 】

超音波診断装置本体 1 0 0 は、第 1、第 2 の操作部としての操作部 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 (Region Of Interest : 関心領域) 設定部 6 と、C モード画像生成部 7 と、表示処理部 8 と、表示制御部としての制御部 9 と、記憶部 1 0 と、表示部 1 1 と、を備える。

20

【 0 0 2 7 】

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、ユーザーは、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。

【 0 0 2 8 】

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、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。

30

【 0 0 2 9 】

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。

40

【 0 0 3 0 】

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 U W B (Ultra Wide Band) などの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

50

を備える構成となることは言うまでもない。

【0031】

操作部2は、ユーザーから入力を受け取り、ユーザーの入力に基づく指令を制御部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、ユーザーが選択することができる機能を備える。そして、操作部2は、ユーザーがBモード画像上のCモード画像を表示させるROI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、ユーザーから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、dP(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。

10

【0032】

また、操作部2は、表示部11の表示画面上に設けられ、ユーザーのタッチ入力を受け付けるタッチパネルを含むものとしてもよい。

20

【0033】

送信部3は、少なくとも駆動信号を生成し、超音波探触子101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101aを有する超音波探触子101から超音波ビームを送信するための駆動信号を生成する送信処理を行い、この駆動信号に基づき超音波探触子101に対して所定のタイミングで発生する高圧の駆動信号を供給することで、超音波探触子101の振動子101aを駆動させる。これにより、超音波探触子101は、駆動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。

【0034】

送信部3は、制御部9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駆動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16など十数回)回繰り返し供給することを、ROI設定部6で設定されたROI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。

30

【0035】

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RF(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氣信号に対し、受信電氣信号を増幅して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。

40

【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】

50

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】

ROI設定部 6 は、制御部 9 の制御に従い、操作部 2 を介してユーザーから入力されたROIの指定情報に応じて、送信部 3 及び表示処理部 8 にCモード画像のROIを設定する。

10

【0040】

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 7 1 と、コーナータン制御部 7 2 と、MTIフィルター 7 3 と、相関演算部 7 4 と、データ変換部 7 5 と、ノイズ除去空間フィルター部 7 6 と、フレーム間フィルター 7 7 と、Cモード画像変換部 7 8 と、を有する。相関演算部 7 4、データ変換部 7 5、ノイズ除去空間フィルター部 7 6、フレーム間フィルター 7 7、Cモード画像変換部 7 8 は、画像生成部として機能する。

20

【0041】

直交検波回路 7 1 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。

【0042】

コーナータン制御部 7 2 は、制御部 9 の制御に従い、直交検波回路 7 1 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。

30

【0043】

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 7 3 は、制御部 9 の制御に従い、コーナータン制御部 7 2 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。

【0044】

図 3 を参照して、MTIフィルター 7 3 の内部構成を説明する。図 3 に示すように、MTIフィルター 7 3 は、マスク設定部、ゲイン設定部としてのマスク・ゲイン設定部 7 3 1 と、共分散行列算出部 7 3 2 と、固有ベクトル算出部 7 3 3 と、フィルター係数算出部としてのMTIフィルター係数算出部 7 3 4 と、補間部 7 3 5 と、フィルタリング部としてのMTIフィルタリング部 7 3 6 と、を有する。

40

【0045】

MTIフィルター 7 3 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。

【0046】

ここで、図 4 ~ 図 7 を参照して、MTIフィルター 7 3 の各部を説明する。図 4 は、MTIフィルター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MTIフィルター係数を示す図である。図 6 は、1フレームの packetsize n の packetsize データを示す図である。図 7 は、packetsize データのフレームデータ F 1 におけるマスクの配置の

50

一例を示す図である。

【 0 0 4 7 】

コーナーターン制御部 7 2 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 (パケットサイズ n) 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 $x(0)$, $x(1)$, ... , $x(n-1)$ として表される。 $x(0)$, $x(1)$, ... , $x(n-1)$ 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。

【 0 0 4 8 】

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 M T I フィルタの入出力は、次式 (1) で表される。

$$y = A x \quad \dots (1)$$

ただし、 y : M T I フィルタから出力されるパケットデータ $y(0)$, $y(1)$, ... , $y(n-1)$) を示す出力ベクトル、 A : M T I フィルタ係数 (フィルタマトリクス) ($n \times n$) 、 x : 入力データ $x(0)$, $x(1)$, ... , $x(n-1)$ を示す入力ベクトル、である。

【 0 0 4 9 】

正規直交基底を用いた M T I フィルタの M T I フィルタ係数 A は、図 5 に示すように、一般的に次式 (2) の M T I フィルタ係数 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。

【 0 0 5 0 】

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とする。

【 0 0 5 1 】

ゲイン行列 G の対角成分 G_0 , G_1 , ... , G_{n-1} は、 M T I フィルタ 7 3 の除去率に対応する。この対角成分が 0 の場合に、除去率が 1 0 0 % に対応し、対角成分が 1 の場合に、除去率が 0 % に対応する。対角成分 G_0 , G_1 , ... , G_{n-1} は、例えば、次数に応じて固有値を昇順に並べたものであり、 0 又は 1 の値からなる。対角成分 G_0 , G_1 , ... , G_{n-1} は、ランクカット数に対応する境界の次数で値が 0 と 1 とに分かれている。この構成では、 M T I フィルタ 7 3 のクラッター除去の強さが強いほど、対角成分 G_0 , G_1 , ... , G_{n-1} に 0 が多くなる。ただし、対角成分 G_0 , G_1 , ... , G_{n-1} として、 0、 1 以外に、 0 ~ 1 の数値をとる構成としてもよい。

【 0 0 5 2 】

M T I フィルタ 7 3 のクラッター除去の強さに応じて、複数パターンのゲイン行列 G のデータが記憶部 1 0 に記憶されているものとする。

【 0 0 5 3 】

固有ベクトルとしての正規直交基底 b , b^H を算出するにあたり、中心点を中心として空間的に隣接する領域をマスクとし、マスクにおけるパケットデータ群の行列 C と行列 C のエルミート転置の行列 C^H が算出される。マスクは、フレーム上の後述する共分散行列を計算する領域である。図 6 に示すように、例えば、 1 フレームのパケットサイズ n のパケットデータ Sp1 において、中心点 x_m を中心としたマスク Km が設定される。パケットデータ Sp1 において、深度方向及び音響線方向の平面が 1 フレームに対応し、当該 1 フレームの各繰り返し番号の平面が時間方向に n 個並んでいる。また、パケットデータ Sp1 は、パケットサイズ n 個のフレームデータ F 1 0 ~ F 1 (n - 1) を有する。

【 0 0 5 4 】

マスク Km は、空間的に隣接する入力データ x_0 , x_1 , ... , x_M がパケットサイズ分含まれる。図 6 では、 1 つのマスク Km を代表的に示している。また、マスク Km の中心位置は、 x_m に対応する位置である。マスク Km のパケットデータ群の行列 C は、次式 (3) によ

10

20

30

40

50

り算出される。

【数 1】

$$C = \frac{1}{\sqrt{M}} \begin{bmatrix} x_1(0) & \cdots & x_M(0) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_1(n-1) & \cdots & x_M(n-1) \end{bmatrix} \quad \dots (3)$$

ただし、M：マスク内の点の数、n：パケットサイズ、入力データ x の括弧内の数字：繰り返し数の番号、である。マスク Km のパケットデータ群の行列 C は、n × M の行列である。

【0055】

実際には、図 7 に示すように、パケットデータの 1 つのフレームデータ F 1 において、複数のマスク、例えば、マスク K 1 ~ K 1024 が設定される。1 つのフレームにおけるマスクの間隔、数、サイズは、任意に設定される。例えば、フレームデータ F 1 のフレームにおいて、音響線方向のサンプル数（ライン数）が 128 であり、深度方向のサンプル数が 768 であり、マスクの数が 1024 である。図 7 のパケットデータのパケットサイズは、例えば、16 であるものとする。

10

【0056】

マスク・ゲイン設定部 731 は、制御部 9 の制御に従い、パケットデータにおける 1 フレームのマスクの間隔、数、サイズを共分散行列算出部 732 に設定し、クラッター除去の強さに応じたゲイン行列 G を MTI フィルター係数算出部 734 に設定する。マスク・ゲイン設定部 731 は、具体的には、後述するクラッター除去テーブル 110、フレームレートテーブル 120 及びユーザーの操作に応じて、マスクの間隔、数、サイズを設定する。また、マスク・ゲイン設定部 731 は、具体的には、クラッター除去テーブル 110 及びユーザーの操作に応じて、ゲイン行列 G を設定する。

20

【0057】

共分散行列算出部 732 は、制御部 9 の制御に従い、コーナーターン制御部 72 から入力されたパケットデータから、マスク・ゲイン設定部 731 により設定された間隔、数、サイズの各マスク（の中心位置）のパケットデータ群の行列 C、C^H を算出し、算出した各マスクのパケットデータ群の行列 C、C^H から共分散行列 R を次式（4）により算出する。

$$R = C \times C^H \quad \dots (4)$$

30

【0058】

固有ベクトル算出部 733 は、制御部 9 の制御に従い、共分散行列算出部 732 から入力される各マスク（の中心位置）の共分散行列 R から、R b = b（ただし、b = 0、はスカラー）を満たす各マスクの固有ベクトル b 及び固有ベクトル b のエルミート転置の固有ベクトル b^H（正規直交基底 b、b^H）を算出する。

【0059】

MTI フィルター係数算出部 734 は、制御部 9 の制御に従い、マスク・ゲイン設定部 731 から入力されるゲイン行列 G と、固有ベクトル算出部 733 から入力される各マスク（の中心位置）の固有ベクトル b、b^H とから、式（2）により、MTI フィルター 73 の各マスク（の中心位置）のフィルター係数（MTI フィルター係数 A）を算出する。

40

【0060】

補間部 735 は、制御部 9 の制御に従い、MTI フィルター係数算出部 734 で算出された各マスクの中心位置の MTI フィルター係数 A に、線形補間、キュービック補間などの補間処理を施すことにより、コーナーターン制御部 72 から入力されたパケットデータのフレームの各位置（画素）の MTI フィルター係数 A を算出する。

【0061】

MTI フィルタリング部 736 は、制御部 9 の制御に従い、コーナーターン制御部 72 から入力されたパケットデータ x と、ゲイン行列 G と、を用いて、式（1）により、複素ドブラー信号としてのパケットデータ y を算出し、算出したパケットデータ y をドブラー信号 I、Q として関連演算部 74 に出力する。

50

【 0 0 6 2 】

図 2 に戻り、相関演算部 7 4 は、制御部 9 の制御に従い、MTI フィルター 7 3 によりフィルタリングされたドプラー信号 I , Q (複素ドプラー信号 z) から、次式 (5) のドプ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 2 】

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

【 0 0 6 3 】

データ変換部 7 5 は、制御部 9 の制御に従い、MTI フィルター 7 3 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 7 5 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。

【 数 3 】

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

【 0 0 6 4 】

また、データ変換部 7 5 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 4 】

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

【 0 0 6 5 】

また、データ変換部 7 5 は、次式 (8) 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、位相差ベクトルの大きさとパワーとの比 (ただし、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 5 】

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

【 0 0 6 6 】

ノイズ除去空間フィルター部 7 6 は、データ変換部 7 5 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ー部 7 6 は、キーホールフィルター、空間フィルター (いずれも図示略) を有する。

【 0 0 6 7 】

キーホールフィルターは、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ーは、データ変換部 7 5 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ーは、データ変換部 7 5 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。

【 0 0 6 8 】

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ーは、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

10

20

30

40

50

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。

【0069】

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。

10

【0070】

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、フレーム間の变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。

【0071】

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をカラーマッピングして、Cモード画像データに変換して生成する。

【0072】

図1に戻り、表示処理部8は、表示部11に表示させる表示画像データを構築し、表示部11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。

20

【0073】

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ー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。

30

【0074】

記憶部10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)、後述するクラッター除去テーブル110、フレームレートテーブル120、ゲイン行列、フレームレートなどを記憶する。

40

【0075】

表示部11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ーである。

【0076】

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

50

L S I (Large Scale Integration) であり、L S I は集積度の違いにより、I C (Integrated Circuit)、システム L S I、スーパー L S I、ウルトラ L S I と呼称されることもある。また、集積回路化の手法は L S I 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、F P G A (Field Programmable Gate Array) や L S I 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 R O M 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。

【 0 0 7 7 】

次に、図 8 (a)、図 8 (b) を参照して、記憶部 1 0 に記憶されるクラッター除去テーブル 1 1 0、フレームレートテーブル 1 2 0 を説明する。図 8 (a) は、クラッター除去テーブル 1 1 0 の一例を示す図である。図 8 (b) は、フレームレートテーブル 1 2 0 の一例を示す図である。

【 0 0 7 8 】

図 8 (a) に示すように、クラッター除去テーブル 1 1 0 は、U I (User Interface) 表示番号 1 1 1 と、マスク間隔 1 1 2 と、マスク数 1 1 3 と、マスクサイズ 1 1 4 と、クラッター除去の強さ 1 1 5 と、のカラムを有する。

【 0 0 7 9 】

U I 表示番号 1 1 1 は、M T I フィルター 7 3 のクラッター除去の強さを段階的に示す識別番号であり、後述する表示されるクラッター除去選択領域 1 3 2 における選択表示番号となる。マスク間隔 1 1 2 は、U I 表示番号 1 1 1 に対応する 1 フレーム内のマスクの間隔である。マスク数 1 1 3 は、U I 表示番号 1 1 1 に対応する 1 フレーム内のマスクの数である。マスクサイズ 1 1 4 は、U I 表示番号 1 1 1 に対応する 1 フレーム内のマスクのサイズである。クラッター除去の強さ 1 1 5 は、U I 表示番号 1 1 1 に対応するクラッター除去の強さを示す情報である。また、クラッター除去の強さ 1 1 5 のそれぞれのレコードに対応するゲイン行列 G が記憶部 1 0 に記憶されているものとする。

【 0 0 8 0 】

マスクの設定には、マスク間隔 1 1 2、マスク数 1 1 3 及びマスクサイズ 1 1 4 の情報が使用される。図 8 (a) の例では、マスク間隔 1 1 2 が、広い、中、狭いであり、マスク数 1 1 3 が、多、中、高であり、マスクサイズ 1 1 4 が、大きい、中、小さいであり、抽象的に表現されているが、例えばそれぞれのカラムのレコードに予め設定された数値が格納されてもよい。

【 0 0 8 1 】

また、ゲイン行列 G の設定には、クラッター除去の強さ 1 1 5 の情報が使用される。図 8 (a) の例では、クラッター除去の強さ 1 1 5 が、弱い、中、強であり、抽象的に表現されているが、例えば各レコードに予め設定された数値が格納されてもよい。

【 0 0 8 2 】

図 8 (b) に示すように、フレームレートテーブル 1 2 0 は、U I 表示番号 1 2 1 と、マスク間隔 1 2 2 と、マスク数 1 2 3 と、マスクサイズ 1 2 4 と、フレームレート 1 2 5 と、のカラムを有する。

【 0 0 8 3 】

U I 表示番号 1 2 1 は、C モード画像のフレームレートを段階的に示す識別番号であり、後述する表示されるフレームレート選択領域 1 3 3 における選択表示番号となる。マスク間隔 1 2 2 は、U I 表示番号 1 2 1 に対応する 1 フレーム内のマスクの間隔である。マスク数 1 2 3 は、U I 表示番号 1 2 1 に対応する 1 フレーム内のマスクの数である。マスクサイズ 1 2 4 は、U I 表示番号 1 2 1 に対応する 1 フレーム内のマスクのサイズである。フレームレート 1 2 5 は、U I 表示番号 1 2 1 に対応するフレームレートを示す情報である。また、フレームレート 1 2 5 のそれぞれのレコードに対応するフレームレートの数値が記憶部 1 0 に記憶されているものとする。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 4 】

マスクの設定には、マスク間隔 1 2 2、マスク数 1 2 3 及びマスクサイズ 1 2 4 の情報が使用される。図 8 (b) の例では、マスク間隔 1 2 2 が、狭い、中、広いであり、マスク数 1 2 3 が、多、中、少であり、マスクサイズ 1 2 4 が、小さい、中、大きいであり、抽象的に表現されているが、例えばそれぞれのカラムのレコードに予め設定された数値が格納されてもよい。

【 0 0 8 5 】

また、フレームレートの設定には、フレームレート 1 2 5 の情報が使用される。図 8 (b) の例では、フレームレート 1 2 5 が、低い、中、高いであり、抽象的に表現されているが、例えば各レコードに予め設定された数値が格納されてもよい。この場合、フレームレート 1 2 5 の各レコードの数値がフレームレートとして使用される。

10

【 0 0 8 6 】

次に、図 9 ~ 図 1 1 を参照して、超音波診断装置 1 のうちの M T I フィルター 7 3 の動作を説明する。図 9 は、C モード画像表示画面 1 3 0 を示す図である。図 1 0 は、本実施の形態の 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 1 は、従来の 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 0 8 7 】

超音波診断装置 1 が医療機関の診察室に設置され、患者及びユーザー（検査者（医師、技師など））が入室しているものとする。ユーザーが、操作部 2 を介して、C モード画像表示指示、R O I の指定情報などを入力し、制御部 9 は、超音波探触子 1 0 1 を患者としての被検体に当てて、超音波診断装置 1 は、B モード画像に重畳した R O I の C モード画像を表示部 1 1 に表示する C モード画像表示処理を実行しているものとする。

20

【 0 0 8 8 】

C モード画像表示処理において、操作部 2 を介してユーザーからクラッター除去の強さ及びフレームレートの設定要求が入力されると、制御部 9 は、例えば、図 9 に示す C モード画像表示画面 1 3 0 を表示部 1 1 に表示する。C モード画像表示画面 1 3 0 は、超音波画像表示領域 1 3 1 と、クラッター除去選択領域 1 3 2 と、フレームレート選択領域 1 3 3 と、を有する。

【 0 0 8 9 】

超音波画像表示領域 1 3 1 は、B モード画像表示領域 1 3 1 a と、C モード画像表示領域 1 3 1 b と、を有する。B モード画像表示領域 1 3 1 a は、B モード画像を表示する領域である。C モード画像表示領域 1 3 1 b は、B モード画像表示領域 1 3 1 a の B モード画像に重畳して C モード画像を表示する領域である。図 9 の C モード画像表示領域 1 3 1 b は、一例として、V モードの C モード画像であり、超音波探触子 1 0 1 から離れる方向の血流速度を青（図では斜線のパターン）で表し、超音波探触子 1 0 1 に近づく方向の血流速度を赤（図では格子のパターン）で表している。

30

【 0 0 9 0 】

クラッター除去選択領域 1 3 2 は、クラッター除去テーブル 1 1 0 の U I 表示番号 1 1 1 の設定中の U I 表示番号を表示する U I 表示番号表示領域と、U I 表示番号の増減用の + / - ボタンと、を有する。クラッター除去選択領域 1 3 2 において、+ / - ボタンのクリック入力又はタッチ入力に応じて、U I 表示番号表示領域に表示されるクラッター除去の U I 表示番号が増減入力される。例えば、ユーザーが現在表示している C モード画像に対してクラッター（ノイズ）が多いと感じる場合に、クラッター除去選択領域 1 3 2 の U I 表示番号の操作により、2 3 に上げることでクラッターの表示を抑えることができる。また、逆に血流の感度を上げたい場合には、U I 表示番号を小さく操作することにより、画質を調整することができる。なお、クラッター除去選択領域 1 3 2 において、クラッター除去の U I 表示番号表示領域に変更後のクラッター除去の U I 表示番号が、操作部 2 を介してユーザーから直接入力される構成としてもよい。

40

【 0 0 9 1 】

フレームレート選択領域 1 3 3 は、フレームレートテーブル 1 2 0 の U I 表示番号 1 2

50

1 の設定中の UI 表示番号を表示する UI 表示番号表示領域と、フレームレートの UI 表示番号の増減用の + / - ボタンと、を有する。フレームレート選択領域 133 において、+ / - ボタンのクリック入力又はタッチ入力に応じて、UI 表示番号表示領域に表示されるフレームレートの UI 表示番号が増減入力される。例えば、ユーザーが現在表示している C モード画像に対してフレームレートが遅いと感じる場合に、フレームレート選択領域 133 の UI 表示番号の操作により、2 3 に上げることでフレームレートを上げることができる。フレームレートを上げる場合には、クラッター（ノイズ）が増える可能性がある。また、逆にフレームレートが十分な場合には、UI 表示番号を小さく操作することにより、フレームレートが下がる代わりにクラッターを抑えて画質を調整することができる。また、フレームレート選択領域 133 において、フレームレートの UI 表示番号表示領域に変更後のフレームレートの UI 表示番号が、操作部 2 を介してユーザーから直接入力される構成としてもよい。

10

【0092】

また、図 9 に示すように、C モード画像表示領域 131b では、制御部 9 により、クラッター除去選択領域 132 及びフレームレート選択領域 133 により入力設定されたマスク間隔、マスク数及びマスクサイズのマスク K_a が表示される構成としてもよい。

【0093】

次いで、図 10 を参照して、MTI フィルター 73 の動作としての MTI フィルタリング処理を説明する。MTI フィルタリング処理は、制御部 9 が MTI フィルター 73 の各部を制御する処理であり、制御部 9 による各部の制御の記載を適宜省略する。また、MTI フィルタリング処理は、C モード画像の 1 フレーム分の処理とする。

20

【0094】

まず、マスク・ゲイン設定部 731 は、表示部 11 に表示されたクラッター除去選択領域 132 及びフレームレート選択領域 133 により操作部 2 を介してユーザーから直前に選択入力されたクラッター除去の強さ及びフレームレートに応じて、マスク間隔、マスク数及びマスクサイズを共分散行列算出部 732 に設定し、クラッター除去の強さに対応するゲイン行列 G を MTI フィルター係数算出部 734 に設定する（ステップ S11）。

【0095】

ステップ S11 において、制御部 9 は、記憶部 10 に記憶されたクラッター除去テーブル 110 に基づき、クラッター除去選択領域 132 で入力されたクラッター除去の UI 表示番号 111 に対応するマスク間隔 112、マスク数 113、マスクサイズ 114 及びクラッター除去の強さ 115 を読み出す。また、制御部 9 は、記憶部 10 に記憶されたフレームレートテーブル 120 に基づき、フレームレート選択領域 133 で入力されたフレームレートの UI 表示番号 121 に対応するマスク間隔 122、マスク数 123、マスクサイズ 124 及びフレームレート 125 に対応するフレームレートを記憶部 10 から読み出す。そして、制御部 9 は、読み出したマスク間隔 112、122 に基づいて、MTI フィルター 73 のマスク間隔をマスク・ゲイン設定部 731 に設定させ、読み出したマスク数 113、123 に基づいて、MTI フィルター 73 のマスク数をマスク・ゲイン設定部 731 に設定させ、読み出したマスクサイズ 114、124 に基づいて、MTI フィルター 73 のマスクサイズをマスク・ゲイン設定部 731 に設定させ、読み出したクラッター除去の強さ 115 に対応するゲイン行列 G を記憶部 10 から読み出してマスク・ゲイン設定部 731 に設定させる。なお、制御部 9 は、読み出したフレームレートを送信部 3 などに設定し、C モード画像のフレームレートを設定する。

30

40

【0096】

そして、制御部 9 は、ステップ S11 で設定された ROI の 1 フレーム内の全てのマスクのうち、未選択の次のマスクを 1 つ選択する（ステップ S12）。

【0097】

そして、共分散行列算出部 732 は、コーナーターン制御部 72 から入力された、ステップ S12 で選択中のマスクに対応するパケットデータを用いて、式 (3)、式 (4) により、 n (n : パケットサイズ) 次元の共分散行列 R を算出する（ステップ S13）。そ

50

して、固有ベクトル算出部 733 は、ステップ S 13 で算出された n 次元の共分散行列 R を用いて、 $Rb = b$ を満たす固有ベクトル b , b^H を算出する (ステップ S 14)。

【0098】

そして、MTI フィルター係数算出部 734 は、ステップ S 14 で算出された固有ベクトル b , b^H と、ステップ S 11 で設定されたゲイン行列 G と、を用いて、式 (2) により、選択中のマスクの中心位置の n 次元の MTI フィルター係数 A を算出する (ステップ S 15)。そして、制御部 9 は、ステップ S 12 で設定された ROI の 1 フレーム内のマスクのうち、全てのマスクを選択したか否かを判別する (ステップ S 16)。全てのマスクを選択していない場合 (ステップ S 16 ; NO)、ステップ S 12 に移行される。

【0099】

全てのマスクを選択した場合 (ステップ S 16 ; YES)、制御部 9 は、C モード画像の ROI の 1 フレーム内の全ての位置 (画素) のうち、未選択の次の位置を 1 つ選択する (ステップ S 17)。そして、補間部 735 は、ステップ S 15 で算出された各マスクの MTI フィルター係数 A を用いて補間処理により、ステップ S 17 で選択中の位置における n 次元の MTI フィルター係数を算出する (ステップ S 18)。

【0100】

そして、MTI フィルタリング部 736 は、ステップ S 18 で算出された MTI フィルター係数 A を用いて、式 (1) により、コーナータン制御部 72 から入力されたステップ S 17 で選択中の ROI の位置に対応するパケットデータ x に、 n 次元の MTI フィルタリング処理を実行し、フィルタリング後のパケットデータ y を相関演算部 74 に出力する (ステップ S 19)。そして、制御部 9 は、ステップ S 17 で設定された ROI の 1 フレーム内の位置のうち、全ての位置を選択したか否かを判別する (ステップ S 20)。全ての位置を選択していない場合 (ステップ S 20 ; NO)、ステップ S 17 に移行される。全ての位置を選択した場合 (ステップ S 20 ; YES)、MTI フィルタリング処理が終了する。

【0101】

例えば、図 7 に記載のフレームデータ F_1 を含むパケットデータについて、本実施の形態の MTI フィルタリング処理が実行される場合を説明する。パケットサイズ $n = 16$ とする。ステップ S 12 ~ S 16 は、全マスクの数の 1024 回ループされる。また、ステップ S 17 ~ S 20 は、ROI 内の全位置の数の $128 \times 768 = 98304$ 回ループされる。MTI フィルタリング処理の各ステップのうち、計算量の負担が大きいのは、ステップ S 13 の 16 次元の共分散行列の算出と、ステップ S 14 の 16 次元の固有ベクトルの算出と、である。つまり、ステップ S 13、ステップ S 14 は、それぞれ 1024 回実行される。また、ステップ S 15、S 18 の 16 次元の MTI フィルター係数は、補間しない算出：1024 回、補間処理：98304 回実行される。

【0102】

従来の超音波診断装置において、主成分分析を用いた MTI フィルターにより、共分散行列、固有ベクトル、MTI フィルター係数を算出してフィルタリングを行う構成では、図 11 に示す従来の MTI フィルタリング処理が実行される。なお、従来の MTI フィルタリング処理では、1 フレームのマスク間隔、マスク数及びマスク数は、予め設定され固定されているものとする。

【0103】

従来の MTI フィルタリング処理のステップ S 31 ~ S 34 は、本実施の形態の MTI フィルタリング処理のステップ S 12、S 13、S 16、S 17 に対応する。そして、ステップ S 35 で、ステップ S 32 で算出された各マスクの n 次元の共分散行列を用いて補間処理により、ステップ S 34 で選択中の位置における n 次元の共分散行列が算出される。

【0104】

ステップ S 36 ~ S 39 は、本実施の形態の MTI フィルタリング処理のステップ S 14、S 15、S 19、S 20 に対応する。ここで、図 7 に記載のフレームデータ F_1 を含

10

20

30

40

50

むパケットデータについて、従来のMTIフィルタリング処理が実行される場合を考える。ステップS31～S33は、全マスクの数の1024回ループされる。また、ステップS34～S39は、ROI内の全位置の数の98304回ループされる。ステップS32の16次元の共分散行列の算出は、1024回実行される。ステップS14の16次元の固有ベクトルの算出は、98304回実行され、本実施の形態のMTIフィルタリング処理よりも計算の負担が大きい。さらに、ステップS37の16次元のMTIフィルター係数は、補間しない算出：98304回実行され、本実施の形態のMTIフィルタリング処理よりも計算の負担が大きい。

【0105】

以上、本実施の形態によれば、超音波診断装置1は、Cモード画像用の駆動信号を生成し、超音波探触子101に出力する送信部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、受信信号のパケットデータのフレームに少なくとも1つのマスクを設定するマスク・ゲイン設定部731と、受信信号の各マスクに含まれる複数のパケットデータから共分散行列を算出する共分散行列算出部732と、算出された共分散行列から各マスクの固有ベクトルを算出する固有ベクトル算出部733と、算出された固有ベクトルとゲイン行列とを用いて、各マスクの(中心位置の)パケットデータに対するMTIフィルター係数を算出するMTIフィルター係数算出部734と、を備える。また、超音波診断装置1は、算出された各マスクの(中心位置の)パケットデータに対するMTIフィルター係数を補間して、フレームの各位置のパケットデータに対するMTIフィルター係数を算出する補間部735と、算出された各位置のMTIフィルター係数を用いて、各位置のパケットデータをフィルタリングするMTIフィルタリング部736と、フィルタリングされたパケットデータからCモード画像データを生成する相関演算部74、データ変換部75、ノイズ除去空間フィルター部76、フレーム間フィルター77及びCモード画像変換部78と、を備える。

【0106】

このため、固有ベクトルを用いた適応型MTIフィルターにおいて、フレームの各位置の固有ベクトルの算出を削減できるので、計算コスト(必要となる演算メモリー及び演算時間)を削減するとともに、算出又は補間したMTIフィルター係数を用いてフィルタリングするので、高いクラッター除去性能を保持できる。

【0107】

また、超音波診断装置1は、マスクに関する情報を指定するための第1の指定情報の入力を受け付ける操作部2を備える。マスク・ゲイン設定部731は、入力された第1の指定情報に対応するマスクに関する情報に応じてマスクを設定する。このため、操作により、クラッターの近似精度及びCモード画像のフレームレートを自在に設定できる。

【0108】

また、超音波診断装置1は、設定されるマスクを表示部11に表示する制御部9を備える。このため、ユーザーが設定されるマスクを目視により確認できる。

【0109】

また、マスクに関する情報は、マスク間隔、マスク数及びマスクサイズである。このため、クラッターの近似精度及びCモード画像のフレームレートをより自在に設定できる。

【0110】

また、第1の指定情報は、クラッター除去の強さ及びフレームレートの少なくとも1つである。このため、ユーザーがクラッター除去の強さ及びフレームレートの少なくとも1つを操作入力して、クラッターの近似精度及びCモード画像のフレームレートをより自在に設定できる。

【0111】

また、操作部2は、ゲイン行列を指定するための第2の指定情報の入力を受け付ける。マスク・ゲイン設定部731は、入力された第2の指定情報に対応するゲイン行列を設定する。MTIフィルター係数算出部734は、算出された固有ベクトルと設定されたゲイン行列とを用いて、各マスクのフィルター係数を算出する。このため、操作により、クラッ

10

20

30

40

50

ターの近似精度を自在に設定できる。

【0112】

また、第2の指定情報は、クラッター除去の強さである。このため、ユーザーがクラッター除去の強さを操作入力して、クラッターの近似精度を自在に設定できる。

【0113】

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、超音波画像生成方法及びプログラムの一例であり、これに限定されるものではない。

【0114】

例えば、上記実施の形態では、制御部9が、クラッター除去テーブル110及びフレームレートテーブル120を用いて、クラッター除去の強さ及びフレームレートの操作入力に応じて、マスク間隔、マスク数及びマスクサイズを同時に設定する構成としたが、これに限定されるものではない。制御部9が、クラッター除去テーブル110及びフレームレートテーブル120を用いて、クラッター除去の強さ及びフレームレートの操作入力に応じて、マスク間隔、マスク数又はマスクサイズのいずれか1つ又は2つを設定する構成としてもよい。また、操作部2を介して、ユーザーから、第1の指定情報として、マスク間隔、マスク数及びマスクサイズの少なくとも1つの操作入力を受け付け、制御部9が、その入力情報に応じて、マスク間隔、マスク数及びマスクサイズの少なくとも1つを設定する構成としてもよい。

10

【0115】

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。

20

【符号の説明】

【0116】

- 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
- 6 ROI設定部
- 7 Cモード画像生成部
- 71 直交検波回路
- 72 コーナーターン制御部
- 73 MTIフィルター
- 731 マスク・ゲイン設定部
- 732 共分散行列算出部
- 733 固有ベクトル算出部
- 734 MTIフィルター係数算出部
- 735 補間部
- 736 MTIフィルターリング部
- 74 相関演算部
- 75 データ変換部
- 76 ノイズ除去空間フィルター部
- 77 フレーム間フィルター
- 78 Cモード画像変換部
- 8 表示処理部
- 9 制御部
- 10 記憶部
- 11 表示部
- 101 超音波探触子

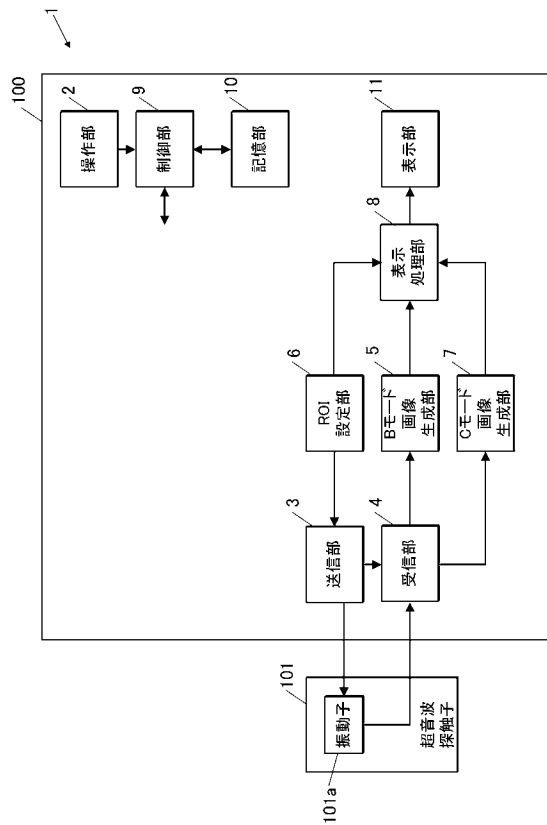
30

40

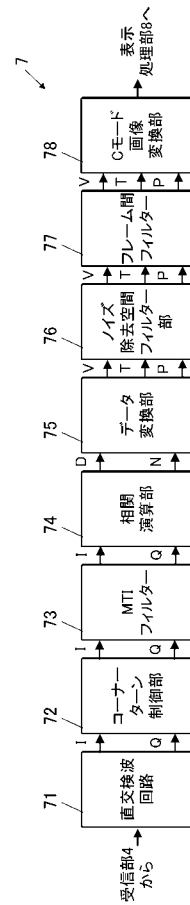
50

1 0 1 a 振動子

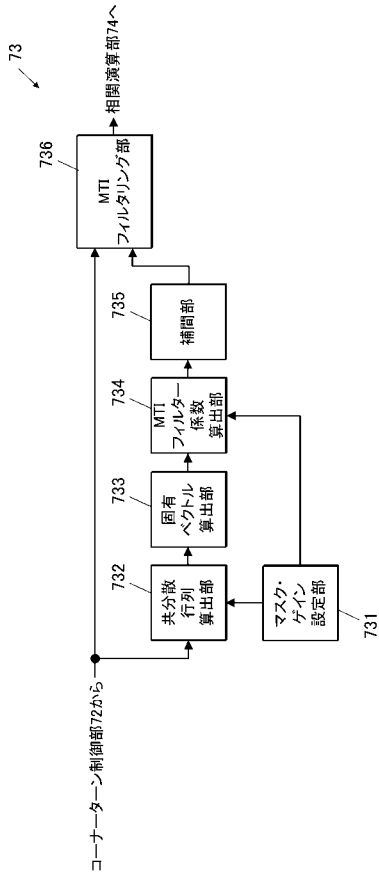
【 図 1 】



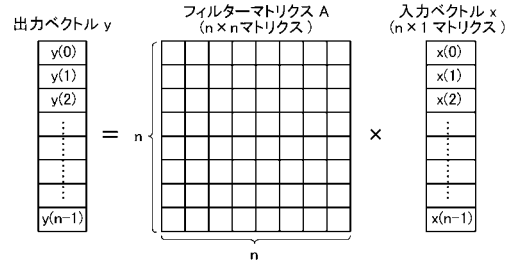
【 図 2 】



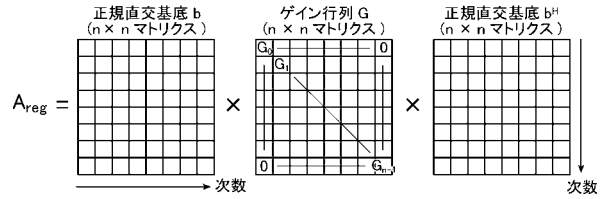
【 図 3 】



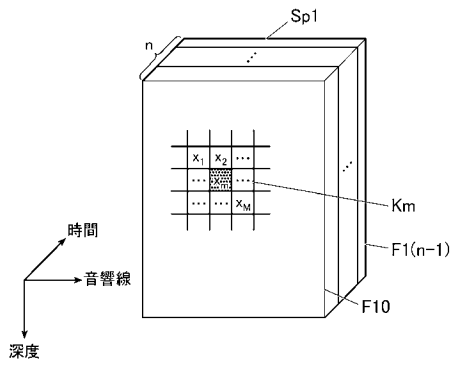
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 8 】

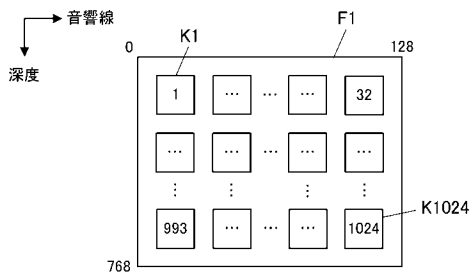
(a)

UI表示番号	マスク間隔	マスク数	マスクサイズ	クラッター除去の強さ
1	広い	少	大きい	弱い
2	中	中	中	中
3	狭い	多	小さい	強い

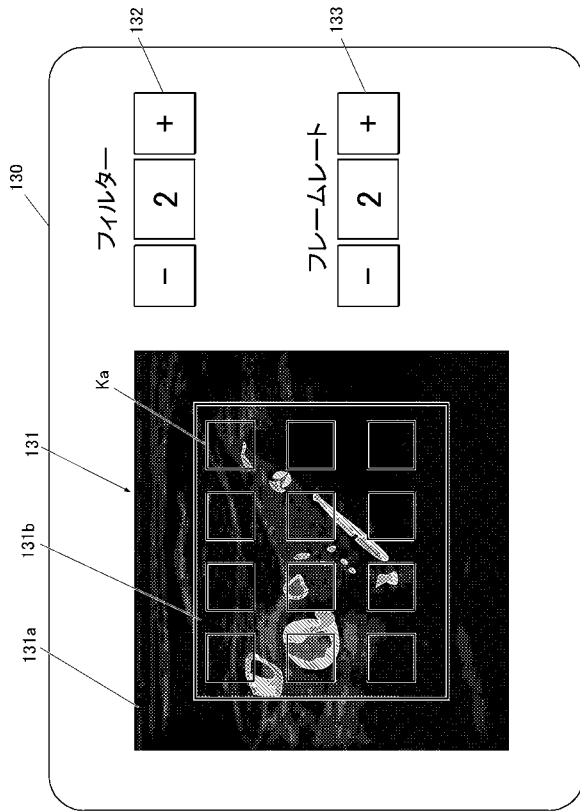
(b)

UI表示番号	マスク間隔	マスク数	マスクサイズ	フレームレート
1	狭い	多	小さい	低い
2	中	中	中	中
3	広い	少	大きい	高い

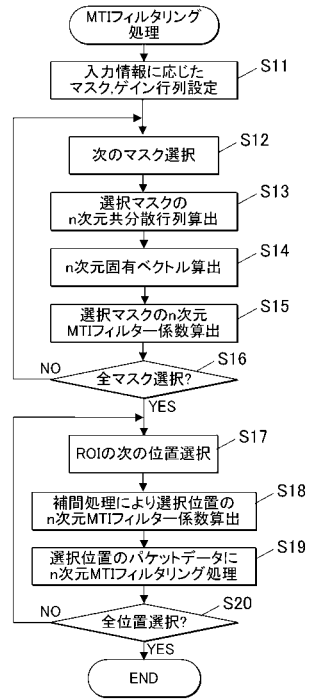
【 図 7 】



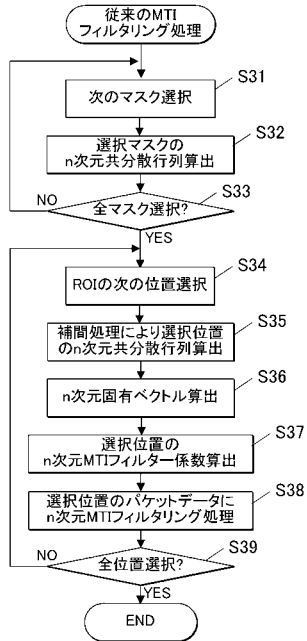
【 図 9 】



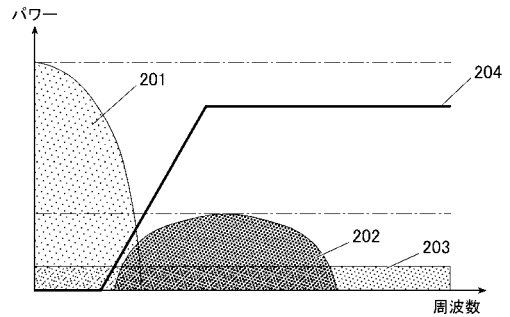
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	超声诊断设备，超声图像生成方法和程序		
公开(公告)号	JP2019080780A	公开(公告)日	2019-05-30
申请号	JP2017210313	申请日	2017-10-31
[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	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/06 A61B8/14 A61B8/46 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5246 A61B8/5269 G01S15/8977 G01S15/8981		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE14 4C601/JB30 4C601/JB33 4C601/JC04 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种使用特征向量的自适应MTI滤波器，以降低计算成本并保持高杂波消除性能。超声波诊断装置从包括在每个掩模中的多个分组数据计算协方差矩阵，以及掩模增益设置单元，其将掩模设置为用于C模式图像接收信号的分组数据的帧。协方差矩阵计算单元732，用于计算每个掩模的特征向量的特征向量计算单元733，用于计算每个掩模的分组数据的滤波器系数的MTI滤波器系数计算单元734，以及用于每个掩模的分组数据的滤波器系数内插单元735，用于计算帧的每个位置处的分组数据的滤波器系数，MTI滤波单元736，用于使用每个位置处的滤波器系数对每个位置处的分组数据进行滤波，C模式图像数据并且生成图像生成单元。

[选中图]图3

