

(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2019-97795
(P2019-97795A)

(43) 公開日 令和1年6月24日(2019.6.24)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F 1
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2017-230840 (P2017-230840)
(22) 出願日 平成29年11月30日(2017.11.30)

(71) 出願人 594164542
キヤノンメディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 110001771
特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(72) 発明者 佐藤 武史
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
Fターム(参考) 4C601 DD05 DE04 DE09 DE10 EE04
JB30 JB40 JB41 KK19 KK25

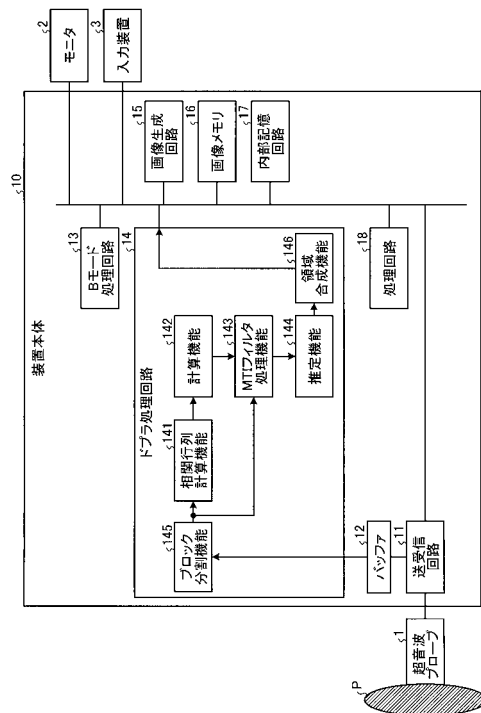
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置及びそのプログラム

(57) 【要約】

【課題】CFM法において画質を向上させること。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、飽和推定部と、制御部とを備える。飽和推定部は、同一走査線において超音波を送信することで発生した反射波信号を用いた整相加算処理により生成される反射波データの集合であるデータ列における信号とノイズとの関係から前記整相加算処理前の反射波信号の飽和の度合いを推定し、推定した結果を出力する。制御部は、前記推定した結果に基づくデータを表示部に表示させる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

同一走査線において超音波を送信することで発生した反射波信号を用いた整相加算処理により生成される反射波データの集合であるデータ列における信号とノイズとの関係から前記整相加算処理前の反射波信号の飽和の度合いを推定し、推定した結果を出力する飽和推定部と、

前記推定した結果に基づくデータを表示部に表示させる制御部と、
を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記飽和推定部は、前記データ列の相関行列を用いた統計的演算を行って信号とノイズとの関係を定義し、前記整相加算処理前の反射波信号の飽和の度合いを推定する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記飽和推定部は、複数の走査線で形成される走査範囲を複数の領域に分割して得られた各分割領域のデータ列から前記統計的演算を行って各分割領域における飽和の度合いを推定する、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記飽和推定部は、固有値の総和、最大固有値もしくは上位固有値で前記信号を定義し、閾値以下の固有値で前記ノイズを定義する、請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記飽和推定部は、特異値の総和、最大特異値もしくは上位特異値で前記信号を定義し、閾値以下の特異値で前記ノイズを定義する、請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記飽和推定部は、前記データ列の相関行列のランクがフルランクではない場合に、前記飽和の度合いが閾値以上であると推定する、請求項 2 又は 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記データ列から移動体情報を抽出する抽出部と、
前記移動体情報に基づく画像データを生成する画像生成部と、を更に備え、
前記制御部は、前記画像データを表示部に表示させる、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記抽出部は、前記データ列から統計的演算を行って移動体情報を抽出する、請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記抽出部は、複数の走査線で形成される走査範囲を複数の領域に分割して得られた各分割領域から前記統計的演算を行って各分割領域における移動体情報を抽出する、請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記抽出部は、前記飽和の度合いが閾値以上であると推定された場合に、前記移動体情報を補正する、請求項 7 ~ 9 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

前記抽出部は、前記移動体情報としてパワー値を抽出し、抽出したパワー値を抑圧する、請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記飽和推定部は、前記推定した結果から補正情報を生成し、
前記抽出部は、前記補正情報を用いて前記移動体情報を補正する、請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記抽出部は、前記飽和の度合いが閾値以上であると推定された場合に、前記データ列から移動体情報を抽出するフィルタのカットオフ周波数を、前記飽和の度合いが閾値未満

50

である場合のカットオフ周波数より上げて、前記データ列から前記移動体情報を抽出する、請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

同一走査線において超音波を送信することで発生した反射波信号を用いた整相加算処理により生成される反射波データの集合であるデータ列における信号とノイズとの関係から前記整相加算処理前の反射波信号の飽和の度合いを推定し、推定した結果を出力する飽和推定部と、

前記推定した結果に基づくデータを表示部に表示させる制御部と、
を備える、医用画像処理装置。

【請求項 15】

同一走査線において超音波を送信することで発生した反射波信号を用いた整相加算処理により生成される反射波データの集合であるデータ列における信号とノイズとの関係から前記整相加算処理前の反射波信号の飽和の度合いを推定し、推定した結果を出力し、

前記推定した結果に基づくデータを表示部に表示させる、
各処理をコンピュータに実行させる、医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、医用画像処理装置及びそのプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、カラーフローマッピング (CFM: Color Flow Mapping) 法において、従来は生体の組織に邪魔されて表示できなかった生体の動きの速度を下回る低流速の微細な血流を表示できる手法が開発されている。例えば、固有ベクトルを用いた適応型 MTI (Moving Target Indicator) フィルタを用いた血流映像法が開示されている。この血流映像法では、画像全体で相関行列を計算して画像全体で 1 つの MTI フィルタ行列を掛ける方法や画像を分割して相関行列を計算してブロック毎に異なる MTI フィルタ行列を掛ける方法が開示されている。

【0003】

このような適応型 MTI フィルタを用いた血流映像法を行う際に、信号の飽和がある場合にはサイドローブが大きくなる。特に、平面波送信あるいは拡散波送信を行う場合には、円弧状のアーティファクトが発生するという問題がある。この問題に対して、例えば、ビームフォーミング前の信号に対して飽和を検出する手法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2014 - 158698 号公報

【特許文献 2】特開 2017 - 055845 号公報

【特許文献 3】特開 2017 - 055846 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、CFM 法において画質を向上させることである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態の超音波診断装置は、飽和推定部と、制御部とを備える。飽和推定部は、同一走査線において超音波を送信することで発生した反射波信号を用いた整相加算処理により生成される反射波データの集合であるデータ列における信号とノイズとの関係から前記整相加算処理前の反射波信号の飽和の度合いを推定し、推定した結果を出力する。制御部は

10

20

30

40

50

、前記推定した結果に基づくデータを表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2A】図2Aは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図2B】図2Bは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。

【図4】図4は、第1の実施形態を説明するための図である。

10

【図5】図5は、第1の実施形態を説明するための図である。

【図6】図6は、第1の実施形態を説明するための図である。

【図7】図7は、第1の実施形態を説明するための図である。

【図8】図8は、第1の実施形態を説明するための図である。

【図9A】図9Aは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図9B】図9Bは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図9C】図9Cは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図10】図10は、第2の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。

【図11】図11は、第3の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。

20

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置、医用画像処理装置及びそのプログラムを説明する。なお、実施形態は、以下の実施形態に限られるものではない。また、一つの実施形態に記載した内容は、原則として他の実施形態にも同様に適用される。

【0009】

(第1の実施形態)

まず、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図1に例示するように、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、モニタ2と、入力装置3と、装置本体10とを有する。

30

【0010】

超音波プローブ1は、超音波の送受信を行なうために、装置本体10に接続される。超音波プローブ1は、例えば、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体10が有する送受信回路11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子は、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ1は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有する。なお、超音波プローブ1は、装置本体10と着脱自在に接続される。

40

【0011】

超音波プローブ1から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0012】

なお、第1の実施形態は、超音波プローブ1が、被検体Pを2次元で走査する1Dアレ

50

イプローブであっても、被検体 P を 3 次元で走査するメカニカル 4 D プローブや 2 D アレイプローブであっても適用可能である。

【 0 0 1 3 】

入力装置 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有する。入力装置 3 は、超音波診断装置の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体 1 0 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【 0 0 1 4 】

モニタ 2 は、超音波診断装置の操作者が入力装置 3 を用いて各種設定要求を入力するための GUI (Graphical User Interface) を表示したり、装置本体 1 0 において生成された超音波画像データ等を表示したりする。

10

【 0 0 1 5 】

装置本体 1 0 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。図 1 に示す装置本体 1 0 は、2 次元の反射波信号に基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能であり、3 次元の反射波信号に基づいて 3 次元の超音波画像データを生成可能な装置である。ただし、第 1 の実施形態は、装置本体 1 0 が、2 次元データ専用の装置である場合であっても適用可能である。

【 0 0 1 6 】

装置本体 1 0 は、図 1 に例示するように、送受信回路 1 1 と、バッファ 1 2 と、B モード処理回路 1 3 と、ドブラ処理回路 1 4 と、画像生成回路 1 5 と、画像メモリ 1 6 と、内部記憶回路 1 7 と、処理回路 1 8 とを有する。

20

【 0 0 1 7 】

送受信回路 1 1 は、後述する処理回路 1 8 の指示に基づいて、超音波プローブ 1 が行なう超音波送受信を制御する。送受信回路 1 1 は、パルス発生器、送信遅延回路、パルサ等を有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定の繰り返し周波数 (P R F : Pulse Repetition Frequency) で送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延回路は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号 (駆動パルス) を印加する。すなわち、送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

30

【 0 0 1 8 】

なお、送受信回路 1 1 は、後述する処理回路 1 8 の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なリニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 1 9 】

例えば、送受信回路 1 1 は、処理回路 1 8 の制御により、フレーム間のデータ列をドブラデータ列として使用する超音波走査を超音波プローブ 1 に実行させる (特許第 3 7 2 4 8 4 6 号、特開 2 0 1 4 - 4 2 8 2 3 号公報を参照) 。例えば、送受信回路 1 1 は、処理回路 1 8 の制御により、第 1 走査範囲内の移動体の運動に関する情報を取得する第 1 超音波走査を超音波プローブ 1 に実行させ、第 2 走査範囲内の組織形状の情報を取得する第 2 超音波走査として当該第 2 走査範囲を分割した複数の分割範囲それぞれの超音波走査を、第 1 超音波走査の間に時分割で超音波プローブ 1 に実行させる。

40

【 0 0 2 0 】

また、送受信回路 1 1 は、アンプ回路、A / D (Analog / Digital) 変換器、受信遅延回路、加算器、直交検波回路等を有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A / D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A / D

50

変換する。受信遅延回路は、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な受信遅延時間を与える。加算器は、受信遅延回路により受信遅延時間を与えられた反射波信号の加算処理を行う。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、各素子の反射波信号ごとに受信遅延による位相調整を行い、加算する処理のことを整相加算処理或いはビームフォーミング処理とも言う。

【0021】

そして、直交検波回路は、加算器の出力信号をベースバンド帯域の同相信号（I信号、I：In-phase）と直交信号（Q信号、Q：Quadrature-phase）とに変換する。そして、直交検波回路は、I信号及びQ信号（以下、IQ信号と記載する）を反射波データとして、バッファ12に格納する。なお、直交検波回路は、加算器の出力信号を、解析信号に変換した上で、バッファ12に格納しても良い。IQ信号や、解析信号は、位相情報が含まれる信号（受信信号）となる。以下では、送受信回路11が出力する反射波データを、受信信号と記載する場合がある。

10

【0022】

送受信回路11は、被検体Pを2次元走査する場合、超音波プローブ1から2次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信回路11は、超音波プローブ1が受信した2次元の反射波信号から2次元の反射波データを生成する。また、送受信回路11は、被検体Pを3次元走査する場合、超音波プローブ1から3次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信回路11は、超音波プローブ1が受信した3次元の反射波信号から3次元の反射波データを生成する。

20

【0023】

バッファ12は、送受信回路11が生成した反射波データ（I/Q信号）を一時的に記憶するバッファである。具体的には、バッファ12は、数フレーム分のI/Q信号、又は、数ボリューム分のI/Q信号を記憶する。例えば、バッファ12は、FIFO（First-In/First-Out）メモリであり、所定フレーム分のI/Q信号を記憶する。そして、例えば、バッファ12は、新たに1フレーム分のI/Q信号が送受信回路11にて生成された場合、生成時間が最も古い1フレーム分のI/Q信号を破棄して、新たに生成された1フレーム分のI/Q信号を記憶する。

【0024】

Bモード処理回路13及びドプラ処理回路14は、送受信回路11が反射波信号から生成した反射波データに対して、各種の信号処理を行なう信号処理部である。Bモード処理回路13は、バッファ12から読み出した反射波データ（I/Q信号）に対して、対数増幅、包絡線検波処理、対数圧縮などを行なって、複数のサンプル点それぞれの信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Bモードデータ）を生成する。

30

【0025】

なお、Bモード処理回路13は、フィルタ処理により、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。このBモード処理回路13の機能を用いることにより、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、コントラストハーモニックイメージング（CHI：Contrast Harmonic Imaging）や、ティッシュハーモニックイメージング（THI：Tissue Harmonic Imaging）等のハーモニックイメージングを実行可能である。すなわち、Bモード処理回路13は、造影剤が注入された被検体Pの反射波データから、造影剤（微小気泡、パブル）を反射源とするハーモニック成分の反射波データ（高調波データ又は分周波データ）と、被検体P内の組織を反射源とする基本波成分の反射波データ（基本波データ）とを分離する。Bモード処理回路13は、ハーモニック成分の反射波データ（受信信号）から、造影画像データを生成するためのBモードデータを生成することができる。

40

【0026】

また、このBモード処理回路13のフィルタ処理機能を用いることにより、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、ティッシュハーモニックイメージング（THI：Tissue Harmonic Imaging）を実行可能である。すなわち、Bモード処理回路13は、被検体P

50

の反射波データから、ハーモニック成分の反射波データ（受信信号）である高調波データ又は分周波データを分離することができる。そして、Bモード処理回路13は、ハーモニック成分の反射波データ（受信信号）から、ノイズ成分を除去した組織画像データを生成するためのBモードデータを生成することができる。

【0027】

また、CHIやTHIのハーモニックイメージングを行なう際、Bモード処理回路13は、上述したフィルタ処理を用いた方法とは異なる方法により、ハーモニック成分を抽出することができる。ハーモニックイメージングでは、振幅変調（AM：Amplitude Modulation）法や位相変調（PM：Phase Modulation）法、AM法及びPM法を組み合わせたAMP法と呼ばれる映像法が行なわれる。AM法、PM法及びAMP法では、同一の走査線に対して振幅や位相が異なる超音波送信を複数回行なう。これにより、送受信回路11は、各走査線で複数の反射波データ（受信信号）を生成し出力する。そして、Bモード処理回路13は、各走査線の複数の反射波データ（受信信号）を、変調法に応じた加減算処理することで、ハーモニック成分を抽出する。そして、Bモード処理回路13は、ハーモニック成分の反射波データ（受信信号）に対して包絡線検波処理等を行なって、Bモードデータを生成する。

10

【0028】

例えば、PM法が行なわれる場合、送受信回路11は、処理回路18が設定したスキャンシーケンスにより、例えば（-1，1）のように、位相極性を反転させた同一振幅の超音波を、各走査線で2回送信させる。そして、送受信回路11は、「-1」の送信による受信信号と、「1」の送信による受信信号とを生成し、Bモード処理回路13は、これら2つの受信信号を加算する。これにより、基本波成分が除去され、2次高調波成分が主に残存した信号が生成される。そして、Bモード処理回路13は、この信号に対して包絡線検波処理等を行なって、THIのBモードデータやCHIのBモードデータを生成する。

20

【0029】

或いは、例えば、THIでは、受信信号に含まれる2次高調波成分と差音成分とを用いて映像化を行なう方法が実用化されている。差音成分を用いた映像化法では、例えば、中心周波数が「 f_1 」の第1基本波と、中心周波数が「 f_1 」より大きい「 f_2 」の第2基本波とを合成した合成波形の送信超音波を、超音波プローブ1から送信させる。この合成波形は、2次高調波成分と同一の極性を持つ差音成分が発生するように、互いの位相が調整された第1基本波の波形と第2基本波の波形とを合成した波形である。送受信回路11は、合成波形の送信超音波を、位相を反転させながら、例えば、2回送信させる。かかる場合、例えば、Bモード処理回路13は、2つの受信信号を加算することで、基本波成分が除去され、差音成分及び2次高調波成分が主に残存したハーモニック成分を抽出した後、包絡線検波処理等を行なう。

30

【0030】

ドプラ処理回路14は、バッファ12から読み出した反射波データを周波数解析することで、走査範囲内にある移動体のドプラ効果に基づく運動情報を抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。具体的には、ドプラ処理回路14は、移動体の運動情報として、平均速度、平均分散値、平均パワー値等を、複数のサンプル点それぞれでドプラデータを生成する。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。なお、移動体の運動情報のことを移動体情報とも言う。本実施形態に係るドプラ処理回路14は、血流の運動情報（血流情報）として、血流の平均速度、血流速度の分散値、血流信号のパワー値等を、複数のサンプル点それぞれで推定したドプラデータを生成する。

40

【0031】

上記のドプラ処理回路14の機能を用いて、本実施形態に係る超音波診断装置は、カラーフローマッピング（CFM：Color Flow Mapping）法とも呼ばれるカラードプラ法を実行可能である。CFM法では、超音波の送受信が複数の走査線上で複数回行なわれる。そして、CFM法では、同一位置のデータ列に対してMTI（Moving Target Indicator）フィルタを掛けることで、静止している組織、或いは、動きの遅い組織に由来する信号

50

(クラッタ信号)を抑制して、血流に由来する信号を抽出する。そして、CFM法では、この血流信号から血流の速度、血流の分散、血流のパワー等の血流情報を推定する。後述する画像生成回路15は、推定結果の分布を、例えば、2次元でカラー表示した超音波画像データ(カラードプラ画像データ)を生成する。そして、モニタ2は、カラードプラ画像データを表示する。

【0032】

MTIフィルタとしては、通常、パワース型のIIR(Infinite Impulse Response)フィルタや、多項式回帰フィルタ(Polynomial Regression Filter)等、係数が固定されたフィルタが用いられる。一方、本実施形態に係るドプラ処理回路14は、MTIフィルタとして、入力信号に応じて係数を変化させる適応型のMTIフィルタを用いる。具体的には、本実施形態に係るドプラ処理回路14は、適応型のMTIフィルタとして、「Eigenvector Regression Filter」と呼ばれているフィルタを用いる。以下、固有ベクトルを用いた適応型MTIフィルタである「Eigenvector Regression Filter」を、「固有ベクトル型MTIフィルタ」と記載する。

10

【0033】

固有ベクトル型MTIフィルタは、相関行列から固有ベクトルを計算し、計算した固有ベクトルから、クラッタ成分抑制処理に用いる係数を計算する。この方法は、主成分分析や、カルーネン・レーベ変換(Karhunen-Loeve transform)、固有空間法で使われている手法を応用したものである。

【0034】

固有ベクトル型MTIフィルタを用いる第1の実施形態に係るドプラ処理回路14は、図1に例示するように、相関行列計算機能141と、計算機能142と、MTIフィルタ処理機能143と、推定機能144と、ブロック分割機能145と、領域合成機能146とを実行する。ここで、例えば、図1に示すドプラ処理回路14の構成要素である相関行列計算機能141と、計算機能142と、MTIフィルタ処理機能143と、推定機能144と、ブロック分割機能145と、領域合成機能146とが実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で内部記憶回路17内に記録されている。ドプラ処理回路14は、例えば、プロセッサであり、内部記憶回路17から各プログラムを読み出し、実行することで読み出した各プログラムに対応する機能を実現する。換言すると、各プログラムを読み出した状態のドプラ処理回路14は、図1のドプラ処理回路14内に示された各機能を有することとなる。

20

30

【0035】

相関行列計算機能141は、同一位置(同一サンプル点)の連続した反射波データのデータ列から、走査範囲の相関行列を計算する。計算機能142は、例えば、相関行列の固有値及び当該固有値に対応する固有ベクトルを計算する。

【0036】

計算機能142は、例えば、各固有値の大きさに基づいて各固有ベクトルを並べた行列のランクを低減した行列を、クラッタ成分を抑制するフィルタ行列として計算する。

【0037】

MTIフィルタ処理機能143は、フィルタ行列を用いて、同一位置(同一サンプル点)の連続した反射波データのデータ列から、クラッタ成分が抑制され、血流に由来する血流信号が抽出されたデータ列を出力する。

40

【0038】

推定機能144は、MTIフィルタ処理機能143が出力したデータを用いた自己相関演算等の演算を行なって、血流情報を推定し、推定した血流情報をドプラデータとして出力する。

【0039】

ブロック分割機能145は、複数の走査線で形成される走査範囲を複数の領域に分割する。領域合成機能146は、分割した領域のデータを合成する。なお、第1の実施形態に係るドプラ処理回路14が行なう具体的な処理については、後に詳述する。また、第1の

50

実施形態に係る計算機能 1 4 2 は、飽和推定部の一例である。また、第 1 の実施形態に係る M T I フィルタ処理機能 1 4 3、推定機能 1 4 4 及び領域合成機能 1 4 6 は、抽出部の一例である。

【 0 0 4 0 】

ここで、図 1 に例示する B モード処理回路 1 3 及びドブラ処理回路 1 4 は、2 次元の反射波データ及び 3 次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、B モード処理回路 1 3 は、2 次元の反射波データから 2 次元の B モードデータを生成し、3 次元の反射波データから 3 次元の B モードデータを生成する。また、ドブラ処理回路 1 4 は、2 次元の反射波データから 2 次元のドブラデータを生成し、3 次元の反射波データから 3 次元のドブラデータを生成する。

10

【 0 0 4 1 】

画像生成回路 1 5 は、B モード処理回路 1 3 及びドブラ処理回路 1 4 が生成したデータから超音波画像データを生成する。画像生成回路 1 5 は、B モード処理回路 1 3 が生成した 2 次元の B モードデータから反射波の強度を輝度で表した 2 次元 B モード画像データを生成する。また、画像生成回路 1 5 は、ドブラ処理回路 1 4 が生成した 2 次元のドブラデータから血流情報が映像化された 2 次元ドブラ画像データを生成する。言い換えると、画像生成回路 1 5 は、移動体情報に基づく画像データを生成する。2 次元ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。画像生成回路 1 5 は、ドブラ画像データとして、血流情報がカラーで表示されるカラードブラ画像データを生成したり、1 つの血流情報がグレースケールで表示されるドブラ画像データを生成したりする。

20

【 0 0 4 2 】

ここで、画像生成回路 1 5 は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成回路 1 5 は、超音波プローブ 1 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成回路 1 5 は、スキャンコンバート以外に、種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。また、画像生成回路 1 5 は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

30

【 0 0 4 3 】

すなわち、B モードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成回路 1 5 が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、B モードデータ及びドブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。画像生成回路 1 5 は、スキャンコンバート処理前の 2 次元超音波画像データから、表示用の 2 次元超音波画像データを生成する。

【 0 0 4 4 】

更に、画像生成回路 1 5 は、B モード処理回路 1 3 が生成した 3 次元の B モードデータに対して座標変換を行なうことで、3 次元 B モード画像データを生成する。また、画像生成回路 1 5 は、ドブラ処理回路 1 4 が生成した 3 次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3 次元ドブラ画像データを生成する。画像生成回路 1 5 は、「3 次元の B モード画像データや 3 次元ドブラ画像データ」を「3 次元超音波画像データ（ボリュームデータ）」として生成する。

40

【 0 0 4 5 】

更に、画像生成回路 1 5 は、ボリュームデータをモニタ 2 にて表示するための各種の 2 次元画像データを生成するために、ボリュームデータに対してレンダリング処理を行なう。画像生成回路 1 5 が行なうレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法（M P R : Multi Planer Reconstruction）を行なってボリュームデータから M P R 画像データを生成する処理がある。また、画像生成回路 1 5 が行なうレンダリング処理としては、例

50

えば、3次元の情報を反映した2次元画像データを生成するボリュームレンダリング（VR：Volume Rendering）処理がある。なお、画像生成回路15は、画像生成部の一例である。

【0046】

画像メモリ16は、画像生成回路15が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ16は、Bモード処理回路13やドブラ処理回路14が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ16が記憶するBモードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成回路15を経由して表示用の超音波画像データとなる。また、画像メモリ16は、送受信回路11が出力した反射波データを記憶することも可能である。

10

【0047】

内部記憶回路17は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶回路17は、必要に応じて、画像メモリ16が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶回路17が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部装置へ転送することができる。また、内部記憶回路17は、外部装置から図示しないインターフェースを経由して転送されたデータを記憶することも可能である。

【0048】

処理回路18は、超音波診断装置の処理全体を制御する。具体的には、処理回路18は、入力装置3を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶回路17から読んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信回路11、Bモード処理回路13、ドブラ処理回路14及び画像生成回路15の処理を制御する。例えば、処理回路18は、送受信回路11を介して超音波プローブ1を制御することで、超音波走査の制御を行なう。通常、CFM法では、血流像データであるカラードブラ画像データとともに、組織像データであるBモード画像データを表示する。かかる表示を行なうため、処理回路18は、第1走査範囲内の血流情報を取得する第1超音波走査を超音波プローブ1に実行させる。第1超音波走査は、例えば、ドブラモードでカラードブラ画像データを収集するための超音波走査である。また、処理回路18は、第1超音波走査とともに、第2走査範囲内の組織形状の情報を取得する第2超音波走査を超音波プローブ1に実行させる。第2超音波走査は、例えば、BモードでBモード画像データを収集するための超音波走査である。

20

30

【0049】

処理回路18は、送受信回路11を介して超音波プローブ1を制御することで、第1超音波走査及び第2超音波走査を実行させる。なお、第1走査範囲と第2走査範囲は、同じ範囲であっても、第1走査範囲が第2走査範囲より小さい範囲であっても、第2走査範囲が第1走査範囲より小さい範囲であっても良い。

【0050】

また、処理回路18は、画像メモリ16や内部記憶回路17が記憶する表示用の超音波画像データをモニタ2にて表示するように制御する。なお、装置本体10に内蔵される送受信回路11等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたプログラムである場合もある。なお、処理回路18は、制御部の一例である。

40

【0051】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、固有ベクトル型MTIフィルタを用いて推定された血流情報（ドブラデータ）によりCFM法を行なう。上述したように、固有ベクトル型MTIフィルタを用いるドブラ処理回路14は、相関行列から固有ベクトルを計算する。

【0052】

ところで、平面波あるいは拡散波を送信して、固有ベクトル型MTIフィルタを用いた

50

C F M法を行う場合に、信号の飽和が起きると、サイドローブが上昇することによって円弧状のアーティファクトが発生するという問題がある。この問題の対策として、例えば、ビームフォーミング前の各チャンネル（C H）信号に対して飽和検出を行う方法がある。しかしながら、この方法は、実現に困難性がある。例えば、現在のビームフォーマーはハードウェアで構成される場合がほとんどであり、ソフトウェアで自由に制御できる環境にない。また、実際にハードウェアでビームフォーマーを実現するには回路規模の増大が問題となる。また、飽和検出とビームフォーミングとをソフトウェアで行った場合には、ソフトウェアの負荷が増大しリアルタイム性を阻害する問題が発生する。

【 0 0 5 3 】

一方、送信フォーカスをかけて、固有ベクトル型 M T I フィルタを用いた C F M法を比較例として行った場合には、送受信のサイドローブが抑えられて円弧状のアーティファクトは観察されない。このため、飽和した信号の影響がないように見える。

10

【 0 0 5 4 】

しかし、強反射体があって強反射体で反射した反射波信号が飽和すると、この強反射体の存在する部分にあたかも血流があるかのように表示される問題が発生する。このように、本当は血流ではないのに血流であると誤診してしまう危険性があり、臨床上大きな問題となる。すなわち、強反射体の飽和によるサイドローブについては、円弧状のアーティファクトとして顕在化するので認識可能であるが、メインローブでの飽和は、円弧状のアーティファクトとして発生せず画像全体に与える影響が潜在化しているので認識できていなかった。

20

【 0 0 5 5 】

このような問題は、強反射体が完全に静止している場合には、強反射体で反射した反射波信号を M T I フィルタで完全に除去できるので生じない。しかしながら、強反射体が移動している場合に C H 信号に飽和があるとこのような問題が発生する。

【 0 0 5 6 】

例えば、同一地点からのカラードブラのパケット信号に、動きによって飽和した信号と飽和していない信号とが混在することでパケット内の R F 信号の一部が飽和によりクリップされる。この結果、組織の動きによる低周波のドブラ信号に高調波が発生して高いドブラ周波数が発生する。ここで、組織からの高調波のドブラ信号の振幅は小さいので主成分にはならないので、M T I フィルタを通過してしまう。このため、強反射体が移動している場合には、適応型 M T I フィルタでは C H 信号の飽和を抑圧できない。特に、観測血流速度が組織の動き以下の固有ベクトルを用いた適応型 M T I フィルタを用いた血流映像法ではこの影響が深刻である。

30

【 0 0 5 7 】

そこで、以下では、ビームフォーミング前の C H 信号に強反射体からのエコー信号が入力した場合に、あたかも血流が存在するかのように表示されてしまう問題を、ビームフォーミング後の信号を用いて解決する医用画像処理方法について説明する。

【 0 0 5 8 】

例えば、この医用画像処理方法において超音波診断装置は、同一走査線において超音波を送信することで発生した反射波信号を用いた整相加算処理により生成される反射波データの集合であるデータ列における信号とノイズとの関係から整相加算処理前の反射波信号の飽和の度合いを推定する。図 2 A 及び図 2 B は、第 1 の実施形態を説明するための図である。

40

【 0 0 5 9 】

図 2 A では、超音波プローブ 1 が有する振動子の一部を示す。図 2 A における 1 つの振動子（C H）で受信した反射波信号に基づく受信信号について説明する。図 2 B は、図 2 A で示した 1 つの振動子（C H）で受信した反射波信号に基づく受信信号の一例を模式的に示す。また、図 2 B では、2 回の超音波送信に対する各回それぞれの受信信号を示す。

【 0 0 6 0 】

図 2 B において、R F 信号の振幅の大きい部分は A / D 変換器で飽和しているものとす

50

る。反射体が完全に静止しているとする、観測点 X 1 のパケットデータ列 A では常に飽和した信号列となる。つまりパケットデータ列 A の信号は、飽和によりホワイトノイズが消失した直流 (DC: Direct Current) 信号である。同様に反射体が完全に静止しているとする、観測点 X 2 のパケットデータ列 B ではホワイトノイズを含んだ飽和していない信号列となる。一方で、生体に動きがあるとデータ列 A の信号とデータ列 B の信号とが混在した状態になる。この場合、ホワイトノイズが消失した飽和した信号と、ホワイトノイズを含んだ飽和していない信号とがデータ列に混在することになり、信号 (S) に対してノイズ (N) の比率が下がる。すなわち、データ列における信号とノイズとの関係から反射波信号の飽和の度合いを推定することが可能となる。このようにして、超音波診断装置は、ビームフォーミング後のデータ列における信号とノイズとの関係を調べることによって、ビームフォーミング前の CH 信号の飽和を推定する。

10

【0061】

このような医用画像処理方法は、ドブラ処理回路 14 が、相関行列計算機能 141 と、計算機能 142 と、MTI フィルタ処理機能 143 と、推定機能 144 と、ブロック分割機能 145 と、領域合成機能 146 とを実行することにより実現される。

【0062】

図 3 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。図 3 では、超音波診断装置の各構成要素がフローチャートのどのステップに対応するかを説明する。

20

【0063】

ステップ S 1 からステップ S 3 は、ブロック分割機能 145 に対応するステップである。ドブラ処理回路 14 が内部記憶回路 17 からブロック分割機能 145 に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、ブロック分割機能 145 が実現されるステップである。ステップ S 1 ではブロック分割機能 145 は、処理対象となるスキャンフレーム数分の反射波データが収集されたか否かを判定する (ステップ S 1)。ここで、ブロック分割機能 145 は、スキャンフレーム数分の反射波データが収集されていないと判定した場合 (ステップ S 1、No)、ステップ S 1 の判定処理を繰り返し実行する。

【0064】

一方、ブロック分割機能 145 は、スキャンフレーム数分の反射波データが収集されたと判定した場合 (ステップ S 1、Yes)、ステップ S 2 に移行する。ステップ S 2 では、ブロック分割機能 145 は、全空間地点の全パケットデータをメモリにコピーする。ここで全空間地点の数を N、パケットサイズを L とする。例えば、ブロック分割機能 145 は、バッファ 12 内の入力データをドブラ処理回路 14 内に設けられたメモリにコピーする。ブロック分割機能 145 は、呼び出すパケット毎にこのコピーする操作を実行する。

30

【0065】

ステップ S 3 では、ブロック分割機能 145 は、画像化対象範囲を複数の領域に分割する。図 4 は、第 1 の実施形態を説明するための図である。図 4 では、全画像化対象範囲のうち一部の領域を図示している。また、図 4 では、同一の領域について、(A) から (I) の 9 種類の分割パターンで領域を分割した場合を図示している。

40

【0066】

例えば、ブロック分割機能 145 は、図 4 中の小さい升目を最小の分割単位とするように画像化対象範囲を複数の領域に分割する。なお、この最小の分割単位のことを小ブロックと記載する。図 4 の (A) から (I) において、小ブロックの分割パターンは同一となる。一例をあげると、ブロック分割機能 145 は、各小ブロックには 8 ラスタ、8 サンプルが含まれるように分割する。なお、ブロック分割機能 145 は、自由度 (パケット長 L) が確保できるだけの空間サンプル数を有するように空間領域を小ブロックに分割する。

【0067】

そして、ブロック分割機能 145 は、複数の小ブロックを用いて中ブロックを構成する。例えば、ブロック分割機能 145 は、図 4 中の太線で囲った縦横それぞれ 4 個ずつの小

50

ブロックを集めて中ブロックとする。すなわち、中ブロックは、 4×4 の小ブロックから構成される。一例をあげると、ブロック分割機能145は、図4の(A)から(I)に示すように、中ブロックを構成する。

【0068】

図4の(A)の黒い太枠で囲った中ブロックを例にとって説明する。(A)は隣接する(B)から(I)の中ブロックと一部が重なっている。例えば、(A)の黒塗りで示した小ブロックは(B),(D),(F)の中ブロックの黒塗りで示した小ブロックにも重複して含まれている。このように、すべての場所は4つの異なる中ブロックと重なっている。言い換えると、ブロック分割機能145は、各領域の一部が他の領域の一部と重なり合うように画像化対象範囲を領域分割する。

10

【0069】

ステップS4からステップS6は、相関行列計算機能141に対応するステップである。ドブラ処理回路14が内部記憶回路17から相関行列計算機能141に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、相関行列計算機能141が実現されるステップである。ステップS4では、相関行列計算機能141は、各小ブロック内で相関行列R1を計算する。ある地点*i*でのパケットデータ列ベクトルを x_i とすると、相関行列R1は以下の(式1)で表わされる。ここで*i*はある地点の位置(2次元スキャンだとx,z、3次元スキャンだとx,y,zの位置を1つの添字*i*で表わしている)である。Nは計算する地点の数である。Hは複素共役転置行列(エルミート転置行列)を示す。パケット長をLとするとR1は $L \times L$ の行列となる。

20

【0070】

【数1】

$$R_1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i x_i^H \quad \dots(\text{式1})$$

【0071】

ステップS5では、相関行列計算機能141は、すべての小ブロックの相関行列を加算平均して全体の相関行列 R_{a11} を計算する。相関行列 R_{a11} は、 M_{a11} をすべての小ブロックの数とすると、以下の(式2)で表わされる。

【0072】

30

【数2】

$$R_{\text{all}} = \frac{1}{M_{\text{all}}} \sum_{m=1}^{M_{\text{all}}} R_{1,m} \quad \dots(\text{式2})$$

【0073】

ステップS6では、相関行列計算機能141は、中ブロックの相関行列 R_2 を計算する。例えば、相関行列計算機能141は、*m*番目の小ブロックの相関行列を $R_{1,m}$ 、加算する小ブロックの数を M_2 とすると、以下の(式3)を用いて R_2 を計算する。

【0074】

40

【数3】

$$R_2 = \frac{1}{M_2} \sum_{m=1}^{M_2} R_{1,m} \quad \dots(\text{式3})$$

【0075】

より具体的には、相関行列計算機能141は、 4×4 の小ブロックから構成される各中ブロックの相関行列を計算する。より具体的には、相関行列計算機能141は、小ブロックで計算した相関行列を加算して、中ブロックの相関行列を計算する。ここで、相関行列計算機能141は、小ブロックで計算した相関行列を加算して中ブロックの相関行列を計

50

算した後に、中ブロック内の空間データの総数 N で除算する。すなわち、相関行列計算機能 141 は、中ブロック内の小ブロックの相関行列 R_1 を加算平均して中ブロックの相関行列 R_2 を計算する。

【0076】

ステップ S7 からステップ S13 は、計算機能 142 に対応するステップである。ダブル処理回路 14 が内部記憶回路 17 から計算機能 142 に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、計算機能 142 が実現されるステップである。ステップ S7 では、計算機能 142 は、全体の相関行列 R_{a11} から最大固有値 λ_1 を計算する。より具体的には、計算機能 142 は、以下の(式4)を用いて、 R_{a11} を固有値分解する。

【0077】

【数4】

$$R_{all} = VDV^H \quad \dots(\text{式4})$$

【0078】

上記(式4)において、 V は固有ベクトルを列ベクトルに持つ行列であり、 D は固有値を対角要素に持つ対角行列である。固有値 λ_1 と、固有値 λ_2 に対応する固有ベクトルは降順に並んでいるとする。行列 V は以下の(式5)により表わされ、行列 D は以下の(式6)により表わされる。計算機能 142 は、 D の中で最大固有値を λ_1 とする。

【0079】

【数5】

$$V = \begin{pmatrix} v_{1,1} & v_{1,2} & \dots & v_{1,L} \\ v_{2,1} & v_{2,2} & & v_{2,L} \\ \vdots & & & \vdots \\ v_{L,1} & v_{L,2} & \dots & v_{L,L} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式5})$$

【0080】

【数6】

$$D = \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \lambda_2 & & 0 \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & \lambda_L \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式6})$$

【0081】

ステップ S8 では、計算機能 142 は、中ブロックの相関行列 R_2 から固有値及び固有ベクトル行列 V を計算する。ここで、計算機能 142 は、図3のステップ S7 と同様にして、中ブロックの相関行列から固有値及び固有ベクトルを計算する。

【0082】

ステップ S9 では、計算機能 142 は、固有値を規格化する。例えば、計算機能 142 は、中ブロック毎に R_2 の固有値 λ_i を全体の相関行列 R_{a11} の全パワー (R_{a11} のすべての固有値の和) で規格化する。これによりゲインの影響を除去することができる。なお、計算機能 142 は、全パワーで規格化する代わりに R_{a11} の最大固有値 λ_1 で規格化してもよい。

【0083】

ステップ S10 では、計算機能 142 は、ランクを計算して飽和の程度を推定する。ここでは以下のようにランクの計算を行うものとして説明する。すなわち、計算機能 142 は、例えば、中ブロックの相関行列 R_2 の規格化された降順の固有値 λ_i ($i = 1 \sim L$)

10

20

30

40

50

が最初に閾値 Th_1 以下になる時、 $i - 1$ を中ブロックの相関行列 R_2 のランクと定義する。また、すべての固有値が Th_1 より大きい場合、中ブロックの相関行列 R_2 のランクは L であり、フルランクであると称する。

【0084】

そして、計算機能 142 は、データ列の相関行列を用いた統計的演算を行って信号とノイズとの関係を定義し、整相加算処理前の反射波信号の飽和の度合いを推定する。より具体的には、計算機能 142 は、固有値の総和、最大固有値もしくは上位固有値で信号を定義し、閾値以下の固有値でノイズを定義する。

【0085】

ここで、現在の超音波診断装置の電子回路のダイナミックレンジ及びホワイトノイズレベルにおいて、単精度演算で固有値を計算した場合、フルランクになる。しかし、本発明者は、強反射体からのエコーで CH 信号が飽和している場合、相関行列はフルランクにならないことを発見した。そこで、計算機能 142 は、ビームフォーミング後の相関行列のランクを調べることによって、ビームフォーミング前の CH 信号の飽和を推定する。

【0086】

以下では、ビームフォーミング後の相関行列のランクを調べることによって、ビームフォーミング前の CH 信号の飽和を推定することができる理由について説明する。図 5 及び図 6 は、第 1 の実施形態を説明するための図である。図 5 では、リニアプローブで甲状腺をスキャンした B モード画像の一例を示す。また、図 5 において、縦及び横の線で囲まれた各領域は、中ブロックの中央に位置する 2×2 の小ブロックの領域を示す。また、図 5 中には輝度の異なる (A) から (F) 6 つのブロックを示す。

【0087】

図 6 では、図 5 中に示した (A) から (F) 6 つのブロックにおける相関行列の固有値を示す。図 6 中の (A) から (F) の相関行列の固有値は、図 5 中の (A) から (F) のブロックに対応する。なお、図 6 では $L = 20$ であり、従ってフルランクのランク数は 20 である。さて、図 6 において、(A) のブロックではランクが 13 であり、(B) のブロックではランクが 15 であり、(C) のブロックではランクが 20 であり、(D) のブロックではランクが 17 であり、(E) のブロックではランクが 20 であり、(F) のブロックではランクが 19 である。

【0088】

ここで、図 5 に示す B モード画像において (A) のブロック及び (B) のブロックでは、輝度が明るい。すなわち、(A) のブロック及び (B) のブロックには、ビームフォーミング後の振幅が大きく、 CH 信号が飽和している可能性がある。また、この (A) のブロックではランクが 13 であり、(B) のブロックではランクが 15 である。このように、例えば、図 5 に示す B モード画像において輝度の明るい (A) のブロック及び (B) のブロックは、図 6 に示すようにフルランクになっていない。

【0089】

次に、ビームフォーミング後の相関行列のランク落ちと、ビームフォーミング前の各 CH の信号が飽和との関係について説明する。例えば、2 つの CH (CH_a 及び CH_b) の信号 a と信号 b との和の 2 フレーム間の相関演算は、以下の (式 7) によって表される。なお、(式 7) において、* は行列内の各要素の複素共役を示す。

【0090】

【数 7】

$$\begin{pmatrix} a_1 + b_1 \\ a_2 + b_2 \end{pmatrix} (a_1 + b_1 \quad a_2 + b_2)^* = \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \end{pmatrix} (a_1 \quad a_2)^* + \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} (b_1 \quad b_2)^* + \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \end{pmatrix} (b_1 \quad b_2)^* + \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} (a_1 \quad a_2)^*$$

…(式 7)

【0091】

(式 7) において、右辺の第 1 項、第 2 項が自己相関行列、第 3 項、第 4 項が相互相関

10

20

30

40

50

行列である。すなわち、上記(式7)は、各CHの自己相関行列とCH間の相互相関行列との和として表現できる。ここで、第1項、第2項は線形項なので、第3項、第4項について考える。信号aと信号bは、整相加算処理の際に位相が揃うように異なる遅延が与えられた後の信号である。従ってメインローブだけで考えると、信号aと信号bとの相互相関は強い。相関行列では振幅が大きい信号の影響が強くなるから、メインローブだけを考えれば良い。このために、信号aが飽和している場合は信号bも飽和している可能性が高いと考えられる。一方、ホワイトノイズに関しては、信号aと信号bとの相互相関は0である。

【0092】

したがって、信号aと信号bとを整相加算した相関行列は、飽和があった場合にS/Nが上昇するという観点において、信号aの相関行列と信号bの相関行列の和と同じと言える。つまり、ビームフォーミング後の相関行列がランク落ちしている場合には、ビームフォーミング前の1つあるいは複数のCHの信号が飽和していると推定することができる。このようにして計算機能142は、ビームフォーミング後の相関行列のランクからビームフォーミング前のCHの飽和を推定する。

10

【0093】

より具体的には、計算機能142は、中ブロック毎に計算したランクに応じて、この領域のCH信号の飽和の程度を推定する。例えば、計算機能142は、ランクがフルランクに近ければ飽和の程度が低いと推定し、ランクが1に近ければ飽和の程度が高いと推定する。このようにして、計算機能142は、複数の走査線で形成される走査範囲を複数の領域に分割して得られた各分割領域のデータ列から統計的演算を行って各分割領域における飽和の度合いを推定する。

20

【0094】

図3の説明に戻る。ステップS11では、計算機能142は、係数画像を作成する。例えば、計算機能142は、中ブロックでフルランクの場合は出力値として1を、フルランクではない場合は出力値として1より小さい係数を中ブロックの中心に入れた係数画像C0を作成する。すなわち、計算機能142は、飽和を推定した結果に基づくデータとして係数画像C0を作成する。

【0095】

ここで、計算機能142は、ランクの値によって係数の値を以下の(式8)のように変化させても良い。ただし、 $\alpha < 1$ とする。フルランク(Rank = L)の場合は $\alpha = 1$ であるがランク落ちしている場合は $\alpha < 1$ となる。言い換えると、計算機能142は、例えば、データ列の相関行列のランクがフルランクではない場合に、飽和の度合いが閾値以上であると推定する。

30

【0096】

【数8】

$$\alpha = \beta^{(L - \text{Rank})} \quad \dots(\text{式}8)$$

【0097】

そして、計算機能142は、係数画像C0を画像領域全体に補間することによって拡大し、例えば、図7に示すように係数画像C1を作成する。このようにして、計算機能142は、推定した結果から補正情報を生成する。図7中の(A)のブロックから(F)のブロックは、図5に示す(A)のブロックから(F)のブロックに対応する。なお、図7は、第1の実施形態を説明するための図である。

40

【0098】

ステップS12では、計算機能142は、固有値から最適ランクカット数kを求める。例えば、計算機能142は、中ブロック毎の最適ランクカット数kを特許文献1(特開2014-158698号公報)に記載されている方法、あるいは、 λ_k が閾値以下となる最小の値として求める。このように、画像全体の相関行列の最大固有値で規格化すること

50

で、ゲイン依存や領域分割による生体組織差による影響を除去することができる。

【0099】

ステップS13では、計算機能142は、このk (k = L) から、ランク数kの固有ベクトル行列 V_k (L × K 行列) を求める。ここで、固有ベクトル行列 V_k は、以下の(式9)で表わされる。

【0100】

【数9】

$$V_k = \begin{pmatrix} v_{1,1} & v_{1,2} & \cdots & v_{1,k} \\ v_{2,1} & v_{2,2} & & v_{2,k} \\ \vdots & & & \vdots \\ v_{L,1} & v_{L,2} & \cdots & v_{L,k} \end{pmatrix} \quad \cdots(\text{式9})$$

【0101】

ステップS14において、計算機能142は、 V_k からMTIフィルタ行列Wを計算する。なお、(式10)において、IはL × Lの単位行列である。

【0102】

【数10】

$$W = I - V_k V_k^H \quad \cdots(\text{式10})$$

【0103】

ステップS15は、MTIフィルタ処理機能143に対応するステップである。ドブラ処理回路14が内部記憶回路17からMTIフィルタ処理機能143に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、MTIフィルタ処理機能143が実現されるステップである。ステップS15では、MTIフィルタ処理機能143は、以下に示す(式11)を用いて各点のケット列ベクトルデータ x_i にMTIフィルタを施す。

【0104】

【数11】

$$y_i = W x_i \quad \cdots(\text{式11})$$

【0105】

例えば、MTIフィルタ処理機能143は、4 × 4の小ブロックから構成される(A)の中ブロックのデータに、この4 × 4の小ブロックから構成される(A)の中ブロックのデータから計算したMTIフィルタを施す。

【0106】

ステップS16及びステップS17は、推定機能144に対応するステップである。ドブラ処理回路14が内部記憶回路17から推定機能144に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、推定機能144が実現されるステップである。このステップS16及びステップS17では、推定機能144は、データ列から統計的演算を行って移動体情報を抽出する。例えば、推定機能144は、複数の走査線で形成される走査範囲を複数の領域に分割して得られた各分割領域から計算された統計的性質を用いて各分割領域における移動体情報を抽出する。

【0107】

より具体的には、推定機能144は、ステップS16では、ステップS15でMTIフィルタを施した中ブロックのデータから、以下の(式12)を用いてパワーPを推定する。ここで、推定機能144は、対数圧縮前の値としてパワーPを推定する。なお、(式12)において、jは列ベクトルの要素番号を示す指標である。

【0108】

10

20

30

40

【数 1 2】

$$P_i = \sum_{j=1}^L |y_{i,j}|^2 \quad \dots(\text{式 } 12)$$

【0 1 0 9】

また、推定機能 1 4 4 は、ステップ S 1 7 では、ステップ S 1 5 で M T I フィルタを施した中ブロックのデータから、以下の (式 1 3) を用いて速度 V を推定する。なお、(式 1 3) において、angle は複素数の偏角を $-\pi$ から π の範囲で出力する関数である。

【0 1 1 0】

【数 1 3】

$$V_i = \text{angle} \left(\sum_{j=1}^{L-1} y_{i,j}^* y_{i,j+1} \right) \quad \dots(\text{式 } 13)$$

10

【0 1 1 1】

なお、推定機能 1 4 4 は、ステップ S 1 6 とステップ S 1 7 の処理順序を入れ替えてもよく、また、同時に実行してもよい。

【0 1 1 2】

ステップ S 1 8 及びステップ S 1 9 は、領域合成機能 1 4 6 に対応するステップである。ドブラ処理回路 1 4 が内部記憶回路 1 7 から領域合成機能 1 4 6 に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、領域合成機能 1 4 6 が実現されるステップである。ステップ S 1 8 では、領域合成機能 1 4 6 は、重み付け加算する。例えば、領域合成機能 1 4 6 は、パワーの領域合成と速度の領域合成とを行う。図 8 は、第 1 の実施形態を説明するための図である。図 8 では、位置に応じた重みの分布を示す。例えば、領域合成機能 1 4 6 は、図 8 に示す重み係数を用いたバイリニア法にて位置に応じた重み係数を乗算して同じ位置のデータを加算することで画素を補間する。

20

【0 1 1 3】

ステップ S 1 9 では、領域合成機能 1 4 6 は、ステップ S 1 1 で作成した係数画像と、ステップ S 1 6 で推定したパワー値とを乗算する。すなわち、領域合成機能 1 4 6 は、飽和の度合いが閾値以上であると推定された場合に、移動体情報を補正する。例えば、領域合成機能 1 4 6 は、移動体情報としてパワー値を抽出し、抽出したパワー値を抑圧する。より具体的には、領域合成機能 1 4 6 は、補正情報を用いて移動体情報を補正する。

30

【0 1 1 4】

ステップ S 2 0 は、画像生成回路 1 5 により実現されるステップである。ステップ S 2 0 では、画像生成回路 1 5 は、移動体情報からカラードブラ画像データを生成する。例えば、画像生成回路 1 5 は、ステップ S 1 6 において推定したパワー P を対数圧縮してカラードブラ画像データを生成する。また、画像生成回路 1 5 は、ステップ S 1 7 において推定した速度 V に基づくカラードブラ画像データを生成する。

【0 1 1 5】

ステップ S 2 1 は、処理回路 1 8 により実現されるステップである。ステップ S 2 1 では、処理回路 1 8 は、モニタ 2 に、カラードブラ画像データを表示させる。図 9 A から図 9 C は、第 1 の実施形態を説明するための図である。

40

【0 1 1 6】

図 9 A から図 9 C では、甲状腺の血流の例を示す。図 9 A は、領域分割を行わないで全体に同一の M T I フィルタを掛けた画像の一例である。図 9 B は、領域分割を行って領域毎に異なる M T I フィルタを掛けた画像の一例である。図 9 C は、第 1 の実施形態により得られた画像の一例である。図 9 A では、全体的に組織が見えており、円で囲っている領域においては顕著に組織が見えている。図 9 B では、円で囲っている領域である体表筋肉層の境界組織が見えている。図 9 C では、図 9 A 及び図 9 B において円で囲っている領域で見られた位置の組織が全く見えていない。

50

【0117】

上述したように、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、整相加算処理により生成される反射波データの集合であるデータ列における信号とノイズとの関係から各観測点の飽和を推定し、推定した結果から生成した補正情報を用いて移動体情報を補正する。例えば、第1の実施形態に係る超音波診断装置は、飽和の程度を推定してゲインを下けている。これにより、第1の実施形態によれば、ビームフォーミング後のIQ信号を用いて、固有ベクトルを用いた適応型MTIフィルタを用いた血流映像法において、強反射体でビームフォーミング前のCH信号が飽和した場合に、あたかも血流が存在するかのようアーティファクトが表示されてしまう問題を回避することが可能になる。

【0118】

更に、第1の実施形態に係る超音波診断装置では、飽和を伴わない場合でも強反射体によって発生するアーティファクトを低減することが確認されている。例えば、プリアンプのゲインを下げた状態で、強反射体からのエコーがA/D変換器で飽和していない状態で、ホワイトノイズレベルが小さい場合は、S/Nが大きな状態になって、規格化固有値が閾値 T_{h1} 以下になる場合がある。また、強反射体が比較的大きく動いた場合には飽和していなくてもMTIフィルタを通過してモーションアーティファクトとなって見える場合がある。第1の実施形態は、このような場合においても、強反射体からのモーションアーティファクトを抑圧する効果がある。この場合は、プリアンプのゲインを下げることでホワイトノイズの一部が観測限界以下になった非線形効果と言える。すなわち、第1の実施形態によれば、ビームフォーミング前の信号に飽和あるいは飽和に準じる強振幅の信号が

10

20

【0119】

なお、上述した第1の実施形態では、ブロック分割機能145は、図4に示すように画像化対象範囲を小ブロックに分割する。これにより、相関行列計算機能141は、小ブロックの相関行列の加算で中ブロックの相関行列を計算できる。また、中ブロックは小ブロック単位で重なっているので相関行列の計算に無駄がない。更に、小ブロック単位で空間データとパケットデータをメモリに格納しておくことでMTIフィルタ行列演算をCPUで実行する場合にキャッシュ効率が良い。

【0120】

また、上述した第1の実施形態では、ブロック分割機能145は、中ブロックの一部が他の中ブロックの一部と重複するように中ブロックを構成する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、ブロック分割機能145は、中ブロックの一部が他の中ブロックの一部とは重複しないように中ブロックを構成してもよい。

30

【0121】

また、上述した実施形態では、推定機能144は、複数の領域に分割された画像化対象範囲の各領域で作成されたMTIフィルタを施したデータから移動体情報を抽出するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、推定機能144は、画像化対象範囲全体で作成されたMTIフィルタを施したデータから移動体情報を抽出してもよい。

40

【0122】

また、上述した実施形態では、計算機能142は、中ブロックの相関行列からランクを計算して飽和の程度を推定するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、計算機能142は、画像化対象範囲全体の相関行列からランクを計算して飽和の程度を推定してもよい。

【0123】

また、ノイズを含む計測値の相関行列のランクは、演算精度によって変わってくる。すなわち、ランクは計算機イプシロンで決定されるので、演算精度に依存する。例えば、CH信号が飽和している場合に、単精度で固有値分解を行ってランクを演算するとランク落ちが発生したが、倍精度で演算するとランク落ちが発生しなかった。このような演算精度

50

による依存をなくすために、規格化した固有値を閾値 $T_h 1$ と比較して閾値以上の固有値の数をランクと定義する。この定義ならば適切な閾値 $T_h 1$ を設定してやれば、単精度演算でも倍精度演算でもランクの値はほぼ同一になる。このため、計算機能 142 は、単精度演算を行なう場合には、図 3 に示すステップ S9 で説明した、固有値の規格化を省略してもよい。

【0124】

(第1の実施形態の変形例)

上述した第1の実施形態では、ドブラ処理回路14において統計的性質として相関行列を計算して固有値分解する場合について説明した。第1の実施形態の変形例では、相関行列を計算する代わりに、統計的性質として行列 X^H を特異値分解する場合について説明する。例えば、上記(式2)は、全空間地点の数を N 、パケットサイズを L とする場合、行列 X の列ベクトルを x_i とした $L \times N$ の行列 X を用いて以下の(式14)で表わされる。

10

【0125】

【数14】

$$R_1 = \frac{1}{N} X X^H \quad \dots(\text{式14})$$

【0126】

ドブラ処理回路14は、以下の(式15)を用いて行列 X^H を特異値分解する。

【0127】

20

【数15】

$$X^H = P \Lambda Q^H \quad \dots(\text{式15})$$

【0128】

(式15)を(式14)に代入すると、 P はユニタリ行列であるから、 R_1 は以下の(式16)で表わされる。

【0129】

【数16】

$$R_1 = \frac{1}{N} X X^H = \frac{1}{N} (P \Lambda Q^H)^H (P \Lambda Q^H) = \frac{1}{N} Q \Lambda^H P^H P \Lambda Q^H = \frac{1}{N} Q \Lambda^H \Lambda Q^H \quad \dots(\text{式16})$$

30

【0130】

(式4)と(式16)を比較すると、 V は、以下の(式17)で表わされ、 D は、以下の(式18)で表わされる。

【0131】

【数17】

$$V = Q \quad \dots(\text{式17})$$

【0132】

【数18】

40

$$D = \frac{1}{N} \Lambda^H \Lambda \quad \dots(\text{式18})$$

【0133】

(式18)において、 Λ は $N \times L$ の行列であり、エルミート行列 R_1 の固有値は正である。このため、 D は、以下の(式19)で表わされる。

【0134】

【数 19】

$$\Lambda = \sqrt{N} \begin{pmatrix} \sqrt{\lambda_1} & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & \sqrt{\lambda_2} & & 0 \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & \sqrt{\lambda_L} \\ 0 & 0 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \cdots & 0 \end{pmatrix} \quad \cdots(\text{式 } 19)$$

10

【0135】

そして、計算機能 142 は、特異値の総和、最大特異値もしくは上位特異値で信号を定義し、閾値以下の特異値でノイズを定義する。

【0136】

なお、かかる場合、MTIフィルタ処理機能 143 は、以下に示す(式 20)を用いて各点のケット列ベクトルデータ X に MTI フィルタを施す。

【0137】

【数 20】

$$Y = WX \quad \cdots(\text{式 } 20)$$

20

【0138】

このように、第 1 の実施形態の変形例では、ドブラ処理回路 14 は、相関行列を計算する代わりに、行列 X^H を特異値分解することによって、飽和の程度を推定する。

【0139】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態では、信号の飽和を推定した結果に基づくデータとしてカラードブラ画像データを生成する場合に、固有ベクトル型 MTI フィルタを用いて移動体情報を抽出するものとして説明した。ところで、CFM 法において、MTI フィルタとして係数が固定されたフィルタを用いて移動体情報を抽出する場合がある。このような場合にも、実施形態は適用可能である。そこで、第 2 の実施形態では、信号の飽和を推定した結果に基づくデータとしてカラードブラ画像データを生成する場合に、MTI フィルタとして係数が固定されたフィルタを用いて移動体情報を抽出する例について説明する。

30

【0140】

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例は、MTI フィルタ処理機能 143 による処理手順の一部が異なる点を除いて、図 1 に示す第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成例と同様である。このため、第 2 の実施形態では、MTI フィルタ処理機能 143 についてのみ説明する。

【0141】

図 10 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。図 10 では、超音波診断装置の各構成要素がフローチャートのどのステップに対応するかを説明する。なお、図 10 に示すフローチャートにおいて、図 3 に示すフローチャートと同様の処理については、同一の符号を付与して詳細な説明を省略する。例えば、図 10 に示すステップ S31 からステップ S41 の処理は、図 3 に示すステップ S1 からステップ S11 の処理に対応する。

40

【0142】

ステップ S42 及びステップ S43 は、MTI フィルタ処理機能 143 に対応するステップである。ドブラ処理回路 14 が内部記憶回路 17 から MTI フィルタ処理機能 143 に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、MTI フィルタ処理機能 1

50

43が実現されるステップである。ステップS42では、MTIフィルタ処理機能143は、カットオフ周波数を設定する。例えば、MTIフィルタ処理機能143は、飽和の度合いが閾値以上であると推定された場合に、データ列から移動体情報を抽出するフィルタのカットオフ周波数を、飽和の度合いが閾値未満である場合のカットオフ周波数より上げる。そして、ステップS43では、MTIフィルタ処理機能143は、データ列にMTIフィルタを施す。ここで、MTIフィルタ処理機能143は、画像対称化範囲全体に対して設計された係数固定型のMTIフィルタを適用する。

【0143】

なお、推定機能144は、MTIフィルタを施したデータ列から移動体情報を抽出する。すなわち、推定機能144は、飽和の度合いが閾値以上であると推定された場合に、データ列から移動体情報を抽出するフィルタのカットオフ周波数を、飽和の度合いが閾値未満である場合のカットオフ周波数より上げてMTIフィルタ処理が施されたデータ列から移動体情報を抽出する。そして、画像生成回路15は、移動体情報に基づく画像データを生成する。

10

【0144】

上述したように、第2の実施形態では、飽和の度合いを推定して、飽和の度合いに応じたカットオフ周波数を設定する。これにより、第2の実施形態によれば、CFM法において画質を向上させることが可能になる。

【0145】

また、上述した第2の実施形態では、MTIフィルタ処理機能143は、画像化対象範囲全体に対して設計された係数固定型のMTIフィルタを施すものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、MTIフィルタ処理機能143は、複数の領域に分割された画像化対象範囲の各領域で作成された係数固定型のMTIフィルタを施してもよい。

20

【0146】

また、上述した第2の実施形態では、計算機能142は、中ブロックの相関行列からランクを計算して飽和の程度を推定するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、計算機能142は、画像化対象範囲全体の相関行列からランクを計算して飽和の程度を推定してもよい。

【0147】

(第3の実施形態)

上述した各実施形態では、CFM法において、信号の飽和を推定した結果に基づくデータとして、飽和した信号による影響を軽減した血流画像を生成する場合について説明した。しかしながら、実施形態は血流画像を生成する場合に限定されるものではない。例えば、超音波診断装置は、信号の飽和を推定した結果に基づくデータとして、評価用画像データを生成するようにしてもよい。

30

【0148】

第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成例は、処理回路18による処理手順の一部が異なる点を除いて、図1に示す第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例と同様である。このため、第3の実施形態では、処理回路18についてのみ説明する。

40

【0149】

図11は、第3の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。図11では、超音波診断装置の各構成要素がフローチャートのどのステップに対応するかを説明する。なお、図11に示すフローチャートにおいて、図3に示すフローチャートと同様の処理については、同一の符号を付与して詳細な説明を省略する。

【0150】

また、図11に示す処理は、例えば、CFM法の実行時にデータを利用して実行されるものとして説明するが、CFM法に先立って実行されてもよいし、CFM法と時分割で実行されてもよい。なお、図11に示す処理の走査範囲は、少なくともCFM法の走査範囲の一部を含むものとする。また、第3の実施形態では、CFM法において、MTIフィル

50

タとして適応型MTIフィルタが用いられるものとして説明するが、MTIフィルタとして係数が固定されたフィルタが用いられてもよい。

【0151】

図11に示すステップS51からステップS68の処理、及び、ステップS69の処理は、図3に示すステップS1からステップS18の処理、及び、ステップS20の処理に対応する。すなわち、図11では、図3のステップS19で説明した、領域合成機能146による移動体情報を補正する処理が省略される。

【0152】

ステップS70の処理は、処理回路18により実現されるステップである。ステップS70では、処理回路18は、モニタ2に、カラードブラ画像データと、評価用画像データとしての係数画像データとを表示させる。これにより、超音波診断装置の操作者は、超音波走査範囲内に反射波信号が飽和している観測点の有無を確認することが可能になる。例えば、操作者は、飽和している観測点が無い場合には、超音波走査により得られた計測値が飽和の影響を受けておらず、信頼性が高いと評価できる。一方、操作者は、飽和している観測点が存在する場合には、超音波走査により得られた計測値が飽和の影響を受けており、信頼性が低いと評価できる。また、計測値の信頼性とは画像が正しいかと言うこと以外に、血流の存在する領域のピクセル数をカウントして血流の多寡を判断するような計測の計測値が信頼できるかと言った計測値の信頼性の指標にも使える。

【0153】

上述したように、第3の実施形態では、評価用画像データとして係数画像データを生成してモニタ2に表示する。これにより、計測値の信頼性を評価することが可能になる。この結果、第3の実施形態によれば、CFM法において画質を向上させることが可能になる。

【0154】

なお、上述した第3の実施形態では、計算機能142は、評価用画像データとして係数画像データを生成する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、計算機能142は、評価用画像データとして、飽和の程度を示す文字情報や音声情報を生成してもよい。

【0155】

また、上述した第3の実施形態では、処理回路18は、モニタ2に、カラードブラ画像データと、評価用画像データとしての係数画像データとを表示させる場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、CFM法に先立って実行される場合には、処理回路18は、係数画像データのみモニタ2に表示させ、カラードブラ画像データをモニタ2に表示させなくてもよい。

【0156】

(その他の実施形態)

実施形態は、上述した実施形態に限られるものではない。

【0157】

上述した実施形態では、画像化対象範囲を複数に分割し、分割した各領域の相関行列から信号の飽和を推定する場合について説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置は、画像化対象範囲全体の相関行列から信号の飽和を推定してもよい。また、かかる場合、超音波診断装置は、CFM法において、画像化対象範囲全体の相関行列から計算したMTIフィルタを用いて移動体情報を抽出してもよく、分割した各領域の相関行列から計算したMTIフィルタを用いて移動体情報を抽出してもよい。或いは、超音波診断装置は、CFM法において、係数が固定されたMTIフィルタを用いて移動体情報を抽出してもよい。

【0158】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU(Central Processing Unit)、GPU(Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路(Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、プログラマブル論理デ

10

20

30

40

50

バイス（例えば、単純プログラマブル論理デバイス（Simple Programmable Logic Device：S P L D）、複合プログラマブル論理デバイス（Complex Programmable Logic Device：C P L D）、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ（Field Programmable Gate Array：F P G A））等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせることで1つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。さらに、図1における複数の構成要素を1つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

10

【0159】

上記の実施形態の説明において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的な形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0160】

また、上記の実施形態で説明した医用画像処理方法は、予め用意された制御プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この制御プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この制御プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク（FD）、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

20

【0161】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、CFM法において画質を向上させることができる。

30

【0162】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、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は意図していない。これら実施形態は、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同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

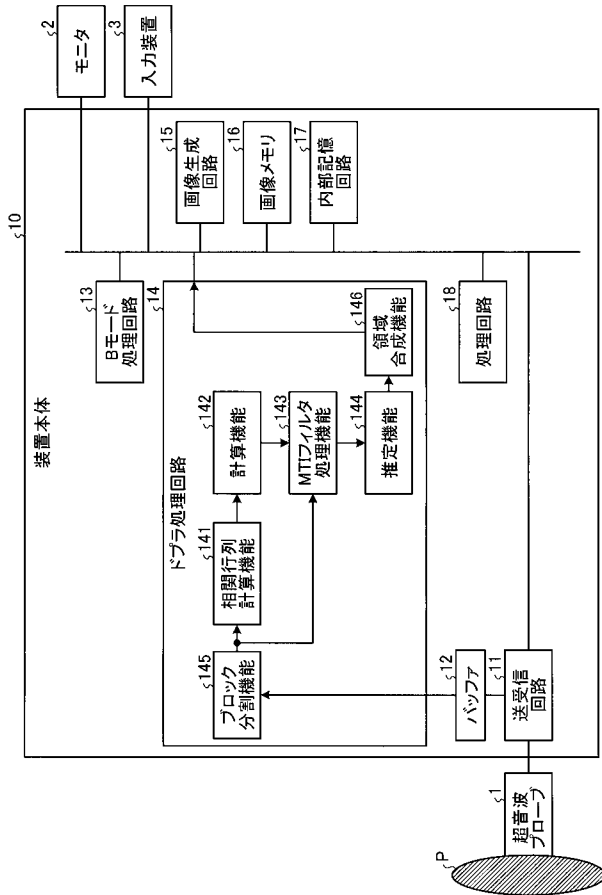
【符号の説明】

【0163】

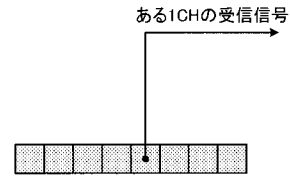
- 10 装置本体
- 14 ドブラ処理回路
- 15 画像生成回路
- 18 処理回路
- 141 相関行列計算機能
- 142 計算機能
- 143 MTIフィルタ処理機能
- 144 推定機能
- 145 ブロック分割機能
- 146 領域合成機能

40

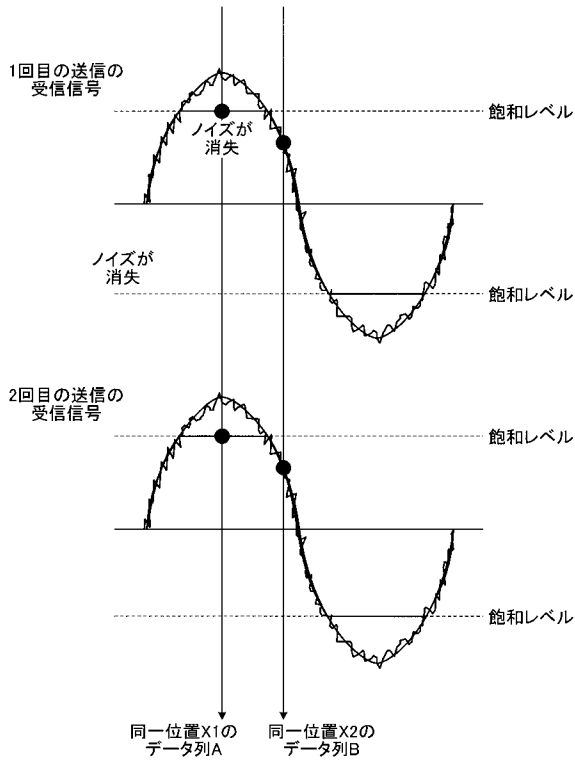
【 図 1 】



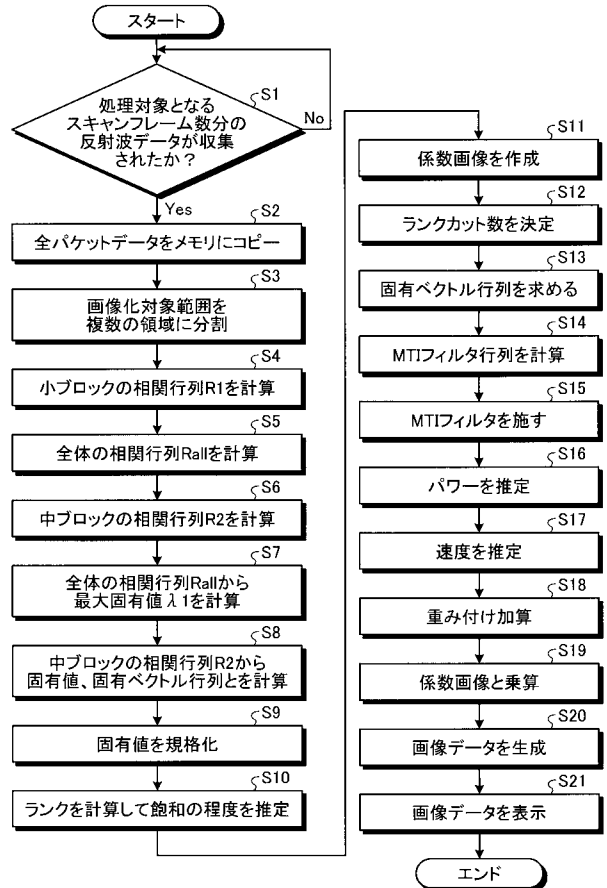
【 図 2 A 】



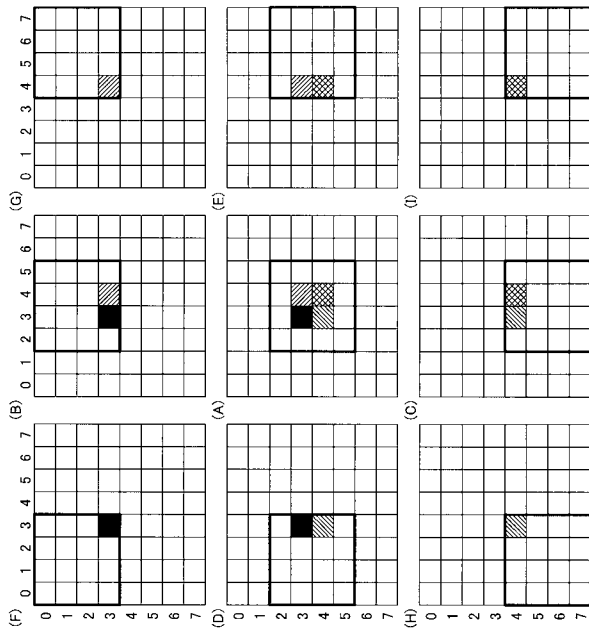
【 図 2 B 】



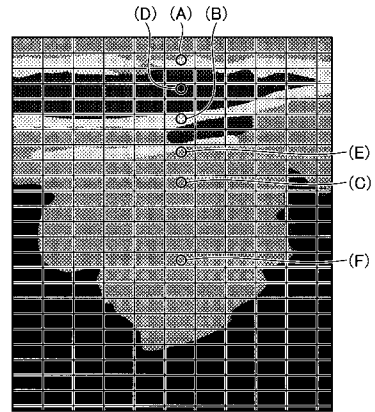
【 図 3 】



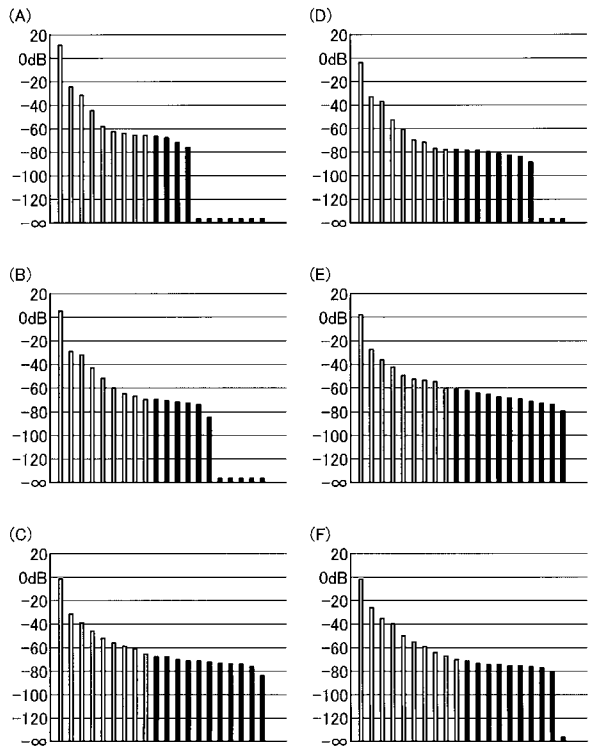
【 図 4 】



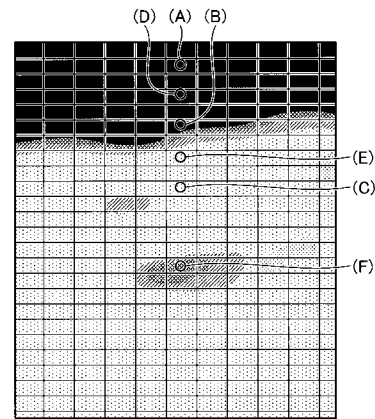
【 図 5 】



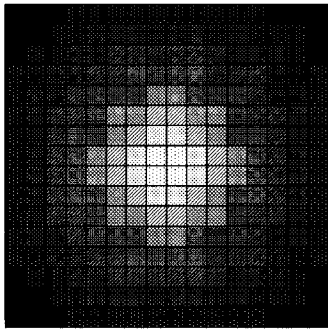
【 図 6 】



【 図 7 】



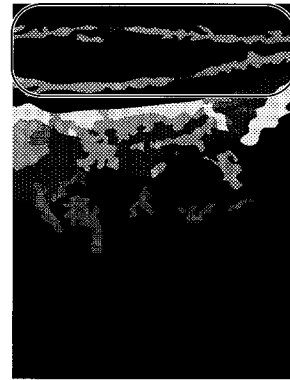
【 図 8 】



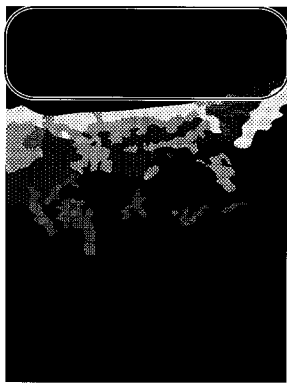
【 図 9 A 】



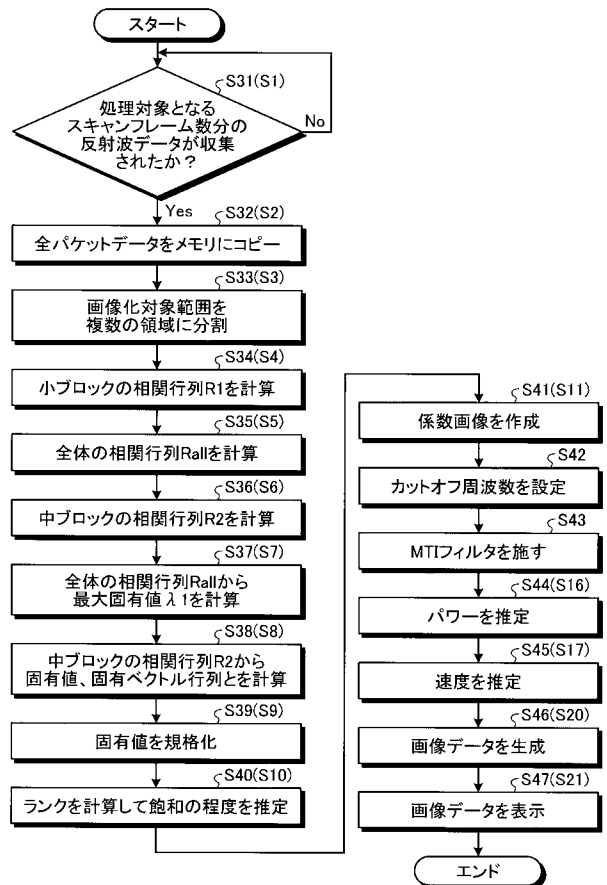
【 図 9 B 】



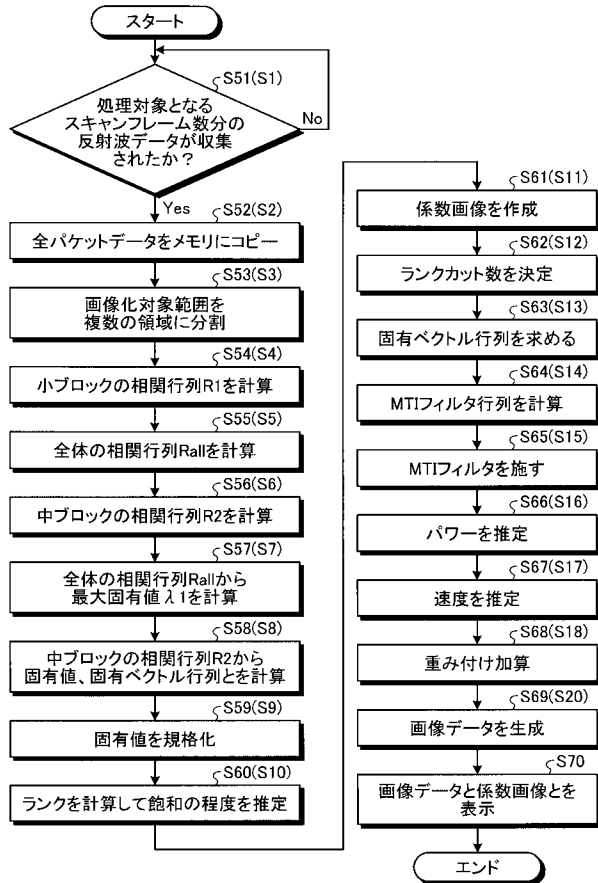
【 図 9 C 】



【 図 10 】



【 図 1 1 】



专利名称(译)	超声诊断设备，医学图像处理设备及其程序		
公开(公告)号	JP2019097795A	公开(公告)日	2019-06-24
申请号	JP2017230840	申请日	2017-11-30
[标]发明人	佐藤武史		
发明人	佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD05 4C601/DE04 4C601/DE09 4C601/DE10 4C601/EE04 4C601/JB30 4C601/JB40 4C601/JB41 4C601/KK19 4C601/KK25		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提高CFM方法的图像质量。根据实施例的超声诊断设备包括饱和度和估计单元和控制单元。饱和度估计单元如上所述地根据数据串中的信号和噪声之间的关系来配置，该数据串是通过使用通过在同一扫描线中发送超声波而产生的反射波信号的相位相加处理而生成的一组反射波数据。估计相位相加处理之前的反射波信号的饱和度，并输出估计结果。控制单元使显示单元基于估计结果显示数据。 [选图]图1

