

(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2019-97794
(P2019-97794A)

(43) 公開日 令和1年6月24日(2019.6.24)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F 1
A61B 8/06

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2017-230839 (P2017-230839)
(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 DE04 EE04 JB03 JB20 JB51

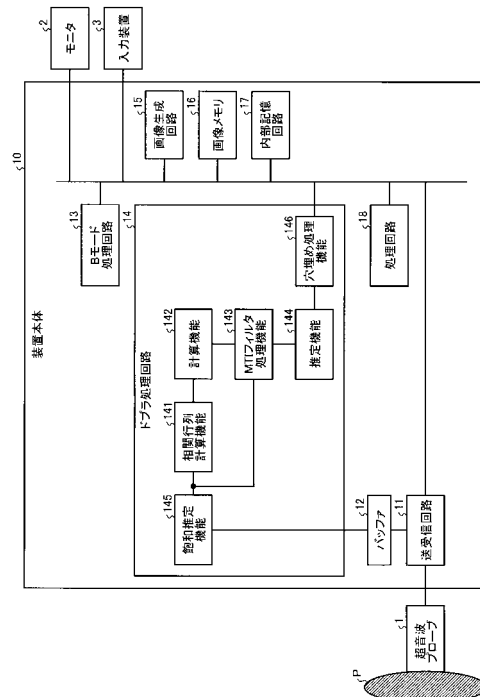
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置及びそのプログラム

(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強度に応じて、前記整相加算処理前の反射波信号の飽和を推定し、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強度に応じて、前記整相加算処理前の反射波信号の飽和を推定し、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】

前記推定した結果に基づく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 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記飽和推定部は、前記推定した結果に基づく出力信号を出力し、

前記抽出部は、前記出力信号の集合であるデータ列から統計的性質を用いて移動体情報を抽出する、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、前記整相加算処理前の反射波信号が飽和していると推定した場合には、値が 1 未満の所定の係数又は 0 を前記反射波データに乗じた出力信号を出力する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記飽和推定部は、観測点において前記整相加算処理前の反射波信号が飽和していると推定した場合、当該観測点近傍の空間に対して、値が 1 未満の所定の係数又は 0 を乗じた出力信号を出力させる、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記抽出部は、前記整相加算処理前の反射波信号が飽和していると推定した出力信号が出力された場合には、当該出力信号を前記移動体情報の抽出に用いない、請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

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計算された前記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し

30

、
前記画像生成部は、前記各分割領域における移動体情報に基づく画像データを生成する、請求項 3 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記抽出部は、各分割領域が、少なくともいずれか 1 つの他の分割領域と重なり合うように前記走査範囲を複数の領域に分割し、各分割領域における統計的性質を用いて各分割領域間が重なり合う領域の統計的性質を計算して、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から計算された前記統計的性質を用いて第 1 の移動体情報を抽出し、前記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前記統計的性質を用いて各分割領域における第 2 の移動体情報を抽出し

40

、
前記画像生成部は、前記第 1 の移動体情報と前記第 2 の移動体情報とに基づく画像データを生成する、請求項 7 又は 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記抽出部は、前記第 1 の移動体情報及び前記第 2 の移動体情報としてパワー値を算出し、

前記画像生成部は、前記第 1 の移動体情報として算出したパワー値に基づく第 1 画像デ

50

ータと、前記第2の移動体情報として算出したパワー値に基づく第2画像データとを生成し、前記第1画像データ及び前記第2画像データの少なくともいずれか一方のパワー値に係数を乗じ、前記第1画像データのパワー値及び前記第2画像データのパワー値のうち値が小さい方を選択して、画像データを生成する、請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記抽出部は、前記各分割領域における移動体情報の平均値を算出し、前記平均値を用いて各分割領域の移動体情報を補正し、

前記画像生成部は、補正後の前記各分割領域の移動体情報に基づく画像データを生成する、請求項7又は8に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記抽出部は、前記平均値が隣接する分割領域の平均値と同じになるように各分割領域の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、

前記出力信号の集合であるデータ列を用いて、前記統計的性質として相関行列を計算し、

前記相関行列を用いた主成分分析の結果に基づいて、クラッタ成分を抑圧するフィルタ係数を計算し、

前記データ列から前記フィルタ係数を用いて移動体情報を抽出する、請求項3～12のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記抽出部は、画像全体の相関行列の最大固有値で、画像を分割した分割領域の相関行列の固有値を規格化し、当該規格化固有値によりランクカット数を決定して、前記フィルタ係数を計算する、請求項13に記載の超音波診断装置。

【請求項15】

前記整相加算処理前の反射波信号が飽和していると推定された観測点の移動体情報を当該観測点の周囲の移動体情報から補間する補間部を更に備える、請求項2～14のいずれか1つに記載の超音波診断装置。

【請求項16】

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の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を用いて、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抽出部と、

前記各分割領域における移動体情報の平均値を算出し、前記平均値を用いて各分割領域の移動体情報を補正する補正部と、

補正後の前記各分割領域の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、
を備える、超音波診断装置。

【請求項17】

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強度に応じて、前記整相加算処理前の反射波信号の飽和を推定し、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18】

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の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を用いて、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抽出部と、

前記各分割領域における移動体情報の平均値を算出し、前記平均値を用いて各分割領域の移動体情報を補正する補正部と、

10

20

30

40

50

補正後の前記各分割領域の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、
前記画像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 19】

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強度に応じて、前記整相加算処理前の反射波信号の飽和を推定し、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。

【請求項 20】

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の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を用いて、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し、

前記各分割領域における移動体情報の平均値を算出し、前記平均値を用いて各分割領域の移動体情報を補正し、

補正後の前記各分割領域の移動体情報に基づく画像データを生成し、
前記画像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】

10

20

30

40

50

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強度に応じて、前記整相加算処理前の反射波信号の飽和を推定し、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。

【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2】図2は、比較例を説明するための図である。

10

【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。

【図5】図5は、比較例を説明するための図である。

【図6】図6は、第2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7】図7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8】図8は、第2の実施形態を説明するための図である。

20

【図9】図9は、第2の実施形態を説明するための図である。

【図10】図10は、第2の実施形態を説明するための図である。

【図11A】図11Aは、第3の実施形態を説明するための図である。

【図11B】図11Bは、第3の実施形態を説明するための図である。

【図11C】図11Cは、第3の実施形態を説明するための図である。

【図12】図12は、第4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13】図13は、第4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14】図14は、第4の実施形態の変形例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。

30

【図15】図15は、第5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16】図16は、第5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17】図17は、第5の実施形態を説明するための図である。

【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。

40

【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。

【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

50

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キング材等を有する。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。

【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。

10

【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 1 D アレ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。

【0013】

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 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

20

【0014】

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 10 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。

【0015】

装置本体 10 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 10 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 10 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。

30

【0016】

装置本体 10 は、図 1 に例示するように、送受信回路 11 と、バッファ 12 と、B モード処理回路 13 と、ドプラ処理回路 14 と、画像生成回路 15 と、画像メモリ 16 と、内部記憶回路 17 と、処理回路 18 とを有する。

【0017】

送受信回路 11 は、後述する処理回路 18 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 11 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 (PRF: 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。

40

【0018】

なお、送受信回路 11 は、後述する処理回路 18 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

50

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。

【0019】

例えば、送受信回路11は、処理回路18の制御により、フレーム間のデータ列をドプ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3724846号，特開2014-42823号公報を参照）。例えば、送受信回路11は、処理回路18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。

【0020】

また、送受信回路11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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

、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。

10

【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AMPM法と呼ばれる映像法が行なわれる。AM法、PM法及びAMPM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。

20

30

【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。

【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「f1」の第1基本波と、中心周波数が「f1」より大きい「f2」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。

40

【0030】

50

ドブラ処理回路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ブラ効果に基づく運動情報を抽出したデータ(ドブラデータ)を生成する。具体的には、ドブラ処理回路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ブ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ブラ処理回路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ブラデータを生成する。

【0031】

上記のドブラ処理回路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ブ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(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(カラードブラ画像データ)を生成する。そして、モニタ2は、カラードブラ画像データを表示する。

10

【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ブラ処理回路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ブラ処理回路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。

20

【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。

30

【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ブラ処理回路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、飽和推定機能145と、穴埋め処理機能146とを実行する。ここで、例えば、図1に示すドブラ処理回路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、飽和推定機能145と、穴埋め処理機能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。ドブラ処理回路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ブラ処理回路14は、図1のドブラ処理回路14内に示された各機能を有することとなる。

40

【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。言い換えると、相関行列計算機能141は、出力信号の集合であるデータ列を用いて、統計的性質として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

50

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。言い換えると、計算機能142は、相関行列を用いた主成分分析の結果に基づいて、クラッタ成分を抑圧するフィルタ係数を計算する。

【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。

【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ブラデータとして出力する。言い換えると、推定機能144は、データ列からフィルタ係数を用いて移動体情報を抽出する。なお、相関行列計算機能141、計算機能142、MTIフィルタ処理機能143、及び、推定機能144は、抽出部の一例である。

【0039】

飽和推定機能145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強度に応じて、整相加算処理前の反射波信号の飽和を推定し、推定した結果を出力する。例えば、飽和推定機能145は、推定した結果に基づく出力信号を出力する。一例をあげると、飽和推定機能145は、出力位置のケットデータの中で1つでも閾値を超える振幅があった場合にはケットデータ全部を0にする処理を行う。なお、飽和推定機能145は、飽和推定部の一例である。

【0040】

穴埋め処理機能146は、整相加算処理前の反射波信号が飽和していると推定された観測点の移動体情報を当該観測点の周囲の移動体情報から補間する。例えば、穴埋め処理機能146は、検出機能145によって飽和検出されてパワー値が0になった場所を周囲のデータから穴埋めする。一例をあげると、穴埋め処理機能146は、近隣の0でないデータの平均値を出力する。なお、穴埋め処理機能146は、補間部の一例である。また、第1の実施形態に係るドブラ処理回路14が行なう具体的な処理については、後に詳述する。

【0041】

ここで、図1に例示するBモード処理回路13及びドブラ処理回路14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13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14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。

【0042】

画像生成回路15は、Bモード処理回路13及びドブラ処理回路14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15は、Bモード処理回路13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15は、ドブラ処理回路14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15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15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。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

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。

10

【 0 0 4 4 】

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 5 】

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。

20

【 0 0 4 6 】

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（MPR：Multi Planer Reconstruction）を行なってボリュームデータから MPR 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 1 5 は、画像生成部の一例である。

30

【 0 0 4 7 】

画像メモリ 1 6 は、画像生成回路 1 5 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 1 6 は、Bモード処理回路 1 3 やドブラ処理回路 1 4 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 1 6 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 1 5 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 1 6 は、送受信回路 1 1 が出力した反射波データを記憶することも可能である。

【 0 0 4 8 】

内部記憶回路 1 7 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 1 7 は、必要に応じて、画像メモリ 1 6 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 1 7 が記憶するデータは、図示しないインターフェースを經由して、外部装置へ転送することができる。また、内部記憶回路 1 7 は、外部装置から図示しないインターフェースを經由して転送されたデータを記憶することも可能である。

40

【 0 0 4 9 】

処理回路 1 8 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 1 8 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 1 7 から読込

50

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。

10

【0050】

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。

【0051】

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。

20

【0052】

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。

【0053】

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CFM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(CH)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。

30

【0054】

一方、送信フォーカスをかけて、固有ベクトル型MTIフィルタを用いたCFM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。図2は、比較例を説明するための図である。図2では、送信フォーカスをかけて、固有ベクトル型MTIフィルタを用いたCFM法を行った場合における、血流のパワー値を画像化した一例を示す。図2では、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。

40

【0055】

しかし、強反射体があつ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。例えば、図2において円で囲んだ領域に強反射体が存在する。このように、図2に示す画像では、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

50

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。

【0056】

発明者は、このように一見して飽和した信号の影響がないように見える場合であっても、飽和した信号が相関行列に影響を与え、最適なMTIフィルタ行列の生成を阻害して画像全体に悪影響を与えることを発見した。そこで、以下では、送信フォーカスをかけて、固有ベクトル型MTIフィルタを用いたCFM法を行う場合に、メインローブの飽和の影響を軽減する医用画像処理方法について説明する。例えば、この医用画像処理方法では、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強度に応じて、整相加算処理前の反射波信号の飽和を推定し、推定した結果を出力する。そして、推定した結果に基づくデータをモニタ2に表示させる。この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、飽和推定機能145と、穴埋め処理機能146とを実行することにより実現される。

10

【0057】

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。

【0058】

ステップS1～ステップS5は、飽和推定機能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から飽和推定機能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、飽和推定機能145が実現されるステップである。ステップS1では、飽和推定機能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S1)。ここで、飽和推定機能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S1、No)、ステップS1の判定処理を繰り返し実行する。

20

【0059】

一方、飽和推定機能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S1、Yes)、ステップS2に移行する。ステップS2では、飽和推定機能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、飽和推定機能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。すなわち、飽和推定機能145は、バッファ12内の入力データを書き換えない。飽和推定機能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

【0060】

ステップS3では、飽和推定機能145は、飽和を推定する。例えば、飽和推定機能145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強度に応じて、整相加算処理前の反射波信号の飽和を推定する。ここで、飽和推定機能145は、以下の(式1)で表わされるI/Q信号の振幅が閾値以上の場合、或いは、以下の(式2)で表わされるパワー値が閾値以上の場合に、信号が飽和していると推定する。また、閾値としてはI/Q信号の振幅の最大値の50%から70%程度が好適である。なお、飽和推定機能145は、振幅あるいはパワーを調べる代わりにI、Qそれぞれの絶対値のどちらか一方が閾値を超えていたら飽和していると推定しても良い。

40

【0061】

【数1】

$$\sqrt{I^2 + Q^2} \quad \dots(式1)$$

50

【 0 0 6 2 】

【 数 2 】

$$I^2 + Q^2 \cdots (\text{式}2)$$

【 0 0 6 3 】

ステップ S 4 では、飽和推定機能 1 4 5 は、飽和していた観測点のポケット信号を 0 にする。例えば、飽和推定機能 1 4 5 は、同一地点のポケット内に 1 つでも飽和信号があった場合、すべてのポケット信号を 0 にする。すなわち、飽和推定機能 1 4 5 は、整相加算処理前の反射波信号が飽和していると推定した場合には、0 を反射波データに乗じた出力信号を出力する。

10

【 0 0 6 4 】

なお、ビームフォーミング後に各 CH の入力信号が A D C (A/D converter) で飽和したかどうかを正しく検出することは不可能である。しかしながら、ここではメインローブの信号が飽和しているかどうかを凡そ分かれば良い。なぜなら、この後計算する相関行列は、振幅の大きい信号が支配的になるからである。支配的となる振幅の大きな信号がポケット内で飽和したりしなかったりという状態にあると、正しい M T I フィルタ行列を計算できなくなる。このため、飽和推定機能 1 4 5 は、このような信号はすべての要素を 0 にすることで計算から除外する。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 5 では、飽和推定機能 1 4 5 は、最小値フィルタを掛ける。例えば、飽和推定機能 1 4 5 は、空間的な領域でカーネルサイズ内に飽和信号があったらそのカーネルサイズ内の信号をすべて 0 にするフィルタを掛ける。ここで、フィルタの一例としては、カーネルサイズ 3×3 (距離方向に 3 サンプル、ラスタ方向に 3 ラスタ) の最小値フィルタである。この目的は、飽和を検出した近傍は飽和した CH (チャンネル) の影響でサイドローブが発生しているのを、その影響を除去するためである。すなわち、飽和推定機能 1 4 5 は、観測点において整相加算処理前の反射波信号が飽和していると推定した場合、当該観測点近傍の空間に対して、0 を乗じた出力信号を出力させる。なお、飽和推定機能 1 4 5 は、観測点において整相加算処理前の反射波信号が飽和していると推定した場合、当該観測点近傍の空間に対して、値が 1 未満の所定の係数に乗じた出力信号を出力させてもよい。

20

30

【 0 0 6 6 】

ステップ S 6 は、相関行列計算機能 1 4 1 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 から相関行列計算機能 1 4 1 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 1 4 1 が実現されるステップである。ステップ S 6 では、相関行列計算機能 1 4 1 は、全地点をアンサンプル平均して相関行列 R_{xx} を計算する。

【 0 0 6 7 】

ここで、ある地点 i でのポケットデータ列ベクトルを x_i とすると、相関行列 R_{xx} は以下の (式 3) で表わされる。(式 3) において、 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。* は共役複素転置行列 (エルミート転置行列) を示す。 R_{xx} は $L \times L$ の行列となる。

40

【 0 0 6 8 】

【 数 3 】

$$R_{xx} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i x_i^* \cdots (\text{式}3)$$

【 0 0 6 9 】

ステップ S 7 からステップ S 1 1 は、計算機能 1 4 2 に対応するステップである。ドブ

50

ラ処理回路 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、相関行列から固有値及び固有ベクトルを計算する。ここで、計算機能 142 は、 R_{xx} を固有値分解して固有ベクトル行列 V と固有値行列 D を計算する。 R_{xx} の固有値分解は以下の (式 4) で表わされる。

【0070】

【数 4】

$$R_{xx} = VDV^* \quad \dots (式4)$$

【0071】

10

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_i と、固有値 λ_i 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。

【0072】

【数 5】

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

20

【0073】

【数 6】

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

30

【0074】

ステップ S8 において、計算機能 142 は、以下の (式 7) を用いて、固有値を最大固有値 λ_1 で規格化する。

【0075】

【数 7】

$$\lambda_i = \lambda_i / \lambda_1 \quad (i=1, \dots, L) \quad \dots (式7)$$

40

【0076】

ステップ S9 において、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。最適ランクカット数 k は特許文献 1 (特開 2014 - 158698 号公報) に記載されている方法で求めても良いし、 λ_k が閾値以下となる最小の値として求めても良い。なお、ステップ S9 において閾値と比較する前に、ステップ S8 において固有値を最大固有値 λ_1 で規格化しておくことでゲインの影響を除去することができる。

【0077】

ステップ S10 において、計算機能 142 は、この k ($k \leq L$) から、ランク数 k の固有ベクトル行列 V_k ($L \times k$ 行列) を求める。ここで、固有ベクトル行列 V_k は、以下の (式 8) で表わされる。

50

【 0 0 7 8 】

【 数 8 】

$$V_k = \begin{pmatrix} v_{1,1} & v_{1,2} & \cdots & v_{1,k} \\ v_{2,1} & v_{2,2} & & v_{2,k} \\ \vdots & & & \vdots \\ v_{L,1} & v_{L,2} & \cdots & v_{L,k} \end{pmatrix} \quad \cdots (式8)$$

【 0 0 7 9 】

10

ステップ S 1 1 において、計算機能 1 4 2 は、 V_k から M T I フィルタ行列 W を計算する。なお、(式 9) において、 I は $L \times L$ の単位行列である。

【 0 0 8 0 】

【 数 9 】

$$W = I - V_k V_k^* \quad \cdots (式9)$$

【 0 0 8 1 】

ステップ S 1 2 は、M T I フィルタ処理機能 1 4 3 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 M T I フィルタ処理機能 1 4 3 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、M T I フィルタ処理機能 1 4 3 が実現されるステップである。ステップ S 1 2 では、M T I フィルタ処理機能 1 4 3 は、以下に示す(式 1 0)を用いて各点のケット列ベクトルデータ x_i に M T I フィルタを施す。ここで、M T I フィルタ処理機能 1 4 3 は、飽和推定機能 1 4 5 による処理後のデータを入力して、M T I フィルタ処理する。

20

【 0 0 8 2 】

【 数 1 0 】

$$y_i = W x_i \quad \cdots (式10)$$

【 0 0 8 3 】

30

ステップ S 1 3 及びステップ S 1 4 は、推定機能 1 4 4 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 から推定機能 1 4 4 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 1 4 4 が実現されるステップである。このステップ S 1 3 及びステップ S 1 4 では、推定機能 1 4 4 は、ステップ S 1 2 の M T I フィルタ処理の結果を用いて、移動体情報を抽出する。すなわち、推定機能 1 4 4 は、出力信号の集合であるデータ列から統計的性質を用いて移動体情報を抽出する。より具体的には、推定機能 1 4 4 は、ステップ S 1 3 では、以下の(式 1 1)を用いてパワー P を推定する。ここで、推定機能 1 4 4 は、対数圧縮前の値としてパワー P を推定する。なお、(式 1 1)において、 j は列ベクトルの要素番号を示す指標である。

【 0 0 8 4 】

40

【 数 1 1 】

$$P_i = \sum_{j=1}^L |y_{i,j}|^2 \quad \cdots (式11)$$

【 0 0 8 5 】

また、推定機能 1 4 4 は、ステップ S 1 4 では、以下の(式 1 2)を用いて速度 V を推定する。なお、(式 1 2)において、 angle は複素数の偏角を $-$ から $+$ の範囲で出力する関数である。

【 0 0 8 6 】

50

【数 1 2】

$$V_i = \text{angle} \left(\sum_{j=1}^{L-1} y_{i,j}^* y_{i,j+1} \right) \cdots (\text{式}12)$$

【0087】

このようにして、推定機能 1 4 4 は、飽和推定機能 1 4 5 により推定された結果に基づく移動体情報を抽出する。すなわち、推定機能 1 4 4 は、整相加算処理前の反射波信号が飽和していると推定した出力信号が飽和推定機能 1 4 5 により出力された場合には、当該出力信号を移動体情報の抽出に用いないようにする。なお、推定機能 1 4 4 は、ステップ S 1 3 とステップ S 1 4 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。 10

【0088】

ステップ S 1 5 は、穴埋め処理機能 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 から穴埋め処理機能 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、穴埋め処理機能 1 4 6 が実現されるステップである。ステップ S 1 5 では、穴埋め処理機能 1 4 6 は、穴埋め処理を実行する。ここで、例えば、飽和推定機能 1 4 5 で 0 が入った位置のパワー P 及び速度 V は 0 となる。そこで、穴埋め処理機能 1 4 6 は、この 0 になったパワー P 及び速度 V を周囲から穴埋めする。一例として、穴埋め処理機能 1 4 6 は、近隣の 0 でないデータの平均値を出力する。より具体的には、穴埋め処理機能 1 4 6 は、0 になった位置を中心とする 3 × 3 の位置におけるデータの平均値を出力する。なお、穴埋め処理機能 1 4 6 により実行されるステップ S 1 5 は、省略可能である。 20

【0089】

ステップ S 1 6 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 1 6 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 3 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 4 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。

【0090】

ステップ S 1 7 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 1 7 では、処理回路 1 8 は、信号の飽和を推定した結果に基づくデータとして、モニタ 2 に、カラードブラ画像データを表示させる。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、ある観測点においてビームフォーミング後の I Q 信号が閾値以上の場合には、この観測点のすべてのパケットデータを 0 にして固有ベクトル型 M T I フィルタを作成し、固有ベクトル型 M T I フィルタを用いた C F M 法を行った場合における、血流のパワー値を画像化した一例を示す。なお説明の便宜上、図 4 では図 2 に示す画像に比べてゲインを上げている画像を示す。ゲインが同じ場合は血流の輝度が同じになる。従って、図 4 では図 2 に比べて大幅に組織が低減しているのが分かる。例えば、図 4 において円で囲んだ領域では、図 2 に示す画像に比べて、体表層の組織や実質組織が大幅に抑圧されている。 30

【0091】

また、図 4 では飽和して 0 を入れた場所が分かるように、穴埋め処理を行わないで表示している。例えば、図 4 において黒く抜けている部分が飽和していると推定した観測点 P である。図 4 に示す例では、飽和していると推定した観測点 P はごくわずかであるが、画像が大きく変化している。これは、相関行列は振幅が大きい信号の影響が大きくなるからである。飽和していると推定される信号レベルは大きいので、相関行列に大きな影響を与える。そして飽和したと推定される信号を含むパケット列は、正しい情報を示さない。図 2 では正しい M T I フィルタ行列が作成されないために画像全体にクラッタが残ってしまっている。一方、図 4 では予め飽和箇所を取り除いたデータから M T I フィルタ行列を計算しているので良好な画像が表示される。このように、ごくわずかの飽和した観測点 P を 40 50

除外するだけで、図 2 から図 4 のように血流画像の画質が改善される。

【 0 0 9 2 】

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強度に応じて各観測点の飽和を推定し、飽和していると推定した観測点の信号を抑えた出力結果を用いて、画像化対象範囲全体の相関行列を計算する。これにより、第 1 の実施形態によれば、飽和した信号が相関行列に与える影響を低減することが可能になる。また、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置は、飽和した信号の影響を低減した相関行列から M T I フィルタ行列を生成するので、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の発生を軽減することが可能になる。

【 0 0 9 3 】

なお、上述した第 1 の実施形態では M T I フィルタ処理機能 1 4 3 は、飽和推定機能 1 4 5 による処理後のデータを入力して、M T I フィルタ処理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、M T I フィルタ処理機能 1 4 3 は、飽和推定機能 1 4 5 により処理されていないデータを入力して、M T I フィルタ処理してもよい。なお、かかる場合、ドブラ処理回路 1 4 は、穴埋め処理機能 1 4 6 を実行しなくてもよい。

【 0 0 9 4 】

(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 1 4 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^* を特異値分解する場合について説明する。例えば、上記(式 3)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 1 3)で表わされる。

【 0 0 9 5 】

【数 1 3】

$$R_{xx} = \frac{1}{N} XX^* \quad \dots(\text{式13})$$

【 0 0 9 6 】

ドブラ処理回路 1 4 は、以下の(式 1 4)を用いて行列 X^* を特異値分解する。

【 0 0 9 7 】

【数 1 4】

$$X^* = P \Lambda Q^* \quad \dots(\text{式14})$$

【 0 0 9 8 】

(式 1 4) を (式 1 3) に代入すると、 P はユニタリー行列であるから、 R_{xx} は以下の(式 1 5)で表わされる。

【 0 0 9 9 】

【数 1 5】

$$R_{xx} = \frac{1}{N} XX^* = \frac{1}{N} (P \Lambda Q^*)^* (P \Lambda Q^*) = \frac{1}{N} Q \Lambda^* P^* P \Lambda Q^* = \frac{1}{N} Q \Lambda^* \Lambda Q^* \quad \dots(\text{式15})$$

【 0 1 0 0 】

(式 4) と (式 1 5) を比較すると、 V は、以下の(式 1 6)で表わされ、 D は、以下の(式 1 7)で表わされる。

【 0 1 0 1 】

【数 1 6】

$$V = Q \quad \dots(\text{式16})$$

【 0 1 0 2 】

10

20

30

40

50

【数 17】

$$D = \frac{1}{N} \Lambda^* \Lambda \quad \dots (式17)$$

【0103】

(式17)において、 Λ は $N \times L$ の行列であり、エルミート行列 $R_{x \times x}$ の固有値は正である。このため、 D は、以下の(式18)で表わされる。

【0104】

【数 18】

$$\Lambda = \sqrt{N} \begin{pmatrix} \sqrt{\lambda_1} & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \sqrt{\lambda_1} & & 0 \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & \sqrt{\lambda_L} \\ 0 & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & 0 \end{pmatrix} \quad \dots (式18)$$

10

20

【0105】

なお、かかる場合、MTIフィルタ処理機能143は、以下に示す(式19)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。

【0106】

【数 19】

$$Y = WX \quad \dots (式19)$$

【0107】

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^* を特異値分解することによって、移動体情報を抽出する。

30

【0108】

(第2の実施形態)

第1の実施形態では、飽和を推定した結果に基づく出力信号から画像化対象範囲全体で1つの相関行列を計算する場合について説明した。ところで、画像を複数の領域に分割し、領域毎に相関行列及びMTIフィルタ行列を計算してMTIフィルタを掛ける方法が知られている。図5は、比較例を説明するための図である。

【0109】

図5では、送信フォーカスをかけて、領域毎に固有ベクトル型MTIフィルタを用いたCFM法を行った場合における、血流のパワー値を画像化した一例を示す。より具体的には、図5では、画像化対象範囲の一部をオーバーラップさせながら複数の領域に分割して相関行列及びMTIフィルタ行列を計算してMTIフィルタ出力のパワー信号を重み付け加算している。なお、図5では飽和を推定した結果に基づく出力信号から相関行列を計算していない。

40

【0110】

図5には、円弧状のアーティファクトは観察されない。また、図5では、図4で見られた、体表の筋肉層の組織や実質組織がほとんど消失している。しかしながら、図5では、画像中央左の血管の横断面の血流の下側の輝度がブロック状に上がっている。

【0111】

そこで、第2の実施形態では、画像を複数の領域に分割し、更に、飽和を推定した結果に基づく出力信号から領域毎に相関行列及びMTIフィルタ行列を計算してMTIフィル

50

タを掛ける場合について説明する。

【0112】

図6は、第2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。なお、図6に示す第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成例は、ドブラ処理回路14において、ブロック分割機能147と合成機能148とを更に実行する点を除いて、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、ブロック分割機能147と合成機能148とについてのみ説明する。なお、第2の実施形態に係る相関行列計算機能141、計算機能142、MTIフィルタ処理機能143、推定機能144、ブロック分割機能147及び合成機能148は、抽出部の一例である。

10

【0113】

図7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7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7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。

【0114】

ステップS21からステップS25は、飽和推定機能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から飽和推定機能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、飽和推定機能145が実現されるステップである。なお、ステップS21からステップS25の各処理は、図3に示すステップS1からステップS5の各処理に対応する。すなわち、飽和推定機能145は、飽和を推定して飽和を推定した結果に基づく出力信号を出力し、空間的な最小値フィルタを掛ける。

20

【0115】

ステップS26は、ブロック分割機能147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147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147が実現されるステップである。ステップS26では、ブロック分割機能147は、画像化対象範囲を複数の領域に分割する。図8は、第2の実施形態を説明するための図である。図8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8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。

30

【0116】

例えば、ブロック分割機能147は、図8中の小さい升目を最小の分割単位とすること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8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147は、各小ブロックには4ラスタ、16サンプルが含まれるように分割する。

【0117】

そして、ブロック分割機能147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147は、図8中の太線で囲った縦横それぞれ4個ずつの小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147は、図8の(A)から(I)に示すように、中ブロックを構成する。

40

【0118】

図8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。すなわち、ブロック分割機能145は、各分割領域が、少なくともいずれか1つの他の分割領域と重なり合うように走査範囲を複数の領

50

域に分割する。

【0119】

ステップS27及びステップS28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S27では、相関行列計算機能141は、各小ブロック内で相関行列を計算する。ここで、相関行列計算機能141は、(式3)に示す $1/N$ の乗算を行わずに小ブロックの相関行列を計算する。

【0120】

ステップS28では、相関行列計算機能141は、中ブロックの相関行列を計算する。例えば、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。

10

【0121】

ステップS29からステップS33は、計算機能142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S29では、計算機能142は、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。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。

20

【0122】

ステップS30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、画像化対象範囲全ての小ブロックで計算した相関行列を加算して画像全体の相関行列を計算する。そして、計算機能142は、図3のステップS8と同様にして、中ブロック毎に固有値分解した後に固有値を画像全体の相関行列の最大固有値で規格化する。

【0123】

ステップS31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、図3のステップS9と同様にして、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。

30

【0124】

ステップS32では、計算機能142は、図3のステップS10と同様にして、固有ベクトル行列を求める。ステップS33では、計算機能142は、図3のステップS11と同様にして、MTIフィルタ行列を計算する。すなわち、計算機能142は、画像全体の相関行列の最大固有値で、画像を分割した分割領域の相関行列の固有値を規格化し、当該規格化固有値によりランクカット数を決定して、フィルタ係数を計算する。

40

【0125】

ステップS34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S34では、MTIフィルタ処理機能143は、中ブロックのデータに、この中ブロックから計算したMTIフィルタを施す。

【0126】

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。ここで、MTIフィルタ処理機能143は、

50

飽和推定機能 1 4 5 による処理後の中ブロックのデータに対して、この中ブロックから計算した M T I フィルタを施す。なお、M T I フィルタ処理機能 1 4 3 は、飽和推定機能 1 4 5 により処理されていない中ブロックのデータに対して、この中ブロックから計算した M T I フィルタを施してもよい。

【 0 1 2 7 】

ステップ S 3 5 及びステップ S 3 6 は、推定機能 1 4 4 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 から推定機能 1 4 4 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 1 4 4 が実現されるステップである。このステップ S 3 5 及びステップ S 3 6 では、推定機能 1 4 4 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。ここで、推定機能 1 4 4 は、各分割領域が、少なくともいずれか 1 つの他の分割領域と重なり合うように走査範囲を複数の領域に分割し、各分割領域における統計的性質を用いて各分割領域間が重なり合う領域の統計的性質を計算して、移動体情報を抽出する。

10

【 0 1 2 8 】

より具体的には、推定機能 1 4 4 は、ステップ S 3 5 では、ステップ S 3 4 で M T I フィルタを施した中ブロックのデータから、ステップ S 1 3 と同様にしてパワー P を推定する。そして、推定機能 1 4 4 は、ステップ S 3 6 では、ステップ S 3 4 で M T I フィルタを施した中ブロックのデータから、ステップ S 1 4 と同様にして速度 V を推定する。

20

【 0 1 2 9 】

ステップ S 3 7 は、合成機能 1 4 8 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 から合成機能 1 4 8 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、合成機能 1 4 8 が実現されるステップである。ステップ S 3 7 では、合成機能 1 4 8 は、重み付け加算する。図 9 は、第 2 の実施形態を説明するための図である。図 9 では、位置に応じた重みの分布を示す。例えば、合成機能 1 4 8 は、図 9 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。

【 0 1 3 0 】

ステップ S 3 8 は、穴埋め処理機能 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 から穴埋め処理機能 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、穴埋め処理機能 1 4 6 が実現されるステップである。ステップ S 3 8 では、ステップ S 1 5 と同様にして穴埋め処理機能 1 4 6 は、穴埋め処理を実行する。

30

【 0 1 3 1 】

ステップ S 3 9 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 3 9 では、画像生成回路 1 5 は、ステップ S 1 6 と同様にして移動体情報からカラードブラ画像データを生成する。ここで、例えば、画像生成回路 1 5 は、各分割領域における移動体情報に基づく画像データを生成する。ステップ S 4 0 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 4 0 では、処理回路 1 8 は、ステップ S 1 7 と同様にしてモニタ 2 に、カラードブラ画像データを表示させる。

40

【 0 1 3 2 】

図 1 0 は、第 2 の実施形態を説明するための図である。図 1 0 では、ブロック毎に図 4 と同様な飽和处理を行って重み付け加算した場合における、血流のパワー値を画像化した一例を示す。図 1 0 に示すように、画像中央左の血管の横断面の血管壁は飽和して黒く抜けている。図 5 と比較すると図 1 0 では体表の筋肉層の組織はほぼ消失し、画像中央左の血管の横断面の血流の下側の輝度の上昇も図 5 に比べると抑えられている。

【 0 1 3 3 】

上述したように、第 2 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強度に応じて各観測点の飽和を推定し、飽和していると推定した観測点の信号を抑えた出力結果を用いて、各分割領域の相関行列を計算する。これにより、第

50

2の実施形態によれば、飽和した信号が相関行列に与える影響を低減することが可能になる。この結果、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。

【0134】

また、第2の実施形態では、ブロック分割機能147は、図8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。

10

【0135】

なお、上述した第2の実施形態では、ブロック分割機能147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147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。

【0136】

(第3の実施形態)

第3の実施形態では、第1の実施形態で作成したパワー信号P1と第2の実施形態で作成したパワー信号P2とから最終的な出力パワー信号P3を決定する場合について説明する。

20

【0137】

なお、第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成例は、推定機能144及び画像生成回路15に一部の機能が付加的に備わる点を除いて、図6に示す第2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、推定機能144及び画像生成回路15についてのみ説明する。

【0138】

第3の実施形態に係る推定機能144は、複数の走査線で形成される走査範囲から計算された統計的性質を用いて第1の移動体情報を抽出し、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第2の移動体情報を抽出する。ここで、第3の実施形態に係る推定機能144は、第1の移動体情報及び第2の移動体情報としてパワー値を算出する。図11Aから図11Cは、第3の実施形態を説明するための図である。図11Aでは、第1の移動体情報に基づく画像データの一例を示し、図11Bでは、第2の移動体情報に基づく画像データの一例を示す。

30

【0139】

例えば、図11Aと図11Bとにおいて、円で囲んだ領域B及び領域Cを比較すると、組織の抑圧能は、図11Bの方が優れている。また、図11Bには画像中央左の血管の横断面の血流の下側(円で囲んだ領域A)の輝度の上昇が認められるのに対して図11Aではこのような上昇はない。この輝度の上昇は血管壁が飽和していて、飽和検出した部位以外にもビームフォーミング前のCH信号では飽和している部位があるからと考えられる。相関行列がこの検出できない飽和信号の悪影響を受けて、MTIフィルタ行列が正しく計算されていない可能性が考えられる。

40

【0140】

一方、図11Aでは画像全体から相関行列を計算するので、局所的な検出できない飽和信号の重みは小さくなる。更に、図11Bでは大血管の辺縁の輝度が多少上がっているのに対して、図11Aでは、大血管の辺縁の組織の輝度が下がってコントラストが良い。これは分割した領域の大部分に大血管が含まれる場合に、相関行列に血管の信号成分が多くなって、組織だけが主成分ではなくなるためと考えられる。

【0141】

このように、図11A及び図11Bの2つの画像には、良い場所と悪い場所とがある。そこで、第3の実施形態に係る画像生成回路15は、2つの画像の良いところ取りをする

50

。すなわち、第3の実施形態に係る画像生成回路15は、第1の移動体情報と第2の移動体情報とに基づく画像データを生成する。例えば、第3の実施形態に係る画像生成回路15は、以下の(式20)を用いて最終的な出力パワー信号P3を計算する。

【0142】
【数20】

$$P_3 = \min(\alpha P_1, P_2) \quad \dots (式20)$$

【0143】

すなわち、第3の実施形態に係る画像生成回路15は、P1に係数を掛けた信号とP2の小さい方を最終的な出力パワー信号P3とする。言い換えると、第3の実施形態に係る画像生成回路15は、第1の移動体情報として算出したパワー値に基づく第1画像データと、第2の移動体情報として算出したパワー値に基づく第2画像データを生成する。そして、第3の実施形態に係る画像生成回路15は、第1の画像データ及び第2の画像データの少なくともいずれか一方のパワー値に係数を乗じ、第1の画像データのパワー値及び第2の画像データのパワー値のうち値が小さい方を選択して、画像データを生成する。なお、(式20)において、 $\alpha = 0.75$ である。この α の値は、事前に検討された値であり任意に設定可能である。図11Cは、最終的な出力パワー信号P3に基づく画像データの一例を示す。図11Cでは、図11Bで見られた画像中央左の血管の横断面の血流の下側(円で囲んだ領域A)の輝度の上昇が見られず、血管辺縁のコントラストが良くなっている。

10

20

【0144】

上述したように、第3の実施形態では、第1の移動体情報と第2の移動体情報とに基づく画像データを生成する。これにより、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。

【0145】

(第4の実施形態)

上述した第3の実施形態で説明したパワー信号の選択処理を行った場合でも、ブロック間のゲイン差が目立つ場合がある。例えば、強反射体付近で飽和によるサイドローブが発生していることや、ブロックによって組織からの反射エコー強度が異なることが原因と考えられる。そこで、第4の実施形態では、このブロック間ゲイン差を抑圧するために、ブロック毎にゲイン補正を行う場合について説明する。

30

【0146】

図12は、第4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。なお、図12に示す第4の実施形態に係る超音波診断装置の構成例は、ドブラ処理回路14において、平均値計算機能149を更に実行する点と合成機能148の一部の機能が異なる点とを除いて、図6に示す第2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4の実施形態では、平均値計算機能149と合成機能148とについてのみ説明する。

【0147】

例えば、平均値計算機能149は、各分割領域における移動体情報の平均値を算出する。合成機能148は、平均値を用いて各分割領域の移動体情報を補正する。なお、第4の実施形態に係る相関行列計算機能141、計算機能142、MTIフィルタ処理機能143、推定機能144、平均値計算機能149及び合成機能148は、抽出部の一例である。

40

【0148】

図13は、第4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13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13に示すフローチャートにおいて、図7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13に示すステップS51からステップS66の処理は、図7に示すステップS21か

50

らステップ S 3 6 の処理に対応する。

【 0 1 4 9 】

ステップ S 6 7 は、平均値計算機能 1 4 9 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 から平均値計算機能 1 4 9 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、平均値計算機能 1 4 9 が実現されるステップである。ステップ S 6 7 では、平均値計算機能 1 4 9 は、中ブロック毎のパワーの平均値を計算する。

【 0 1 5 0 】

ステップ S 6 8 は、合成機能 1 4 8 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 から合成機能 1 4 8 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、合成機能 1 4 8 が実現されるステップである。ステップ S 6 8 では、合成機能 1 4 8 は、ゲイン補正を行う。ここで例えば、当該ブロックの各点のパワー値を P_i 、平均値を P_0 とし、当該ブロックを除く隣接する 8 ブロックの平均値又は最小値を P_1 とする。かかる場合、合成機能 1 4 8 は、 T_h を閾値として以下の (式 2 1) を用いて、パワー値の補正を行う。すなわち、合成機能 1 4 8 は、平均値が隣接する分割領域の平均値と同じになるように各分割領域の移動体情報を補正する。

10

【 0 1 5 1 】

【 数 2 1 】

$$P_i = \begin{cases} \frac{T_h P_1}{P_0} P_i & \text{if } \left(\frac{P_0}{P_1} > T_h \right) \\ P_i & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots \text{(式21)}$$

20

【 0 1 5 2 】

なお、合成機能 1 4 8 は、輝度上昇が広範囲に渡る場合等は、 P_1 として近隣の平均値よりも最小値を用いる方が望ましい場合がある。

【 0 1 5 3 】

なお、図 1 3 に示すステップ S 6 9 からステップ S 7 1 の処理は、図 7 に示すステップ S 3 8 からステップ S 4 0 6 の処理に対応する。これにより、画像生成回路 1 5 は、補正後の各分割領域の移動体情報に基づく画像データを生成する。

【 0 1 5 4 】

30

上述したように、第 4 の実施形態では、各分割領域における移動体情報の平均値を算出し、平均値を用いて各分割領域の移動体情報を補正し、補正後の各分割領域の移動体情報に基づく画像データを生成することで、ブロック毎にゲイン補正を行う。これにより、第 4 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。

【 0 1 5 5 】

(第 4 の実施形態の変形例)

上述した第 4 の実施形態では、信号の飽和を推定する処理を実行したうえで、ゲイン補正を実行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、ゲイン補正を実行する場合、信号の飽和を推定する処理を実行しなくてもよい。

【 0 1 5 6 】

40

図 1 4 は、第 4 の実施形態の変形例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。なお、図 1 4 に示す第 4 の実施形態の変形例に係る超音波診断装置の構成例は、ドブラ処理回路 1 4 の構成例が異なる点を除いて、図 1 2 に示す第 4 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 4 の実施形態の変形例では、ドブラ処理回路 1 4 についてのみ説明する。

【 0 1 5 7 】

図 1 4 に示すように、第 4 の実施形態の変形例に係るドブラ処理回路 1 4 は、相関行列計算機能 1 4 1 と、計算機能 1 4 2 と、MTI フィルタ処理機能 1 4 3 と、推定機能 1 4 4 と、ブロック分割機能 1 4 7 と、合成機能 1 4 8 と、平均値計算機能 1 4 9 とを実行する。

50

【0158】

ブロック分割機能147は、画像化対象範囲を複数の領域に分割する。相関行列計算機能141は、各小ブロック内で相関行列を計算する。また、相関行列計算機能141は、中ブロックの相関行列を計算する。計算機能142は、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して、MTIフィルタ行列を計算する。MTIフィルタ処理機能143は、中ブロックのデータに、この中ブロックから計算したMTIフィルタを施す。

【0159】

推定機能144は、MTIフィルタを施した中ブロックのデータから、移動体情報を抽出する。すなわち、推定機能144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の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を用いて、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。平均値計算機能149は、各分割領域における移動体情報の平均値を算出する。合成機能148は、平均値を用いて各分割領域の移動体情報を補正する。そして、画像生成回路15は、補正後の各分割領域の移動体情報に基づく画像データを生成する。

【0160】

上述したように、第4の実施形態の変形例では、各分割領域における移動体情報の平均値を算出し、平均値を用いて各分割領域の移動体情報を補正し、補正後の各分割領域の移動体情報に基づく画像データを生成することで、ブロック毎にゲイン補正を行う。これにより、第4の実施形態の変形例によれば、CFM法において画質を向上させることが可能になる。

【0161】

(第5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、評価用画像データ生成するようによい。

【0162】

図15は、第5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。なお、図15に示す第5の実施形態に係る超音波診断装置の構成例は、ドブラ処理回路14及び処理回路18の構成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5の実施形態では、ドブラ処理回路14及び処理回路18についてのみ説明する。

【0163】

第5の実施形態に係るドブラ処理回路14は、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とを実行する。ここで、例えば、図15に示すドブラ処理回路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。ドブラ処理回路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ブラ処理回路14は、図15のドブラ処理回路14内に示された各機能を有することとなる。

【0164】

第5の実施形態に係る処理回路18は、飽和推定機能18aと、制御機能18bとを実行する。ここで、例えば、図15に示す処理回路18の構成要素である飽和推定機能18aと、制御機能18b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。処理回路18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処理回路18は、図15の処理回路18内に示された各機能を有することとなる。

【0165】

例えば、飽和推定機能18a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強度に応じて、前記整相加算処理前の反射波信号の飽和を推定し、推定した結果を出力する。なお、飽和推定機能18aは、飽和推定部の一例である。

【0166】

制御機能18bは、推定した結果に基づくデータをモニタ2に表示させる。なお、制御機能18bは、制御部の一例である。

10

【0167】

図16は、第5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16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16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。

【0168】

また、図16に示す処理は、例えば、CFM法に先立って実行されてもよいし、CFM法の実行時にデータを利用し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16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5の実施形態では、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及び適応型MTIフィルタのいずれが用いられてもよい。

20

【0169】

図16に示すステップS81からステップS85の処理は、飽和推定機能18aにより実現されるステップである。処理回路18が内部記憶回路17から飽和推定機能18a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、飽和推定機能18aが実現されるステップである。ステップS81からステップS84では、飽和推定機能18aは、図3に示すステップS1からステップS4の処理と同様にして、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強度に応じて、整相加算処理前の反射波信号の飽和を推定し、推定した結果を出力する。飽和推定機能18aは、反射波信号が飽和している観測点では0を出力値とし、反射波信号が飽和していない観測点では反射波データの強度を出力値とする。

30

【0170】

ステップS85では、飽和推定機能18aは、評価用画像データを生成する。例えば、飽和推定機能18aは、飽和推定機能18aによる各観測点における出力値を評価用画像データとして生成する。図17は、第5の実施形態を説明するための図である。例えば、飽和推定機能18aは、図17に示すように、出力値と観測点を対応付けた評価用画像データを生成する。ここで、図17では、反射信号が飽和している観測点を黒塗りP1及びP2で示す。

【0171】

ステップS86の処理は、制御機能18bにより実現されるステップである。処理回路18が内部記憶回路17から制御機能18b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、制御機能18bが実現されるステップである。ステップS86では、制御機能18bは、モニタ2に、評価用画像データを表示させる。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ない場合には、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いうこと以外に、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

40

50

。

【0172】

上述したように、第5の実施形態では、各観測点における出力値を評価用画像データとして生成してモニタ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5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。

【0173】

なお、上述した実施形態では、飽和推定機能18aは、出力値と観測点とを対応付けた評価用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、飽和推定機能18aは、推定した結果に基づくデータとして、各観測点における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。

【0174】

(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。

【0175】

上述した実施形態では、飽和推定機能145は、同一地点の PACKET 内に1つでも飽和信号があった場合、推定した結果としてすべての PACKET 信号を0に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、飽和推定機能145は、整相加算処理前の反射波信号が飽和していると推定した場合には、値が1未満の所定の係数を反射波データに乗じた出力信号を出力するようにしてもよい。

【0176】

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: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 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。

【0177】

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。

【0178】

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

ることできる。

【0179】

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。

【0180】

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。

10

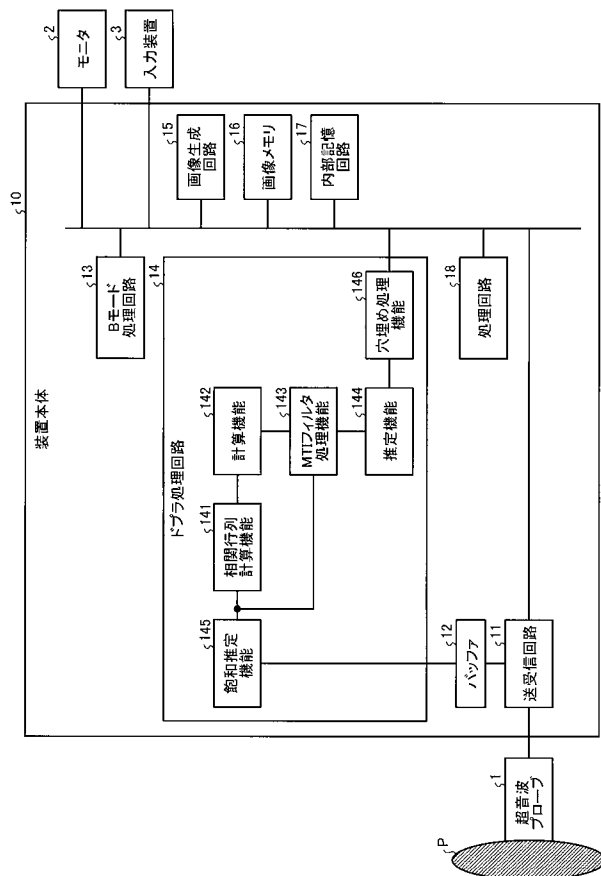
【符号の説明】

【0181】

- 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 飽和推定機能
- 146 穴埋め処理機能

20

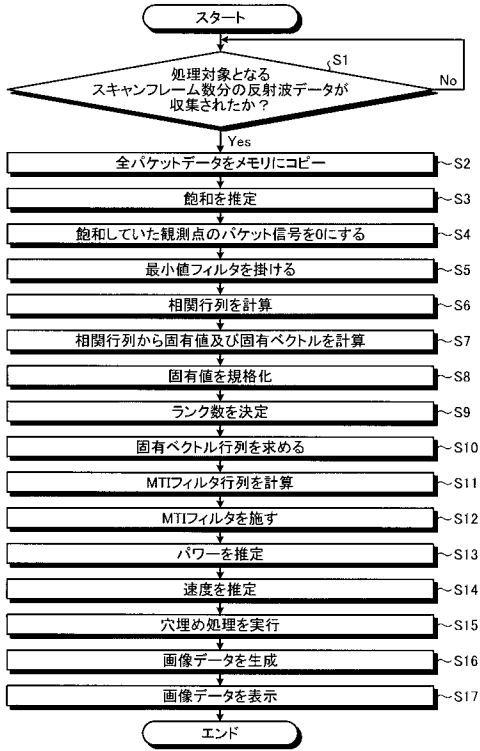
【図1】



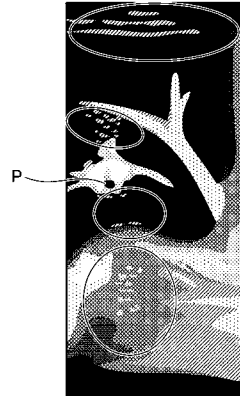
【図2】



【 図 3 】



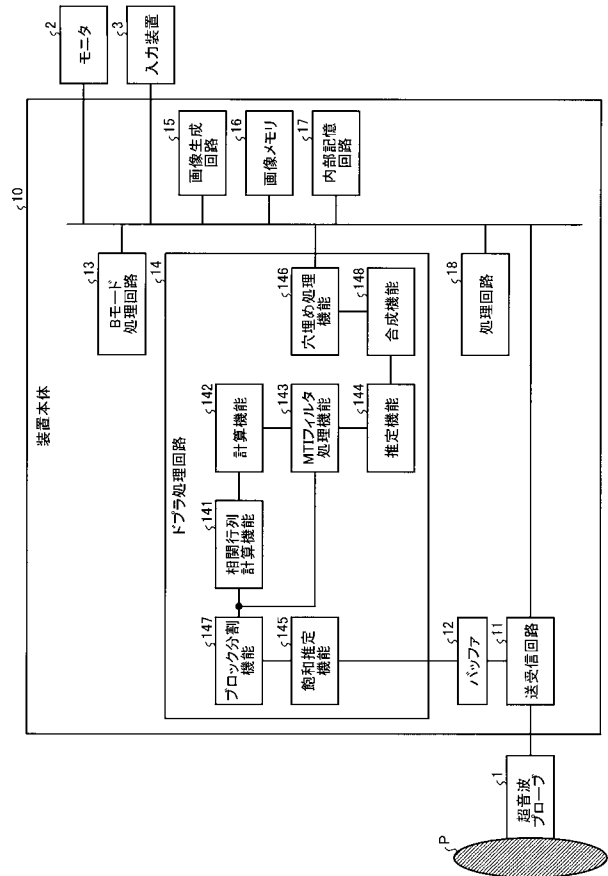
【 図 4 】



【 図 5 】



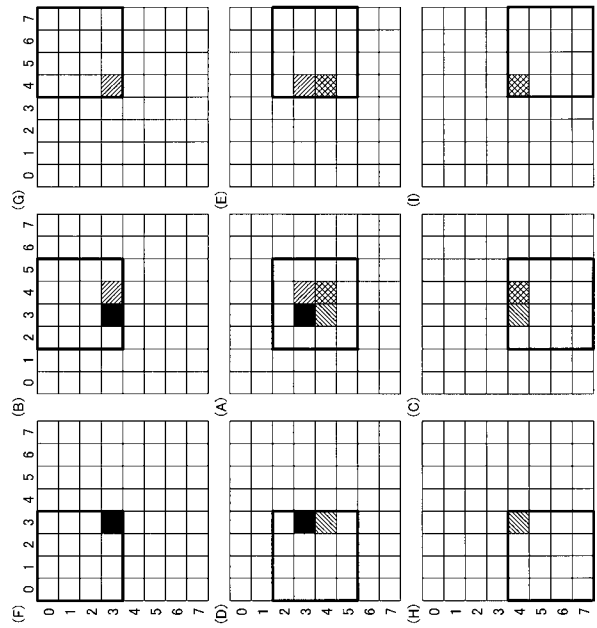
【 図 6 】



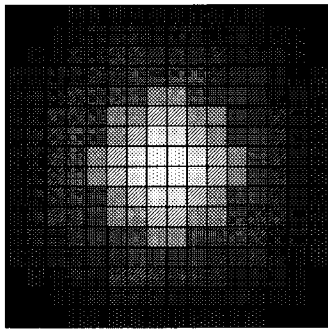
【 図 7 】



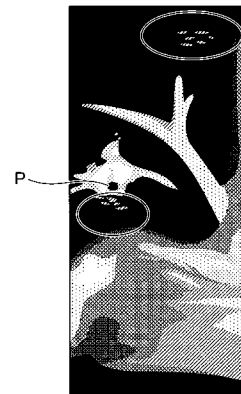
【 図 8 】



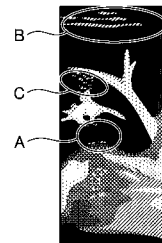
【 図 9 】



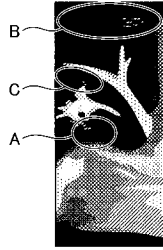
【 図 10 】



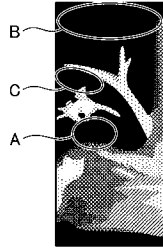
【 図 11 A 】



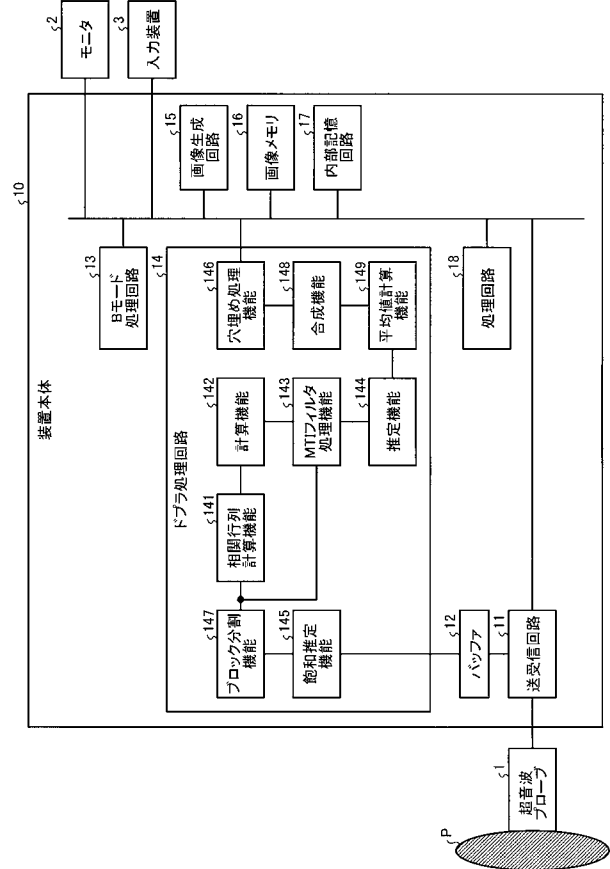
【図11B】



【図11C】



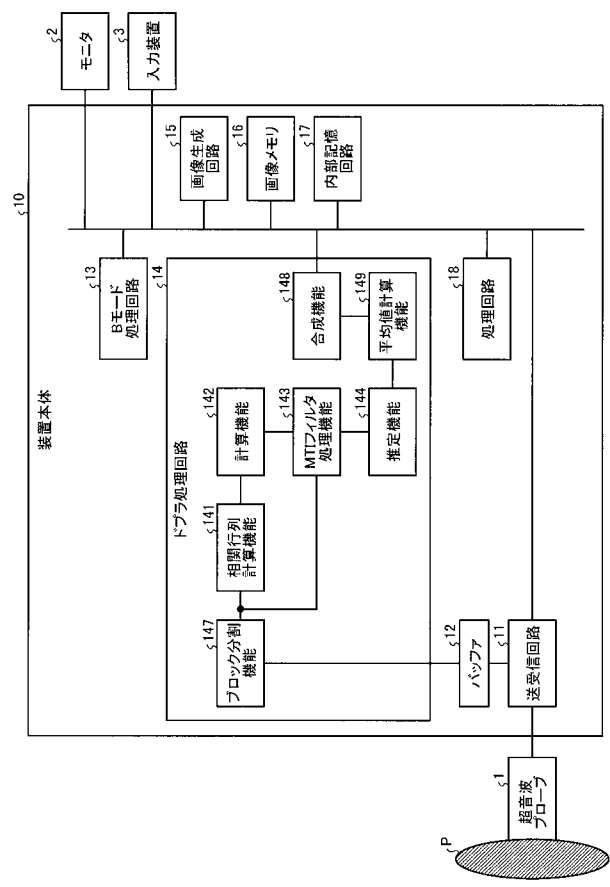
【図12】



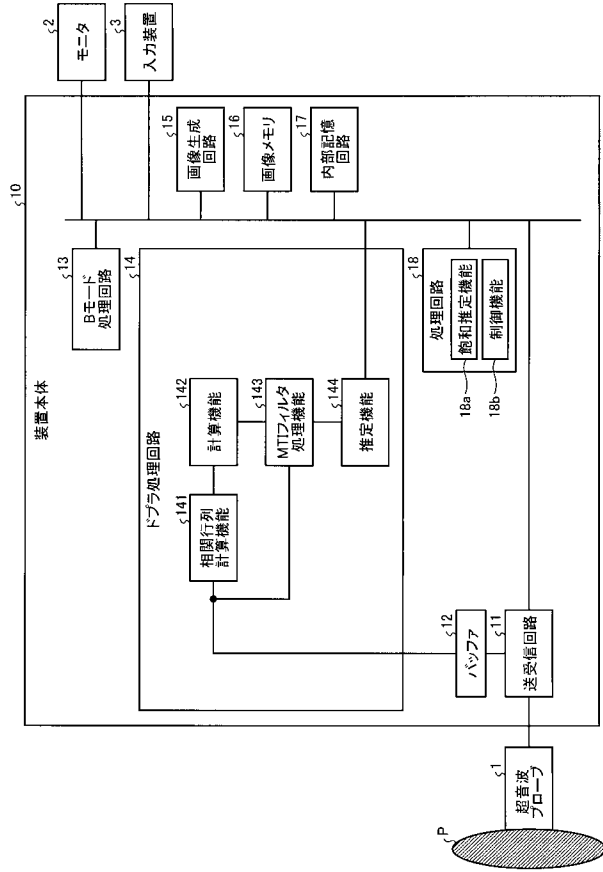
【図13】



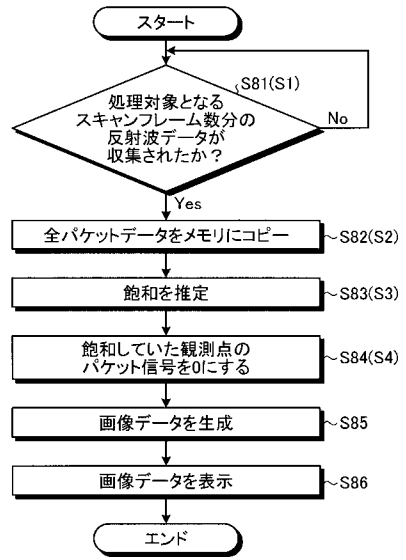
【図14】



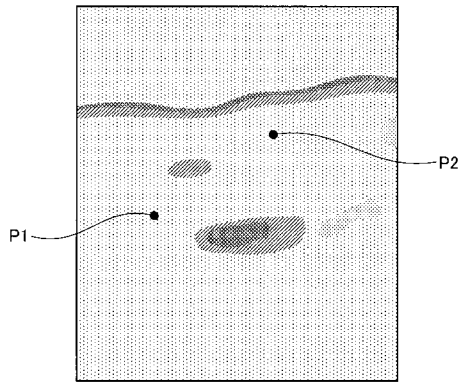
【図 15】



【図 16】



【図 17】



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	JP2019097794A	公开(公告)日	2019-06-24
申请号	JP2017230839	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	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/JB03 4C601/JB20 4C601/JB51		
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。饱和度估计单元被配置为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，根据通过相位相加处理生成的反射波数据的强度来执行相位相加处理之前的反射波。它估计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

