

(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2014-121594

(P2014-121594A)

(43) 公開日 平成26年7月3日(2014.7.3)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2013-241378 (P2013-241378)
 (22) 出願日 平成25年11月21日 (2013.11.21)
 (31) 優先権主張番号 特願2012-256645 (P2012-256645)
 (32) 優先日 平成24年11月22日 (2012.11.22)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝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 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

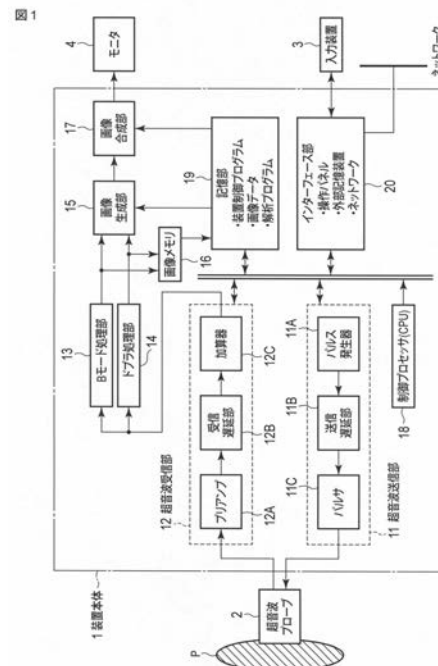
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置および画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】超音波の送受信によって得られた複数の画像データから診断に適した画像データを選定すること。

【解決手段】超音波診断装置は、被検体に対して超音波走査を繰り返す送受信部(11, 12)と、送受信部の出力に基づいて複数の画像のデータを生成する画像生成部(13)と、送受信部の出力に基づいて複数の血流画像のデータを生成する血流画像生成部(14)と、複数の画像間の類似度を算出し、類似度に基づいて複数の画像から類似性の低い少なくとも2枚の画像を特定し、特定された少なくとも2枚の画像に走査時刻がそれぞれ対応する少なくとも2枚の血流画像を複数の血流画像から選定する画像選定部(15)と、選出された少なくとも2枚の血流画像を表示する表示部(4)とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波走査を繰り返す送受信部と、
前記送受信部の出力に基づいて、複数の画像のデータを生成する画像生成部と、
前記送受信部の出力に基づいて、複数の血流画像のデータを生成する血流画像生成部と

、

前記複数の画像間の類似度を算出する類似度算出部と、

前記類似度に基づいて、前記複数の画像から類似度の低い少なくとも 2 枚の画像を特定する特定部と、

前記特定された少なくとも 2 枚の画像に走査時刻がそれぞれ対応する少なくとも 2 枚の血流画像を前記複数の血流画像から選定する画像選定部と、

前記選定された少なくとも 2 枚の血流画像を表示する表示部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記画像は、形態画像であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像は、ドプラ画像、血管造影画像又はエラストグラフィー画像であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記血流画像は、ドプラ画像又は血管造影画像であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記類似度算出部は、前記複数の画像から選択された基準画像に対する他の画像各々との間の類似度を算出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記類似度算出部は、前記基準画像として前記複数の画像の中の最初に生成された画像を選択することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記類似度算出部は、前記複数の画像の中から、前記複数の血流画像の血流画素数が閾値を最初に達した血流画像に対応する画像を前記基準画像として選択することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記複数の血流画像から、ピクセル値が閾値以上を示す血流画像を表示対象から除外する血流画像除外処理部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示部は、前記画像選定部が選定した血流画像を前記被検体の形態画像に重ね合わせて表示するとともに、前記血流画像における所定領域内の血流面積あるいは面積率を表示することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記血流画像は、血流が観測される位置をカラーピクセルにて表現し、

40

前記血流画像除外処理部は、前記複数の血流画像において予め定められた関心領域に含まれるカラーピクセルの数を、前記血流画素数として算出することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記類似度算出部は、前記複数の画像間の平均 2 乗誤差を前記類似度として算出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記血流画像は、血流が観測される位置をカラーピクセルにて表現し、

前記類似度算出部は、前記複数の血流画像において予め定められた関心領域内に含まれるカラーピクセルの数の時間変化に基づいて前記類似度を算出することを特徴とする請求

50

項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記類似度算出部は、前記時間変化の大きさに基づいて、一連の前記複数の画像および前記複数の血流画像を複数の画像群に区分し、各区分に属する画像群の類似度が高くなるように前記画像類似度を算出することを特徴とする請求項 1 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記複数の画像および前記複数の血流画像のなかから、血流速度の平均値あるいは分散値が予め定められた閾値よりも大きい血流画像とこの血流画像に対応する画像を、前記画像選定部による選定の対象から排除する排除部をさらに備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 1 5】

前記複数の画像および前記複数の血流画像を前記画像生成部および前記血流画像生成部が生成した際に、予め定められた関心領域内の組織速度の平均値或いは分散値を算出する組織速度算出部と、

前記組織速度の平均値或いは分散値が予め定められた閾値よりも大きい血流画像とこの血流画像に対応する画像を、前記画像選定部による選定の対象から排除する排除部と、
をさらに備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波走査を繰り返す送受信部と、

前記超音波プローブの位置を検出する検出部と、

前記送受信部の出力に基づいて、複数の血流画像のデータを生成する血流画像生成部と

20

、
前記超音波プローブの位置に基づいて前記複数の血流画像から類似性の低い少なくとも 2 枚の血流画像を選定する画像選定部と、

前記選定された少なくとも 2 枚の血流画像を表示する表示部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 7】

前記画像選定部は、前記超音波プローブの移動距離の逆数を類似性を示す指標として計算することを特徴とする請求項 1 6 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 1 8】

前記複数の血流画像から、ピクセル値が閾値以上を示す血流画像を表示対象から除外する血流画像除外処理部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 9】

前記複数の画像および前記複数の血流画像を前記血流画像生成部が生成した際に前記検出部が検出した位置の変化が閾値を超える血流画像を、前記画像選定部による選定の対象から排除する排除部をさらに備えていることを特徴とする請求項 1 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 2 0】

被検体に関する複数の超音波画像のデータと複数の血流画像のデータとを記憶する記憶部と、

前記複数の超音波画像間の類似度を算出する類似度算出部と、

前記類似度に基づいて、前記複数の超音波画像から類似性の低い少なくとも 2 枚の超音波画像を特定する特定部と、

前記特定された少なくとも 2 枚の超音波画像に走査時刻がそれぞれ対応する少なくとも 2 枚の血流画像を前記複数の血流画像から選定する画像選定部と、

前記選定された少なくとも 2 枚の血流画像を表示する表示部とを具備することを特徴とする

画像処理装置。

40

50

【請求項 2 1】

被検体に関する複数の超音波画像のデータと複数の血流画像のデータとにおいて、前記複数の画像間の類似度を算出し、

前記類似度に基づいて、前記複数の画像から類似性の低い少なくとも 2 枚の画像を特定し、

前記特定された少なくとも 2 枚の画像に走査時刻がそれぞれ対応する少なくとも 2 枚の血流画像を前記複数の血流画像から選定し、

前記選定された少なくとも 2 枚の血流画像を表示することを特徴とする画像処理方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

10

【0001】

本発明の実施形態は、被検体に対して超音波信号を送受信することにより被検体内の様子を画像化する超音波診断装置、画像処理装置および画像処理方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイムで観察でき、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行える。さらに、超音波診断に係るシステムは、その規模が X 線診断装置、X 線 CT (Computed Tomography) 装置、あるいは MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置など他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動しての検査も容易に行えるなど簡便である。また、超音波診断は X 線のように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

20

【0003】

近年、超音波診断装置の飛躍的な空間分解能の向上により、四肢・指や関節など体表のごく小さい領域に対する適用が進んでいる。また、ドプラモードにより血液の流れを可視化する技術においても感度が向上しており、ごく弱い血流も観察できるようになった。このため、近年、関節リウマチの分野で超音波診断が広く普及しつつある。関節リウマチの診断においては、主に B モードで関節内の腫脹の程度を観察したり、ドプラモードにおいて炎症血流の度合いを観察したりすることが行われ、これらについてはそれぞれ症状の程度をスコアリングする評価方法も提案されている。

30

【0004】

関節炎の症状はひとつの関節内においても場所によって異なることがしばしば起こる。

【0005】

そのため、1つの断面だけを見て診断を行うのではなく、関節全体を観察したうえで、もっとも炎症が強く起こっていると思われる部分の画像データを保存し、当該画像データに基づいて診断を行う必要がある。また、拍動によっても血流の見え方が異なることがあるため、血流のより多い時相に対応する画像データを選択して診断に用いることが好ましい。このように、検査者は1つの関節を観察する際、超音波スキャンにより得られた多数の画像データの中から診断に適した画像データを選択することが求められる。しかも、一般的には1人の患者につき複数の関節を観察することになる。よって、実際の検査においては、ある領域内でプローブを動かしながらスキャンを行い、ある点で画像をフリーズさせた後、トラックボールなどを操作しながらメモリに一時的に保存された画像データに基づく画像を見直していき、血流がもっともよく捉えられている画像を選択し、その画像に係る画像データを保存するという操作がよく行われる。この一連の手順は、検査者にとって大きな負担となり得る。

40

【0006】

なお、関節に限られずに、被検体の他の部位を超音波診断装置にて観察する際にも、同様の問題が生じ得る。

【先行技術文献】**【特許文献】**

50

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】特許第 3 2 6 7 7 3 9 号公報

【特許文献 2】特許第 3 6 8 3 9 4 5 号公報

【特許文献 3】特開平 9 - 7 5 3 4 4 号公報

【特許文献 4】特開 2 0 0 7 - 1 9 0 1 7 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

目的は、超音波の送受信によって得られた複数の画像データから診断に適した画像データを選定する超音波診断装置、画像処理装置および画像処理方法を提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

一実施形態に係る超音波診断装置は、被検体に対して超音波走査を繰り返す送受信部と、前記送受信部の出力に基づいて、複数の画像のデータを生成する画像生成部と、前記送受信部の出力に基づいて、複数の血流画像のデータを生成する血流画像生成部と、前記複数の画像間の類似度を算出する類似度算出部と、前記類似度に基づいて、前記複数の画像から類似性の低い少なくとも 2 枚の画像を特定する特定部と、前記特定された少なくとも 2 枚の画像に走査時刻がそれぞれ対応する少なくとも 2 枚の血流画像を前記複数の血流画像から選定する画像選定部と、前記選出された少なくとも 2 枚の血流画像を表示する表示部とを具備する。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図 1】図 1 は第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の要部構成を示すブロック図である。

。

【図 2】図 2 は同実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【図 3】図 3 は同実施形態において関節腔の輪郭を抽出する手法を説明するための図である。

【図 4】図 4 は同実施形態における時間面積曲線の一例を示す図である。

【図 5】図 5 は同実施形態における画像類似度（平均 2 乗誤差）のプロットを示す図である。

30

【図 6】図 6 は同実施形態における候補画像の表示例を示す図である。

【図 7】図 7 は第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

。

【図 8】図 8 は同実施形態における時間面積曲線の一例を示す図である。

【図 9】図 9 は同実施形態においてモーションアーチファクトが表れた超音波画像の一例を示す図である。

【図 1 0】図 1 0 は同実施形態における画像データ選定の手法を説明するための図である。

。

【図 1 1】図 1 1 は同実施形態における効果を説明するための図である。

【図 1 2】図 1 2 は同実施形態における効果を説明するための図である。

40

【図 1 3】図 1 3 は第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の要部構成を示すブロック図である。

【図 1 4】図 1 4 は第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【図 1 5】図 1 5 は同実施形態に係る画像データ選定の手法を説明するための図である。

【図 1 6】図 1 6 は同実施形態に係る画像データ選定の手法を説明するための図である。

【図 1 7】図 1 7 は第 4 の実施形態に係る画像処理装置の要部構成を示すブロック図である。

【図 1 8】図 1 8 は同実施形態に係る画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

【図 1 9】図 1 9 は第 5 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートで

50

ある。

【図 20】図 20 は第 6 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0011】

いくつかの実施形態につき、図面を参照しながら説明する。

第 1, 第 2, 第 3 の実施形態においては超音波診断装置を開示し、第 4, 第 5, 第 6 の実施形態においては画像処理装置を開示する。各実施形態において、同一の構成要素には同一の符号を付し、重複説明は省略する。

【0012】

(第 1 の実施形態)

先ず、第 1 の実施形態について説明する。

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置の要部構成を示すブロック図である。同図に示すように、当該超音波診断装置は、装置本体 1 と、超音波プローブ 2 と、入力装置 3 と、モニタ 4 とを備える。

【0013】

装置本体 1 は、超音波送信部 11 と、超音波受信部 12 と、B モード処理部 13 と、ドプラ処理部 14 と、画像生成部 15 と、画像メモリ 16 と、画像合成部 17 と、制御プロセッサ 18 と、記憶部 19 と、インタフェース部 20 とを備える。装置本体 1 に内蔵される超音波送信部 11 および超音波受信部 12 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ソフトウェアプログラムである場合もある。

【0014】

以下、個々の構成要素の機能について説明する。

超音波プローブ 2 は、2 次元スキャン対応の一の超音波振動子列又は 3 次元スキャン対応の超音波振動子の 2 次元アレイを有する。超音波プローブ 2 は、超音波送信部 11 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該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備える。当該超音波プローブ 2 から被検体 P に超音波が送信されると、当該超音波は被検体 P の体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ 2 に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、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エコー信号は、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0015】

入力装置 3 は、装置本体 1 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (ROI: Region Of Interest) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 1 に取り込むための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、およびキーボード等を備える。

【0016】

モニタ 4 は、装置本体 1 から供給されるビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流画像を画像として表示する。

【0017】

超音波送信部 11 は、パルス発生器 11A、送信遅延部 11B およびパルサ 11C 等を備える。パルサ 11C は、所定のレート周波数 f_r Hz (周期; $1/f_r$ 秒) 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、送信遅延部 11B は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各レートパルスに与える。送信方向あるいは送信方向を決定する遅延時間は記憶部 19 に記憶されており、送信遅延部 11B は記憶部 19 に記憶された遅延時間を送信時に参

10

20

30

40

50

照する。パルサ 11C は、送信遅延部 11B を経たレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 2 に駆動パルスを印加する。

【0018】

超音波受信部 12 は、プリアンプ 12A、A/D 変換器（図示せず）、受信遅延部 12B、加算器 12C 等を備える。プリアンプ 12A は、超音波プローブ 2 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延部 12B は、プリアンプ 12A によって増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。受信遅延部 12B は、超音波の送信時と同様に、受信方向あるいは受信方向を決定する遅延時間を、記憶部 19 を参照して決定する。加算器 12C は、受信遅延部 12B を経た信号の加算処理を行う。この加算により、エコー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、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

このように、超音波送信部 11 および超音波受信部 12 は、被検体 P に超音波信号を送信するとともに、被検体 P 内にて反射した超音波信号（エコー信号）を受信する送受信部として機能する。

【0019】

B モード処理部 13 は、超音波受信部 12 から受け取ったエコー信号に対して対数増幅、包絡線検波処理などの各種処理を施し、信号強度が輝度の明るさで表現される B モード画像データを生成する。B モード処理部 13 は、生成した B モード画像のデータを画像生成部 15 に送信する。B モード画像は被検体の内部形態を表す形態画像である。

【0020】

ドブラ処理部 14 は、超音波受信部 12 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の空間分布、つまり血流画像を発生する。ドブラ処理部 14 は、得られた血流画像を画像生成部 15 に送信する。

【0021】

画像生成部 15 は、B モード処理部 13 から供給される B モード画像のデータを、テレビ等に代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての B モード画像データを生成する。さらに画像生成部 15 は、ドブラ処理部 14 から供給される血流画像に基づき、血流の運動が観測される位置を平均速度、分散あるいはパワーに応じた色合いのカラーピクセルにて表現したドブラ画像データを生成する。画像生成部 15 は、B モード画像データやドブラ画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後にオペレータが検査中に記録された画像データを呼び出すことが可能となっている。

【0022】

このように、B モード処理部 13 および画像生成部 15 は、B モード画像データ（2次元b又は3次元の形態画像のデータ）を生成する断層像生成部として機能する。また、ドブラ処理部 14 および画像生成部 15 は、B モード画像データに係る断面における血流の運動状態を表すドブラ画像データ（血流画像データ）を生成する血流画像生成部として機能する。

【0023】

画像メモリ 16 は、画像生成部 15 にて生成された画像データを格納する記憶メモリから成る。この画像データは、例えば診断の後にオペレータが呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能である。また、画像メモリ 16 は、超音波受信部 12 通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データ等を必要に応じて記憶する。

【0024】

画像合成部 17 は、画像生成部 15 にて生成された B モード画像データ上に、画像生成部 15 にて生成されたドブラ画像データを合成した表示データを生成し、生成した表示データをモニタ 4 に出力する。

【 0 0 2 5 】

モニタ 4 は、画像合成部 1 7 から入力される表示データに基づく超音波画像（B モード画像 + ドブラ画像）等を表示する。これにより、モニタ 4 には、輝度にて表された被検体 P の断層上に、動体の平均速度、分散、パワー等がカラーマッピングされた画像が表示される。

【 0 0 2 6 】

記憶部 1 9 は、スキャンシーケンス、画像生成・表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者 I D、医師の所見等）、送受信条件、その他のデータ群などを記憶する。また、記憶部 1 9 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などにも使用される。記憶部 1 9 が記憶するデータは、インタフェース部 2 0 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能である。

10

【 0 0 2 7 】

制御プロセッサ 1 8 は、例えば C P U（Central Processing Unit）や R O M（Read Only Memory）および R A M（Random Access Memory）等のメモリを主体として構成され、装置本体 1 の動作を制御する制御部として機能する。制御プロセッサ 1 8 は、記憶部 1 9 から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【 0 0 2 8 】

インタフェース部 2 0 は、入力装置 3、L A N（Local Area Network）等のネットワーク、および外部記憶装置（図示せず）等に関するインタフェースである。当該超音波診断装置によって得られた画像データや解析結果等は、インタフェース部 2 0 およびネットワークを介して他の装置へ転送することも可能である。

20

【 0 0 2 9 】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の主要な動作について説明する。

図 2 は、当該超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。このフローチャートに示す動作のうち、ステップ S 1 0 5、S 1 0 6、S 1 0 8 ~ S 1 1 0 は、制御プロセッサ 1 8 が記憶部 1 9 に保存された解析プログラムを実行することにより実現される。

【 0 0 3 0 】

オペレータが入力装置 3 を介して超音波診断の開始指示を入力すると、制御プロセッサ 1 8 は、超音波送信部 1 1 および超音波受信部 1 2 に超音波の送受信の開始を指示する（ステップ S 1 0 1）。このとき、超音波送信部 1 1 が予め定められた設定に従って送信信号を超音波プローブ 2 に出力し、この信号を受けた超音波プローブ 2 が被検体 P 内に超音波信号を発する。また、被検体内から反射・散乱して返ってきた超音波信号（エコー信号）を超音波プローブ 2 が検出し、このエコー信号を超音波受信部 1 2 が受信処理する。ここで、本実施形態においては、送受信される超音波信号は B モード画像データ生成用の送受信セットと、ドブラ画像データ生成用の送受信セットを含み、それらが交互に送受信されるものとする。ドブラ画像データ生成用の信号は、同一走査線上に連続して複数回の送受信を行うことによって得られたものであり、複数の受信信号の相関を計算することによって、該走査線の各位置における速度情報を得ることができる。

30

【 0 0 3 1 】

B モード処理部 1 3 が超音波受信部 1 2 から出力される B モード画像データ生成用の受信信号を既述の通り処理し、画像生成部 1 5 がグレースケールの B モード画像データを生成する（ステップ S 1 0 2）。

40

【 0 0 3 2 】

一方、ドブラ処理部 1 4 が超音波受信部 1 2 から出力されるドブラ画像データ生成用の受信信号を既述の通り処理し、画像生成部 1 5 がカラースケールのドブラ画像データを生成する（ステップ S 1 0 3）。画像生成部 1 5 は、ステップ S 1 0 2、S 1 0 3 にて生成した B モード画像データおよびドブラ画像データを、画像生成の時相が判別できるような態様にて記憶部 1 9 に保存する。なお、本実施形態において、ステップ S 1 0 3 にて生成されるドブラ画像データは、血流のパワーをカラーで表現するパワードブラ画像データで

50

あるとする。ただし、ステップ S 1 0 3 にて生成されるドブラ画像データは、血流の速度をカラーで表現するカラードブラ画像データであってもよい。

【 0 0 3 3 】

ステップ S 1 0 2 , S 1 0 3 の一方で、ドブラ処理部 1 4 がドブラ画像データ生成用の受信信号を別途処理することにより、予め指定された第 1 関心領域内における速度および速度の分散に関する情報を算出する (ステップ S 1 0 4)。第 1 関心領域は、例えば B モード画像データ上においてドブラ画像データを生成・表示する範囲を定めるカラー R O I である。

【 0 0 3 4 】

ステップ S 1 0 4 の処理について詳細に説明する。ステップ S 1 0 3 で血流画像を生成するに際して、ドブラ処理部 1 4 は、血流以外の組織からの信号を除去するため、速度の小さい信号をカットする特徴を持つウォールフィルタ (あるいは M T I フィルタ) を受信信号に施している。一方で、ドブラ処理部 1 4 は、ステップ S 1 0 4 においてはこのフィルタを施さず、同一走査線において得られた複数の受信信号からそのまま相関演算をすることによって、各点における速度および分散を算出する。これによって、各点において、体動や検査者の手ぶれ等による血流以外の組織の動きも含めた絶対的な速度の値を得ることができる。ドブラ処理部 1 4 は、得られた情報に基づいて、第 1 関心領域全体における速度の平均値、分散の平均値、速度の分散値を算出する (速度あるいは分散の情報に基づいていれば、これ以外のものでも構わない)。本実施形態においては、体動や手ぶれの指標として、速度の平均値を用いることとする。そこで、制御プロセッサ 1 8 は、ステップ S 1 0 4 にて算出される速度の平均値を、ステップ S 1 0 3 にて生成されて記憶部 1 9 に保存されたドブラ画像データに対応付けて保存する。

【 0 0 3 5 】

次に、制御プロセッサ 1 8 は、ステップ S 1 0 2 にて得られた B モード画像データに基づいてセグメンテーションと関心領域 (第 2 関心領域) の設定を行う (ステップ S 1 0 5)。具体的には、制御プロセッサ 1 8 は、B モード画像データに描出された関節腔の輪郭を抽出し、当該抽出した輪郭を第 2 関心領域として設定する。関節腔は、高輝度に描出される骨表面の上に存在する低輝度領域である。輪郭抽出については、例えば特開 2 0 0 7 - 1 9 0 1 7 2 号公報に開示されているような手法を用いることができる。本実施形態においては、最初にオペレータが入力装置 3 を操作して B モード画像データから抽出したい領域に含まれる 1 点を選択する。そして、制御プロセッサ 1 8 が当該選択された 1 点の周りの輝度が予め指定された閾値以下である領域を抽出する。

【 0 0 3 6 】

例えば、図 3 に示すような B モード画像データ B I において、オペレータが基準点として点 Q を指定すると、制御プロセッサ 1 8 はこの点 Q を起点として周囲のピクセルの輝度を分析することにより、輪郭 T のような領域を抽出する。なお、図 3 において B モード画像データ B I 上に表された矩形枠は、ドブラ画像データを生成・表示する範囲を示すカラー R O I 5 0 である。

【 0 0 3 7 】

ここで、境界抽出を安定して行えるようにするため、B モード画像データに平滑化処理を施してから上記のような抽出処理を行ってもよい。また、関心領域が完全に高輝度領域で囲まれているとは限らない。このような場合は、検出された一部の高輝度境界から、境界の検出されない領域を補間する処理を加えてもよい。さらに、オペレータが基準点を設定する処理は省略してもよい。この場合、制御プロセッサ 1 8 が予め定められた輝度以下の点をランダムに複数個設定し、その点を起点として周囲のピクセル輝度を分析して境界抽出を行えばよい。抽出された複数個の領域のうち、予め定められた大きさ以下の領域は除外する。また、骨表面以下の領域を除外するため、画面下端に接する領域は除外する。

【 0 0 3 8 】

残った領域のうち、最も深部にある領域を第 2 関心領域として設定する。このようにすると、骨表面よりも浅い部分にある低輝度領域のうち、もっとも深部にある領域、すなわ

10

20

30

40

50

ち、関節腔領域を第2関心領域として設定することができる。

【0039】

第2関心領域を設定した後、制御プロセッサ18は、ステップS103にて生成されたドブラ画像データの特性を表すパラメータとして、当該画像データにおいてステップS105にて設定した第2関心領域に含まれるドブラ信号のカラーピクセル数を算出する(ステップS106)。具体的には、制御プロセッサ18は、ステップS103にて生成されたドブラ画像データにおいて、予め設定された閾値以上のパワー値を持ち、かつ設定された第2関心領域の内部に含まれるカラーピクセルの総数を算出する。制御プロセッサ18は、算出したカラーピクセル数を、ステップS103にて生成されて記憶部19に保存されたドブラ画像データに対応付けて保存する。

10

【0040】

ステップS104~S106の後、制御プロセッサ18は、オペレータによりスキャン停止の指示が入力されたか否かを判定する(ステップS107)。入力されていないならば(ステップS107のNo)、動作はステップS101に戻り、ステップS101~S106が繰り返される。

【0041】

オペレータが入力装置3を操作してスキャン停止指示を入力すると(ステップS107のYes)、制御プロセッサ18は、繰り返し実行されたステップS102およびステップS103にて順次保存された複数のBモード画像データおよびドブラ画像データの中から、診断に適した画像データを選定するための処理を実行する(ステップS108~S110)。

20

【0042】

先ず、制御プロセッサ18は、ステップS104にて算出した第1関心領域内の速度の平均値が予め定められた閾値よりも大きいドブラ画像データおよびこれと同時相のBモード画像データを、モーションアーチファクトが大きく診断画像として適切でないとして候補から排除する(ステップS108)。なお、ステップS108における画像データの排除は、例えば特開平9-75344号公報に開示された手法を応用して、1フレームを構成する前画素数に対する速度が0以外の有効画素数の比率を複数のドブラ画像データ各々について演算し、この比率が有効範囲から外れたドブラ画像データおよびこれに対応するBモード画像データを排除するものであってもよい。また、速度の分散に関する値を用いてステップS108を実行することもできる。この場合、ステップS104において、ドブラ処理部14が算出した分散の平均値等の値を、ステップS103にて生成されて記憶部19に保存されたドブラ画像データに対応付けて保存する。そして、ステップS108において、制御プロセッサ18は、記憶部19に保存された分散に関する値が予め定められた閾値よりも大きいドブラ画像データおよびこれと同時相のBモード画像データを、モーションアーチファクトが大きく診断画像として適切でないとして候補から排除する。

30

【0043】

次に、制御プロセッサ18は、残ったドブラ画像データの全てについて、ステップS106にて算出されたカラーピクセル数、つまり血流画素数を時系列(各セットに係る画像データの時相順)にプロットし、図4に示すような時間面積曲線Cを作成する。制御プロセッサ18は、この時間面積曲線Cに基づき候補画像データを選定する(ステップS109)。具体的には、制御プロセッサ18は、時間面積曲線Cにおいてカラーピクセル数が極大となる点を全て抽出する。例えば図4に示す例において、制御プロセッサ18は、 $t_1 \sim t_8$ の8点を抽出する。抽出した点に対応するBモード画像データおよびドブラ画像データが候補画像データとなる。

40

【0044】

続いて、制御プロセッサ18は、ステップS109にて抽出した各点に対応するBモード画像データに基づき、画像類似度の計算および候補画像データの絞り込みを行う(ステップS110)。ここに、画像類似度とは、ステップS109にて抽出した各点に対応するBモード画像データおよびドブラ画像データの組み合わせごとに、他の組み合わせに係るBモ

50

ード画像データおよびドブラ画像データとの類似度合いを定量化した指標である。画像類似度としては、例えば比較対象の2つの画像データに含まれる対応する画素ごとの差分の2乗値を相加平均して平方根をとる平均2乗誤差を用いることができる。その際、Bモード画像データの移動分(ズレ)を考慮すべく、2つの画像データをパターンマッチングして差分をとる画素を調整してもよい。

【0045】

具体的な処理の流れは次の通りである。

まず、制御プロセッサ18は、ステップS109にて抽出した各点に対応するBモード画像データのうちの1つと、ステップS109にて抽出した各点に対応するその他のBモード画像データとの画像類似度(平均2乗誤差)を算出する。そして、制御プロセッサ18は、算出した平均2乗誤差が予め定められた閾値以下であるBモード画像データのうち、カラーピクセル数が最も大きいBモード画像データとこれに対応する時相のドブラ画像データとを候補画像データとして記憶部19に保存する。続いて、制御プロセッサ18は、平均2乗誤差が閾値以上であったBモード画像データ群に対して上記過程を繰り返し、同様に得られたBモード画像データとこれに対応する時相のドブラ画像データとを候補画像データとして記憶部19に保存していく。

【0046】

例えば図4に示す例において、制御プロセッサ18は、まず時間t1に対応するBモード画像データと、時間t2~t8に対応するBモード画像データのそれぞれの間で、画素ごとの差分の平均2乗誤差を算出する。得られた平均2乗誤差をプロットした概念図を図5に示す。時間t1におけるプロットは便宜的に示したものであり、その画像類似度は時間t1に対応するBモード画像データ同士の平均2乗誤差であるので“0”となる。ここで、Bモード画像データが類似しているか否かの判定基準として、図5中に示すような閾値SHが設定されているものとする。

【0047】

図5においては、時間t2に係る平均2乗誤差が閾値以下であるので、制御プロセッサ18は、時間t1, t2に対応するBモード画像データは類似の画像データであるとみなし、時間t1およびt2のうちカラーピクセル数が大きい時間t2に対応するBモード画像データとこれに対応する時相のドブラ画像データとを1つめの候補画像データとして記憶部19に保存する。残りのBモード画像データについても同様の処理を繰り返す。すなわち、制御プロセッサ18は、残ったBモード画像データのうち時間t3に対応するBモード画像データと、時間t4~t8に対応するBモード画像データのそれぞれの間で平均2乗誤差を計算する。ここで、時間t4, t5に対応するBモード画像データとの平均2乗誤差が閾値SH以下であったとすると、制御プロセッサ18は、時間t3~t5に対応するBモード画像データの間でカラーピクセル数の比較を行い、もっともカラーピクセル数の大きな時間t5に対応するBモード画像データとこれに対応する時相のドブラ画像データとを2つ目の候補画像データとして記憶部19に保存する。さらに、制御プロセッサ18は、残ったBモード画像データのうち時間t6に対応するBモード画像データと、時間t7, t8に対応するBモード画像データのそれぞれの間で平均2乗誤差を計算する。ここで、時間t7, t8の平均2乗誤差がどちらとも閾値SH以下であったとすると、制御プロセッサ18は、時間t6~t8に対応するBモード画像データの間でカラーピクセル数の比較を行い、もっともカラーピクセル数の大きい時間t6に対応するBモード画像データとこれに対応する時相のドブラ画像データとを3つ目の候補画像データとして記憶部19に保存する。このように、ステップS109にて抽出された各点に対応する全ての画像データに対して画像類似度の計算・比較と候補画像データの選定が行われる。図4に示す例においては、3つの候補画像データが選定される。

【0048】

最後に、制御プロセッサ18は、候補画像データを表示するための処理を実行する(ステップS111)。すなわち、制御プロセッサ18は、記憶部19に記憶した各候補画像データのそれぞれについて、候補画像データを構成するBモード画像データとドブラ画像

データを画像合成部 17 に出力する。画像合成部 17 は、入力された B モード画像データとドブラ画像データを合成した表示データを生成し、モニタ 4 に出力する。モニタ 4 は、入力された表示データに基づき、モノクロの B モード画像上にカラーのドブラ画像が重畳された候補画像を表示する。

【0049】

候補画像の表示例を図 6 に示す。図 6 の例では、候補画像である 3 つの超音波画像 UI-1, UI-2, UI-3 を並べて同時に表示している。各超音波画像 UI-1, UI-2, UI-3 において、カラー ROI 50 の内部に点在する低輝度部分は、血流のパワーに応じたカラーピクセルを表している。

【0050】

10

なお、モニタ 4 に表示される超音波画像を 1 枚のみとし、モニタ 4 に表示する超音波画像をオペレータが入力装置 3 の操作によって適宜切り替えることができるようにしてもよい。また、超音波画像に併せて、各超音波画像における所定領域内の血流面積あるいは面積率を表示してもよい。血流面積は、例えば所定領域内のカラーピクセル数や、これに所定の係数を乗じて実際の面積に換算した値である。面積率は、例えば所定領域内のカラーピクセル数を所定領域内の総ピクセル数にて除した値を百分率表記した値である。なお、所定領域としては、例えば第 1 関心領域やステップ S 105 にて設定された第 2 関心領域を採用することができる。

【0051】

以上の説明から明らかなように、制御プロセッサ 18 は、複数のドブラ画像データに基づいて各ドブラ画像データの特性を表すパラメータ（カラーピクセル数）を算出するパラメータ算出部、複数の B モード画像データおよび複数のドブラ画像データにおいて、対応する B モード画像データおよびドブラ画像データの組み合わせごとに画像類似度（平均 2 乗誤差）を算出する類似度算出部、パラメータ算出部が算出したパラメータおよび類似度算出部が算出した画像類似度に基づいて、複数の B モード画像データおよび複数のドブラ画像データのなかから診断に適した B モード画像データおよびドブラ画像データの組み合わせ（候補画像データ）を選定する画像選定部として機能する。

20

【0052】

本実施形態に係る作用について説明する。

本実施形態の構成によれば、例えば被検体 P の特定の部位について複数の断面に係る超音波画像（B モード画像やドブラ画像）を観察し、その中から診断に適した超音波画像を選択する際に、超音波診断装置が図 2 のフローチャートに示す動作にて自動的に診断に適した超音波画像を選定するので、オペレータの負担を軽減することができる。

30

【0053】

また、画像類似度を考慮することにより、似たような超音波画像が複数重複して選定されることを防ぎ、かつバリエーションに富んだ複数の超音波画像をユーザに提示することができる。これにより誤診を防ぐことができるし、例えばユーザが提示された超音波画像からさらに画像の絞り込みを行う場合においてもより少ない数の超音波画像の比較検討により診断に適した超音波画像を選択することができる。

【0054】

40

また、ステップ S 108 において動きの大きい（速度の平均値が大きい）時相の超音波画像を排除することにより、モーションアーチファクトが混入した診断に不適切な超音波画像が選択されてしまうことを避けることができる。

【0055】

さらに、超音波画像の選定にあたって利用するカラーピクセル数は、B モード画像データに基づいて設定した第 2 関心領域内で算出しているため、正常血管の血流など診断に寄与しない部分のカラーピクセル数が混入しにくいので、超音波画像の選定の精度を高めることができる。

【0056】

なお、類似度を計算する画像としては、形態画像には限定されない。例えば、血流画像

50

どうし、血管造影画像どうし、組織の弾性率の空間分布を示すエラストグラフィ画像どうしで類似度を計算するようにしてもよい。

【0057】

また最終的に選定する対象としてはドブラ画像として説明したが、血管造影画像であってもよい。この場合、閾値以上の造影輝度を有する画素数が所定数以上を示す血管造影画像を候補画像として選定する。

【0058】

また図4に示すように、(A)超音波走査開始後最初に取得したドブラ画像の時相 t_1 に最も近い時相のBモード画像を類似度計算の基準画像として用いて、当該基準画像と後続の画像との間での類似度(最小二乗誤差)を計算するようにしてもよいし、(B)超音波走査開始後最初にカラーピクセル数が閾値を超えたドブラ画像の時相 t_2 に最も近い時相のBモード画像を類似度計算の基準画像とするとして用いて、当該基準画像と後続の画像との間での類似度(最小二乗誤差)を計算するようにしてもよい。

【0059】

このように形態画像の類似性を用いてドブラ画像を選択する、換言すると類似性が高い形態画像に走査時刻の近いドブラ画像を表示対象から除外するとの技術的思想は非常に新規である。

【0060】

(第2の実施形態)

第2の実施形態について説明する。

第1の実施形態においては、Bモード画像データに設定した第2関心領域内でのみカラーピクセル数を算出し、平均速度または速度分散に基づいて不適切画像の排除を行い、得られた複数の画像データの中から、Bモード画像データの輝度に基づいて算出した画像類似度に基づいて候補画像データを絞り込む例を説明した。第2の実施形態においては、より簡便な手法として、カラーROI(第1関心領域)全体でカラーピクセル数を算出し、算出されたカラーピクセル数のみに基づいて不適切な画像データを排除し、残った画像データのカラーピクセル数に基づいて画像データ群を複数領域に区分し、各区分の中から限られた数の候補画像データを抽出する例を説明する。

【0061】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置の構成は、第1の実施形態において図1を用いて説明したものと同様であるため、説明を省略する。

【0062】

図7は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。このフローチャートに示す動作のうち、ステップS204, S206~S208は、制御プロセッサ18が記憶部19に保存された解析プログラムを実行することにより実現される。

【0063】

オペレータからの開始指示を受けると、ステップS101と同様に超音波プローブ2が被検体P内に超音波信号を発し(ステップS201)、ステップS102と同様に画像生成部15がBモード画像データを生成し(ステップS202)、ステップS103と同様に画像生成部15がドブラ画像データを生成する(ステップS203)。画像生成部15は、ステップS202, S203にて生成したBモード画像データおよびドブラ画像データを、画像生成の時相が判別できるような態様にて記憶部19に保存する。

【0064】

次に、制御プロセッサ18が予め設定された閾値以上のパワー値を持ち、かつ予め定められた第1関心領域の内部に含まれるカラーピクセルの総数を算出する(ステップS204)。制御プロセッサ18は、算出したカラーピクセル数を、ステップS203にて生成されて記憶部19に保存されたドブラ画像データに対応付けて保存する。

【0065】

ステップS202, S204の後、制御プロセッサ18は、ステップS107と同様に

10

20

30

40

50

スキャン停止の指示が入力されたか否かを判定する（ステップS205）。入力されていないならば（ステップS205のNo）、動作はステップS201に戻り、ステップS201～S204が繰り返される。

【0066】

やがて、オペレータが入力装置3を操作してスキャン停止指示を入力すると（ステップS205のYes）、制御プロセッサ18は、繰り返し実行されたステップS202およびステップS203にて順次保存された複数のBモード画像データおよびドブラ画像データの中から、診断に適した画像データを選定するための処理を実行する（ステップS206～S208）。

【0067】

まず、制御プロセッサ18は、ステップS204にて算出したカラーピクセル数に基づいて時間面積曲線（各時相におけるカラーピクセル数のプロット）を作成し、これに基づいて診断に不適切な画像データを排除する（ステップ206）。図8に時間面積曲線の一例を示す。同図においては、横軸を時相順に割り当てられたフレーム番号とし、縦軸を第1関心領域内に含まれるカラーピクセルの割合（ステップS204にて算出したカラーピクセル数を第1関心領域内の全画素数にて除した値の百分率表記）としている。同図に示した時間面積曲線C2において、フレーム番号60～100付近に現れる急峻なピークは、モーションアーチファクトに起因する。

【0068】

このモーションアーチファクトが描画された超音波画像（Bモード画像+ドブラ画像）の一例を図9に示す。図6と比較すれば明らかなように、カラーROI50内には、広範囲に亘ってモーションアーチファクト（低輝度で表した部分）が表れている。モーションアーチファクトが混入した超音波画像UI（以下、ノイズ画像データと称す）は、診断に用いることができない。そこで、本実施形態ではこのようなノイズ画像データを候補対象から排除する。例えば制御プロセッサ18は、図8のようなプロットにおいて、各点と左右隣接する点の差分がある一定値以上となるピークを検出し、検出したピーク点を含む山全てに対応するBモード画像データおよびドブラ画像データをノイズ画像データとして排除する。このようにして得られたノイズ画像データ排除後の時間面積曲線C2'を図10に示す。

【0069】

ステップS206の後、制御プロセッサ18は、時間面積曲線C2'が表すカラーピクセル数に基づいて画像データ群の区分を行う（ステップ207）。この処理において、制御プロセッサ18は、時間面積曲線C2'の時間変化を観測し、変化の少ないところは同じような断面であるとみなし、変化の大きいところは断面の位置が変化したとみなして、画像データ群を予め定められた区分数に区分する。

【0070】

ステップS207における具体的な処理について説明する。まず、制御プロセッサ18は、時間変化曲線C2'に対して平滑化処理を行う。図10に平滑化された時間面積曲線CSの一例を示す。次に、制御プロセッサ18は、平滑化された時間変化曲線CSを時間微分した微分曲線ΔCSを求める。ここで、安定した結果を得るために、制御プロセッサ18は時間微分に加えてさらなる平滑化処理を行ってもよい。時間微分曲線ΔCSが極大値となる点が、時間変化曲線C2'が大きく変化した点とみなすことができる。そこで、制御プロセッサ18は、時間微分曲線ΔCSの極大値を検出する。ここで、図10に極大値検出点Mを示す。同図の例では2つの極大値検出点M-1、M-2が得られる。制御プロセッサ18は、このようにして検出された極大値検出点Mを時間領域の区切り位置として、画像データ群を区分する。例えば図10の例では、フレーム番号が0以上かつ極大値検出点M-1未満のBモード画像データおよびドブラ画像データと、フレーム番号が極大値検出点M-1以上かつ極大値検出点M-2未満のBモード画像データおよびドブラ画像データと、フレーム番号が極大値検出点M-2以上のBモード画像データおよびドブラ画像データとに区分する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

なお、図 1 0 の例においては極大値は 2 つのみであるが、場合によってはより多数の極大値が求まることがある。そこで、予め最大区分数を定めておき、求まった多数の極大値によって区切られる区分の数がこの最大区分数を超える場合には、当該多数の極大値のうち時間微分曲線 $\Delta C S$ における値が大きい方から順に所定数（例えば、最大区分数 - 1）を区分に使用する極大値として採用してもよい。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 2 0 7 の後、制御プロセッサ 1 8 は、ステップ S 2 0 7 にて設定した各区分において候補画像データの選定を行う（ステップ S 2 0 8）。具体的には、制御プロセッサ 1 8 は、第 1 の実施形態におけるステップ 1 0 9 と同様に、時間面積曲線 C 2 に基づいてカラーピクセル数が極大となる点を全て抽出する。さらに、制御プロセッサ 1 8 は、抽出した各点に関して、各区分においてカラーピクセル数が大きいものから予め定められた数（例えば 1 点）を抽出する。このように抽出した点に対応する B モード画像データおよびドプラ画像データが候補画像データとなる。

【 0 0 7 3 】

最後に、制御プロセッサ 1 8 は、ステップ S 1 1 1 と同様に候補画像データに係る超音波画像（B モード画像 + ドプラ画像）を表示するための処理を実行する（ステップ S 2 0 9）。複数の超音波画像は時系列に表示してもよいし、カラーピクセル数の大きいものから順に表示してもよい。また、全てあるいは予め定められた数の超音波画像を並べて同時に表示してもよい。また、超音波画像に併せて、各超音波画像における所定領域内の血流面積あるいは面積率を表示してもよい。

【 0 0 7 4 】

本実施形態の作用について説明する。

図 1 1 は、ステップ S 2 0 6 を経た後の時間面積曲線 C 2 ' においてカラーピクセル数の大きい方から順に 3 つのフレーム番号に対応する B モード画像データおよびドプラ画像データに基づく超音波画像 U I - 1 1 , U I - 1 2 , U I - 1 3 を表示した例である。同図から明らかなように、複数の超音波画像が表示されていてもいずれも似たような画像であり、診断情報が増えていないと言える。これは、図 1 0 に例示した時間面積曲線 C 2 ' から判るように、最後の方の時間領域（フレーム番号が大きい時相）の画像データばかりが選択されているからである。この時間領域の画像データは、いずれも正常血流が入り込んでいるために、第 1 関心領域内のカラーピクセル数が多い。

【 0 0 7 5 】

一方で、図 1 2 は、ステップ S 2 0 7 における画像データ群の区分処理を行い、極大値検出点 M に従ったそれぞれの区分からカラーピクセル数が最も大きい候補画像データを選択し、これらの候補画像データに基づく超音波画像 U I - 2 1 , U I - 2 2 , U I - 2 3 を表示した例である。この例から、正常血流（超音波画像 U I - 2 1 のカラー R O I 5 0 内左上部分に低輝度で表した部分）がほとんど存在しない領域（カラー R O I 5 0 内中部）において炎症血流が反映された適切な候補画像が表示できているのが判る。

【 0 0 7 6 】

このように本実施形態によれば、より簡単な構成と少ない計算量で、かつ精度よく、一連の画像データ群からパリエーションに富んだ複数の候補画像データを選定することができる。第 1 関心領域全体のカラーピクセル数を算出することにより、診断に寄与しない正常血管が支配的に表示された画像データが抽出されてしまう可能性は大きくなるが、カラーピクセル数の変化度合に基づいて画像データ群を区分することによってカラーピクセル数の少ない領域からも候補画像データを選定できる。その結果、診断に有用である小さな炎症血流のみが表示された超音波画像もモニタ 4 に表示されるようになる。

【 0 0 7 7 】

その他、第 1 の実施形態と同様の効果が得られる。

【 0 0 7 8 】

（第 3 の実施形態）

10

20

30

40

50

第 3 の実施形態について説明する。

第 1 および第 2 の実施形態においては第 1 関心領域内の平均速度やカラーピクセル数の時間変化に基づいてモーションアーチファクトが大きい画像データを診断に不適切な画像データとして候補対象から排除した。第 3 の実施形態においては超音波プローブ 2 に同プローブ 2 の位置、姿勢、あるいは速度に関する情報を検出するセンサを設け、このセンサが検出する情報を利用して診断に不適切な画像データを排除する。さらに、このセンサが検出する情報を利用して候補画像データの絞り込みを行う。

【 0 0 7 9 】

本実施形態に係る超音波診断装置の構成は、第 1 の実施形態において図 1 を用いて説明したものと略同様である。但し、本実施形態に係る超音波診断装置は、図 1 3 に示すように制御プロセッサ 1 8 に接続されたセンサ 5 を備える点で相違する。

【 0 0 8 0 】

センサ 5 は、超音波プローブ 2 の位置、姿勢、あるいは速度に関する情報を検出し、検出結果を制御プロセッサ 1 8 に出力する。

【 0 0 8 1 】

センサ 5 としては、例えば磁気センサを用いることができる。この場合、所定強度の磁場を形成するトランスミッターを被検体 P の近傍に配置するとともに、当該磁気センサであるセンサ 5 を超音波プローブ 2 に取り付ける。センサ 5 は、例えばトランスミッターを原点とする X 軸、Y 軸、Z 軸にて定義される 3 次元座標空間 (X , Y , Z) における超音波プローブ 2 の位置 (x , y , z) および姿勢 (θ_x , θ_y , θ_z) を検出する。ここに、x は X 軸上での超音波プローブ 2 の位置であり、y は Y 軸上での超音波プローブ 2 の位置であり、z は Z 軸上での超音波プローブ 2 の位置である。また、 θ_x は X 軸を中心とした超音波プローブ 2 の回転角度であり、 θ_y は Y 軸を中心とした超音波プローブ 2 の回転角度であり、 θ_z は Z 軸を中心とした超音波プローブ 2 の回転角度である。さらに、センサ 5 は、例えば位置 (x , y , z) の時間変化に基づいて超音波プローブ 2 の速度 (v_x , v_y , v_z) を算出する部を備えてもよい。ここに、 v_x は X 軸方向における超音波プローブ 2 の速度であり、 v_y は Y 軸方向における超音波プローブ 2 の速度であり、 v_z は Z 軸方向における超音波プローブ 2 の速度である。

【 0 0 8 2 】

また、センサ 5 として、例えば 3 軸の加速度センサを用いることもできる。このような加速度センサであるセンサ 5 を超音波プローブ 2 に取り付けた場合であっても、センサ 5 が検出した 3 軸方向の加速度に基づいて超音波プローブ 2 の姿勢 (θ_x , θ_y , θ_z) や速度 (v_x , v_y , v_z) を算出することができる。

【 0 0 8 3 】

その他にも、センサ 5 としては、光学的に超音波プローブ 2 の位置および姿勢を検出する光学式センサなど、種々のものを採用することができる。

【 0 0 8 4 】

本実施形態においては、上記のようなセンサのうちの 1 つあるいは複数の組み合わせを採用することにより、超音波プローブ 2 の位置 (x , y , z) 、姿勢 (θ_x , θ_y , θ_z) 、および速度 (v_x , v_y , v_z) を検出するセンサ 5 を構成する。

【 0 0 8 5 】

図 1 4 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【 0 0 8 6 】

このフローチャートに示す動作のうち、ステップ S 3 0 5 , S 3 0 6 , S 3 0 8 ~ S 3 1 0 は、制御プロセッサ 1 8 が記憶部 1 9 に保存された解析プログラムを実行することにより実現される。

【 0 0 8 7 】

オペレータからの開始指示を受けると、ステップ S 1 0 1 と同様に超音波プローブ 2 が被検体 P 内に超音波信号を発し (ステップ S 3 0 1) 、ステップ S 1 0 2 と同様に画像生成部 1 5 が B モード画像データを生成し (ステップ S 3 0 2) 、ステップ S 1 0 3 と同様に

に画像生成部 15 がドブラ画像データを生成する（ステップ S 303）。画像生成部 15 は、ステップ S 302, S 303 にて生成した B モード画像データおよびドブラ画像データを、画像生成の時相が判別できるような態様にて記憶部 19 に保存する。

【0088】

その後、制御プロセッサ 18 は、ステップ S 105 と同様の手法で、ステップ S 302 にて得られた B モード画像データに基づいてセグメンテーションと関心領域（第 2 関心領域）の設定を行う（ステップ S 304）。さらに、制御プロセッサ 18 は、ステップ S 106 と同様の手法で、ステップ S 303 にて生成されたドブラ画像データにおいてステップ S 304 にて設定された第 2 関心領域に含まれるドブラ信号のカラーピクセル数を算出する（ステップ S 305）。制御プロセッサ 18 は、算出したカラーピクセル数を、ステップ S 303 にて生成されて記憶部 19 に保存されたドブラ画像データに対応付けて保存する。

10

【0089】

本実施形態では、ステップ S 301 ~ S 305 と並行して、制御プロセッサ 18 がステップ S 306 を実行する。すなわち、制御プロセッサ 18 は、センサ 5 からセンサ 5 が検出する超音波プローブ 2 の位置（ x, y, z ）、姿勢（ $\theta x, \theta y, \theta z$ ）、および速度（ $v x, v y, v z$ ）に関する情報を取得し、取得時の時相が判別できるような態様にて記憶部 19 に保存する。

【0090】

ステップ S 304, S 305, S 306 の後、制御プロセッサ 18 は、ステップ S 107 と同様にスキャン停止の指示が入力されたか否かを判定する（ステップ S 307）。入力されていないならば（ステップ S 307 の No）、ステップ S 301 ~ S 306 が繰り返される。

20

【0091】

やがて、オペレータが入力装置 3 を操作してスキャン停止指示を入力すると（ステップ S 307 の Yes）、制御プロセッサ 18 は、繰り返し実行されたステップ S 302 およびステップ S 303 にて順次保存された複数の B モード画像データおよびドブラ画像データの中から、診断に適した画像データを選定するための処理を実行する（ステップ S 308 ~ S 310）。

【0092】

まず、制御プロセッサ 18 は、記憶部 19 に記憶されている各時相における速度（ $v x, v y, v z$ ）に基づいて診断に不適切な画像データを排除する（ステップ S 308）。

30

【0093】

具体的には、制御プロセッサ 18 は、各時相における速度（ $v x, v y, v z$ ）を順次読み込み、その値が予め定められた閾値以上である場合は、その時相に対応する B モード画像データおよびドブラ画像データを選定候補から排除する。この閾値は、診断に不適切なほどのモーションアーチファクトがドブラ画像データに表れる速度と、そうでない速度との境界を示すものであり、実験的、経験的、あるいは理論的に求めればよい。このようにして、プローブが大きく動いたことにより、モーションアーチファクトが出ていると思われる画像データを予め選択肢から外すことができる。

40

【0094】

次に、制御プロセッサ 18 は、ステップ S 109 と同様に、カラーピクセル数に基づいて複数の候補画像データの選定を行う（ステップ S 309）。

【0095】

続いて、制御プロセッサ 18 は、超音波プローブ 2 の位置（ x, y, z ）および姿勢（ $\theta x, \theta y, \theta z$ ）に基づいて候補画像データの絞り込みを行う（ステップ S 310）。

【0096】

具体的には、まず制御プロセッサ 18 は、ステップ S 309 にて選定した複数の候補画像データに対応する時相の位置（ x, y, z ）および姿勢（ $\theta x, \theta y, \theta z$ ）を記憶部 19 から読み込む。読み込んだ位置（ x, y, z ）および姿勢（ $\theta x, \theta y, \theta z$ ）のプロ

50

ットの概念図を図 15, 図 16 に示す。

【0097】

図 15 は、ステップ S 309 にて選定した複数の候補画像データに対応する時相の位置 (x, y, z) において、X 座標 x をプロットしたものである。先ず、最も時相が若い時間 t_1 における位置を基準として考える。制御プロセッサ 18 は、時間 t_1 における位置から予め定められた閾値だけ正負方向にずらした参照位置 $RP1$ 、 $RP2$ を設定し、この参照位置 $RP1$ と $RP2$ の間にプロットを持つ時相を特定する。この閾値は、参照位置 $RP1$ 、 $RP2$ を上限および下限とした範囲内にあるプロットを、基準としたプロットと同一位置にあるとみなせる値に設定する。図 15 においては、このとき設定された参照位置 $RP1$ 、 $RP2$ を参照位置 $RP1-1$ 、 $RP2-1$ と表記している。図 15 において、参照位置 $RP1-1$ と $RP2-1$ の間にプロットを持つのは、時間 t_1 以外に時間 t_2 のみである。制御プロセッサ 18 は、Y 座標 y 、Z 座標 z においても参照位置 $RP1$ 、 $RP2$ を用いた同様の分析を行い、X 座標 x 、Y 座標 y 、Z 座標 z の全てにおいて参照位置 $RP1$ と $RP2$ の間にプロットを持つ時相を特定する。このような分析の結果、図 15 の例において時間 t_2 に対応する位置 (x, y, z) のみが時間 t_1 に対応する位置 (x, y, z) と略同一の位置であると特定されたとする。

10

【0098】

続いて、制御プロセッサ 18 は、プローブの姿勢 ($\theta x, \theta y, \theta z$) を分析する。図 15 に示した時間 $t_1 \sim t_8$ において、X 軸についての回転角度 θx をプロットした概念図を図 16 に示す。制御プロセッサ 18 は、時間 t_1 における回転角度を基準として、予め定められた閾値だけ正負方向にずらした参照角度 $RD1$ 、 $RD2$ を設定する。この閾値は、参照角度 $RD1$ 、 $RD2$ を上限および下限とした範囲内にあるプロットを、基準としたプロットと同一姿勢であるとみなせる値に設定する。図 16 においては、このとき設定された参照角度 $RD1$ 、 $RD2$ を参照角度 $RD1-1$ 、 $RD2-1$ と表記している。図 16 において、時間 t_1 に対応するプロット以外に、時間 $t_2 \sim t_5$ に対応するプロットが参照角度 $RD1-1$ から $RD2-1$ の範囲内に収まっている。制御プロセッサ 18 は、回転角度 θy 、回転角度 θz においても参照角度 $RD1$ 、 $RD2$ を用いた同様の分析を行い、回転角度 θx 、 θy 、 θz の全てにおいて参照角度 $RD1$ と $RD2$ の間にプロットを持つ時相を特定する。このような分析の結果、図 16 の例において時間 $t_2 \sim t_5$ に対応する姿勢 ($\theta x, \theta y, \theta z$) が時間 t_1 に対応する姿勢 ($\theta x, \theta y, \theta z$) と略同一であると特定されたとする。

20

30

【0099】

最後に、制御プロセッサ 18 は、位置 (x, y, z) の分析によって特定した時相と、姿勢 ($\theta x, \theta y, \theta z$) の分析により特定した時相とで共通する時相を特定し、特定した時相および基準とした時相のそれぞれに対応するドブラ画像データのうち、ステップ S 305 にて算出したカラーピクセル数が最も多い 1 つとそれに対応する B モード画像データとを候補画像データとして選定する。例えば図 15, 図 16 の例において、制御プロセッサ 18 は、位置 (x, y, z) の分析によって特定した時間 t_2 および姿勢 ($\theta x, \theta y, \theta z$) の分析により特定した時間 $t_2 \sim t_5$ で共通する時間 t_2 と、基準とした時間 t_1 とに対応する B モード画像データおよびドブラ画像データのうち、ステップ S 305 にて算出したカラーピクセル数が最も多い 1 つを候補画像データとして選定することになる。

40

【0100】

制御プロセッサ 18 は、位置 (x, y, z) の分析によって特定した時相と姿勢 ($\theta x, \theta y, \theta z$) の分析により特定した時相とで共通する時相および基準とした時相を除く時相を対象として、同様の分析と候補画像データの選定を繰り返す。例えば図 15, 図 16 の例においては、時間 $t_3 \sim t_8$ が次の分析および選定の対象となる。図 15 の例において、制御プロセッサ 18 は、時間 t_3 におけるプロットを基準として新たに参照位置 $RP1$ 、 $RP2$ を設定する。図 15 においては、このとき設定された参照位置 $RP1$ 、 $RP2$ を参照位置 $RP1-2$ 、 $RP2-2$ と表記している。図 15 において、参照位置 $RP1-$

50

2とRP2-2の間にプロットを持つのは、時間 t_3 以外に時間 $t_4 \sim t_8$ である。制御プロセッサ18は、Y座標 y 、Z座標 z においても参照位置RP1、RP2を用いた同様の分析を行い、X座標 x 、Y座標 y 、Z座標 z の全てにおいて参照位置RP1とRP2の間にプロットを持つ時相を特定する。このような分析の結果、図15の例において時間 $t_4 \sim t_8$ に対応する位置(x, y, z)が時間 t_3 に対応する位置(x, y, z)と略同一の位置であると特定されたとする。

【0101】

続いて、制御プロセッサ18は、プローブの姿勢($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)を分析する。図16の例において、制御プロセッサ18は、時間 t_3 における回転角度 θ_x を基準として、予め定められた閾値だけ正負方向にずらした参照角度RD1、RD2を設定する。図16においては、このとき設定された参照角度RD1、RD2を参照角度RD1-2、RD2-2と表記している。図16において、時間 t_3 に対応するプロット以外に、時間 t_4 、 t_5 に対応するプロットが参照角度RD1-2からRD2-2の範囲内に収まっている。

10

【0102】

制御プロセッサ18は、回転角度 θ_y 、回転角度 θ_z においても参照角度RD1、RD2を用いた同様の分析を行い、回転角度 θ_x 、 θ_y 、 θ_z の全てにおいて参照角度RD1とRD2の間にプロットを持つ時相を特定する。このような分析の結果、図16の例において時間 t_4 、 t_5 に対応する姿勢($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)が時間 t_3 に対応する姿勢($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)と略同一であると特定されたとする。

【0103】

20

最後に、制御プロセッサ18は、位置(x, y, z)の分析によって特定した時間 $t_4 \sim t_8$ および姿勢($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)の分析により特定した時間 t_4 、 t_5 で共通する時間 t_4 、 t_5 と、基準とした時間 t_3 とに対応するドブラ画像データのうち、ステップS305にて算出したカラーピクセル数が最も多い1つとそれに対応するBモード画像データを2つ目の候補画像データとして選定する。

【0104】

その後、制御プロセッサ18は、位置(x, y, z)の分析によって特定した時相と姿勢($\theta_x, \theta_y, \theta_z$)の分析により特定した時相とで共通する時相および基準とした時相を除く時相を対象として、同様の分析と候補画像データの選定を繰り返す。例えば図15、図16の例においては時間 $t_6 \sim t_8$ が次の分析および選定の対象となり、制御プロセッサ18はこれらの時相に対応するBモード画像データおよびドブラ画像データのなかから3つ目の候補画像データを選定する。この3つ目の候補画像データを選定する際に使用する参照位置RP1、RP2を図15においては参照位置RP1-3、RP2-3と表記している。また、この3つ目の候補画像データを選定する際に使用する参照角度RD1、RD2を図16においては参照角度RD1-3、RD2-3と表記している。制御プロセッサ18は、このような処理を、分析および選定の対象となる時相がなくなるまで実行する。

30

【0105】

ステップS310の後、制御プロセッサ18は、ステップS111と同様にステップS310にて絞り込まれた複数の候補画像データに係る複数の超音波画像(Bモード画像+ドブラ画像)を表示するための処理を実行する(ステップS311)。複数の超音波画像は時系列に表示してもよいし、カラーピクセル数の大きいものから順に表示してもよい。

40

【0106】

また、全てあるいは予め定められた数の超音波画像を並べて同時に表示してもよい。また、超音波画像に併せて、各超音波画像における所定領域内の血流面積あるいは面積率を表示してもよい。

【0107】

以上説明した第3の実施形態の構成においても、第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0108】

50

(第4の実施形態)

第4の実施形態について説明する。

本実施形態では、超音波診断装置において保存された動画データあるいは一連の静止画データを読み込み、自動的に画像データの選定を行う画像処理装置を開示する。

【0109】

図17は、本実施形態に係る画像処理装置の要部構成を示すブロック図である。

当該画像処理装置の本体100は、制御プロセッサ101と、モニタ102と、操作パネル103と、記憶部104と、データ入出力部105とを備える。

【0110】

制御プロセッサ101は、例えばCPUやROMおよびRAM等のメモリを主体として構成され、装置本体100の動作を制御する制御部として機能する。制御プロセッサ101は、記憶部104から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0111】

モニタ102は、超音波診断装置にて得られたBモード画像データやドブラ画像データに基づく超音波画像や、各種のグラフィカルユーザインターフェイスなどを選択的に表示する。

【0112】

操作パネル103は、オペレータからの各種指示を取り込むための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、およびキーボード等を備える。

【0113】

記憶部104は、各種の制御プログラム、解析プログラムを記憶する。また、記憶部104は、当該画像処理装置が取り込んだ画像データや数値データを保持しておく役割も果たす。

【0114】

データ入出力部105は、LAN等のネットワークと装置本体100とを接続する。このネットワークには、超音波診断装置や病院内の情報処理システムも接続されている。また、データ入出力部105は、外部記憶装置106と装置本体100とを接続する。データ入出力部105は、ネットワークに接続された装置や外部記憶装置106との間でデータを送受信する。

【0115】

本実施形態における動作の流れにつき、図18のフローチャートを用いて説明する。基本的な動作の流れは第1の実施形態と同様である。但し、当該画像処理装置は超音波の送受信および画像データの生成を行わずに、Bモード画像データおよびドブラ画像データをデータ入出力部105に接続されたネットワークや外部記憶装置106から読み込んで処理する点異なる。

【0116】

以下の説明においては、第1の実施形態におけるステップS101～S104の処理をネットワークに接続された超音波診断装置が既に実行しており、その結果得られた1～N（Nは整数）の各時相に対応するBモード画像データおよびドブラ画像データと、各ドブラ画像データにおける第1関心領域内に関する速度情報および速度分散情報（速度の平均値、分散の平均値、速度の分散値等）とが、画像生成の時相を判別できるような態様にて外部記憶装置106に保存されているものとする。

【0117】

操作パネル103の操作によりオペレータが処理の開始を指示すると、まず制御プロセッサ101は、データ入出力部105を介して外部記憶装置106からi番目の時相に対応するBモード画像データを読み込んで記憶部104に保存し（ステップS401）、外部記憶装置106からi番目の時相に対応するドブラ画像データを読み込んで記憶部104に保存し（ステップS402）、外部記憶装置106からi番目の時相に対応する第1関心領域内の速度情報および速度分散情報を読み込んで記憶部104に保存する（ステッ

10

20

30

40

50

ブ S 4 0 3)。なお、 i は制御プロセッサ 1 0 1 が自身のメモリに生成するカウンタの値であり、1 以上且つ N 以下の整数である。カウンタ i は、処理の開始が指示された当初においては $i = 1$ であり、ステップ S 4 0 1 ~ S 4 0 3 が実行される度に 1 ずつインクリメントされる。

【 0 1 1 8 】

続いて制御プロセッサ 1 0 1 は、ステップ S 1 0 5 と同様の手法で、ステップ S 4 0 1 にて得られた B モード画像データに基づいてセグメンテーションと関心領域 (第 2 関心領域) の設定を行う (ステップ S 4 0 4)。第 2 関心領域を設定した後、制御プロセッサ 1 0 1 は、ステップ S 1 0 6 と同様の手法で、ステップ S 4 0 2 にて読み込んだドブラ画像データにおいて、ステップ S 4 0 4 にて設定した第 2 関心領域に含まれるドブラ信号のカラーピクセル数を算出する (ステップ S 4 0 5)。制御プロセッサ 1 0 1 は、算出したカラーピクセル数を、ステップ S 4 0 2 にて読み込んで記憶部 1 0 4 に保存したドブラ画像データに対応付けて記憶部 1 0 4 に保存する。

10

【 0 1 1 9 】

ステップ S 4 0 5 の後、制御プロセッサ 1 0 1 は、カウンタ i が N に達したか否かを判定する (ステップ S 4 0 6)。カウンタ i が N に達していないならば (ステップ S 4 0 6 の No)、制御プロセッサ 1 0 1 は、カウンタ i を 1 つインクリメントしてステップ S 4 0 1 ~ S 4 0 5 を再度実行する。

【 0 1 2 0 】

やがてカウンタ i が N に達すると (ステップ S 4 0 6 の Yes)、制御プロセッサ 1 0 1 は、繰り返し実行されたステップ S 4 0 1 およびステップ S 4 0 2 にて順次保存された複数の B モード画像データおよびドブラ画像データの中から、診断に適した候補画像データを選定するための処理を実行するとともに (ステップ S 4 0 7 ~ S 4 0 9)、選定した候補画像データをモニタ 1 0 2 に表示する (ステップ S 4 1 0)。ステップ S 4 0 7 ~ S 4 1 0 はステップ S 1 0 8 ~ S 1 1 1 と同様であるため説明を省略する。

20

【 0 1 2 1 】

本実施形態に係る画像処理装置によれば、超音波診断装置を用いた検査時に複数の画像データを一時的に保存しておいて後から画像データを見直して最終的にレポートなどに残す画像を選定する際に、オペレータの負担を軽減し、より少ない時間で診断に有用な画像データを選定することができる。検査者と画像データの読影者が異なる場合には特に有用である。検査者は、自身で診断に有用な画像データを選定する必要はなく、集中してスキャンを行うことができる。また、読影者は検査者により保存された一連の画像データを後から短時間で効率的に確認し、診断に有用な画像データを選定することができる。これにより、検査者の主観により画像データの取捨選択がなされることによる誤診の可能性を防ぎ、読影者により信頼性のある診断情報を提供することができる。

30

【 0 1 2 2 】

その他にも、第 1 の実施形態と同様の効果を奏する。

【 0 1 2 3 】

(第 5 の実施形態)

第 5 の実施形態について説明する。

40

本実施形態では、図 1 7 に示した画像処理装置において、第 2 の実施形態と同様に、カラー R O I (第 1 関心領域) 全体でカラーピクセル数を算出し、算出されたカラーピクセル数のみに基づいて不適切な画像データを排除し、残った画像データのカラーピクセル数に基づいて画像データ群を複数領域に区分し、各区分の中から限られた数の候補画像データを抽出する点で第 4 の実施形態と相違する。

【 0 1 2 4 】

本実施形態における動作の流れにつき、図 1 9 のフローチャートを用いて説明する。基本的な動作の流れは第 2 の実施形態と同様である。但し、当該画像処理装置は超音波の送受信および画像データの生成を行わずに、B モード画像データおよびドブラ画像データをデータ入出力部 1 0 5 に接続されたネットワークや外部記憶装置 1 0 6 から読み込んで処

50

理する点が異なる。

【0125】

以下の説明においては、第4の実施形態と同様に、1～Nの各時相に対応するBモード画像データおよびドブラ画像データと、各ドブラ画像データにおける第1関心領域内に関する速度情報および速度分散情報（速度の平均値、分散の平均値、速度の分散値等）とが、画像生成の時相を判別できるような態様にて外部記憶装置106に保存されているものとする。

【0126】

操作パネル103の操作によりオペレータが処理の開始を指示すると、先ず制御プロセッサ101は、ステップS401と同様に外部記憶装置106からi番目の時相に対応するBモード画像データを読み込んで記憶部104に保存し（ステップS501）、ステップS402と同様に外部記憶装置106からi番目の時相に対応するドブラ画像データを読み込んで記憶部104に保存する（ステップS502）。

10

【0127】

続いて制御プロセッサ101は、ステップS204と同様の手法で、予め設定された閾値以上のパワー値を持ち、かつ第1関心領域の内部に含まれるカラーピクセルの総数を算出する（ステップS503）。制御プロセッサ101は、算出したカラーピクセル数を、ステップS502にて読み込んで記憶部104に保存したドブラ画像データに対応付けて記憶部104に保存する。

【0128】

ステップS503の後、制御プロセッサ101は、カウンタiがNに達したか否かを判定する（ステップS504）。カウンタiがNに達していないならば（ステップS504のNo）、制御プロセッサ101は、カウンタiを1つインクリメントしてステップS501～S503を再度実行する。

20

【0129】

やがてカウンタiがNに達すると（ステップS504のYes）、制御プロセッサ101は、繰り返し実行されたステップS501およびステップS502にて順次保存された複数のBモード画像データおよびドブラ画像データの中から、診断に適した候補画像データを選定するための処理を実行するとともに（ステップS505～S507）、選定した候補画像データをモニタ102に表示する（ステップS508）。ステップS505～S508はステップS206～S209と同様であるため説明を省略する。

30

【0130】

本実施形態に係る画像処理装置によれば、第2の実施形態および第4の実施形態と同様の効果が得られる。

【0131】

（第6の実施形態）

第6の実施形態について説明する。

本実施形態では、図17に示した画像処理装置において、第3の実施形態と同様に、超音波プローブの位置、姿勢、あるいは速度に関する情報を利用して診断に不適切な画像データを排除し、さらにこの情報を利用して候補画像データの絞り込みを行う点で第4の実施形態と相違する。

40

【0132】

本実施形態における動作の流れにつき、図20のフローチャートを用いて説明する。基本的な動作の流れは第3の実施形態と同様である。但し、当該画像処理装置は超音波の送受信および画像データの生成を行わずに、Bモード画像データおよびドブラ画像データをデータ入出力部105に接続されたネットワークや外部記憶装置106から読み込んで処理する点が異なる。

【0133】

以下の説明においては、第3の実施形態におけるステップS301～S303，S306の処理をネットワークに接続された超音波診断装置が既に行っており、その結果得ら

50

れた 1 ~ N (N は整数) の各時相に対応する B モード画像データおよびドブラ画像データと、超音波プローブ 2 の位置 (x, y, z)、姿勢 ($\theta x, \theta y, \theta z$)、および速度 ($v x, v y, v z$) とが、画像生成の時相を判別できるような態様にて外部記憶装置 106 に保存されているものとする。

【 0 1 3 4 】

操作パネル 103 の操作によりオペレータが処理の開始を指示すると、まず制御プロセッサ 101 は、データ入出力部 105 を介して外部記憶装置 106 から i 番目の時相に対応する B モード画像データを読み込んで記憶部 104 に保存し (ステップ S 6 0 1)、外部記憶装置 106 から i 番目の時相に対応するドブラ画像データを読み込んで記憶部 104 に保存し (ステップ S 6 0 2)、外部記憶装置 106 から i 番目の時相に対応する位置 (x, y, z)、姿勢 ($\theta x, \theta y, \theta z$)、および速度 ($v x, v y, v z$) を読み込んで記憶部 104 に保存する (ステップ S 6 0 3)。

10

【 0 1 3 5 】

その後、制御プロセッサ 101 は、ステップ S 105 と同様の手法で、ステップ S 6 0 1 にて読み込んだ B モード画像データに基づいてセグメンテーションと関心領域 (第 2 関心領域) の設定を行う (ステップ S 6 0 4)。さらに、制御プロセッサ 101 は、ステップ S 106 と同様の手法で、ステップ S 6 0 2 にて読み込んだドブラ画像データにおいてステップ S 6 0 4 にて設定された第 2 関心領域に含まれるドブラ信号のカラーピクセル数を算出する (ステップ S 6 0 5)。制御プロセッサ 101 は、算出したカラーピクセル数を、ステップ S 6 0 2 にて読み込んで記憶部 104 に保存したドブラ画像データに対応付けて保存する。

20

【 0 1 3 6 】

ステップ S 6 0 5 の後、制御プロセッサ 101 は、カウンタ i が N に達したか否かを判定する (ステップ S 6 0 6)。カウンタ i が N に達していないならば (ステップ S 6 0 6 の No)、制御プロセッサ 101 は、カウンタ i を 1 つインクリメントしてステップ S 6 0 1 ~ S 6 0 5 を再度実行する。

【 0 1 3 7 】

やがてカウンタ i が N に達すると (ステップ S 6 0 6 の Yes)、制御プロセッサ 101 は、繰り返し実行されたステップ S 6 0 1 およびステップ S 6 0 2 にて順次保存された複数の B モード画像データおよびドブラ画像データの中から、診断に適した候補画像データを選定するための処理を実行するとともに (ステップ S 6 0 7 ~ S 6 0 9)、選定した候補画像データをモニタ 102 に表示する (ステップ S 6 10)。ステップ S 6 0 7 ~ S 6 10 はステップ S 308 ~ S 311 と同様であるため説明を省略する。

30

【 0 1 3 8 】

本実施形態に係る画像処理装置によれば、第 3 の実施形態および第 4 の実施形態と同様の効果が得られる。

【 0 1 3 9 】

(変形例)

上記各実施形態にて開示した構成は、適宜変形することができる。

【 0 1 4 0 】

例えば各実施形態において、図 2, 図 7, 図 14, 図 18, 図 19 のフローチャートに示したうちのいくつかのステップに係る動作は省略することができる。また、各ステップに係る動作を実行する順番を適宜入れ替えてもよい。

40

【 0 1 4 1 】

また、速度の平均値等による診断に不適切な画像データの排除 (ステップ S 108, S 206, S 308, S 407, S 505, S 607) は省略してもよい。さらに、ステップ S 108, S 308, S 407, S 607 おいて、S 206 および S 505 と同様にカラーピクセル数に基づいて診断に不適切な画像データを排除してもよい。

【 0 1 4 2 】

また、第 2 関心領域の設定 (ステップ S 105, S 304, S 404, S 604) も省

50

略することが可能である。この場合、カラーピクセル数算出用の関心領域として第1関心領域を利用してもよいし、予め定められた別途の関心領域を利用してもよい。

【0143】

また、超音波診断装置に関する実施形態において、第2関心領域の設定（ステップS105，S304）やカラーピクセル数の算出・保存（ステップS106，S204，S305）は、オペレータによりスキャン停止指示が入力された後に実行されてもよい。

【0144】

さらに、画像類似度は、Bモード画像データではなくドブラ画像データに基づいて算出されてもよいし、両画像データに基づいて算出されてもよい。

【0145】

また、各実施形態においては、画像データの選定に使用するパラメータとしてドブラ画像データ（特にパワードブラ画像データ）のカラーピクセル数を採用する場合を例示した。近年、関節リウマチの超音波診断においては、パワードブラモードで関節腔内を観察し、関節腔内に占めるカラーピクセル数の割合を目安にして判定量スコアリングを行うことが一般的である。よって、カラーピクセル数に基づくことによって、もっとも効果的に、診断に有用な画像データが選定できると考えられる。しかし、各実施形態において画像データの選定に用いるパラメータは、必ずしもカラーピクセル数である必要はない。例えば当該パラメータとして、カラーピクセルのパワー値の総和を用いることができる。この場合、ノイズシグナルなどのパワー値の小さいカラーピクセルの影響を受けにくくなり、明らかに血流密度の高い信号が多く含まれる画像データを優先して選定することができる。

【0146】

さらに、当該パラメータとしてカラーピクセルの速度値の総和を用いることもできる。血流速度の大きな血流が含まれる画像を優先的に抽出したい場合に、このパラメータが有用である。

【0147】

また、各実施形態においては、選定された画像データをモニタ4，102に表示する場合を例示した。しかしながら、選定された画像データをモニタ4，102に直ぐに表示するのではなく、当該画像データに他の画像データとの識別用のタグを付しておくことで、後から簡単に当該画像データを閲覧できるようにしてもよい。また、トラックボールなどの操作で過去に収集した画像データを連続的に切り替えながら参照する際に、当該タグ付けされた画像の位置で切り替えが停止するようにしてもよい。

【0148】

また、第3，第6の実施形態において、ステップS310，S609では超音波プローブ2の位置（ x ， y ， z ）および姿勢（ θ_x ， θ_y ， θ_z ）の両方を用いて画像データを選定する場合を例示したが、どちらか一方のみ考慮するようにしてもよい。また、ステップS308，S310，S607，S609などでは、位置（ x ， y ， z ）、姿勢（ θ_x ， θ_y ， θ_z ）、および速度（ v_x ， v_y ， v_z ）における3軸すべての値を用いなくてもよい。

【0149】

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。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0150】

1...装置本体、2...超音波プローブ、3...入力装置、4...モニタ、11...超音波送信部、12...超音波受信部、13...Bモード処理部、14...ドブラ処理部、15...画像生成部、16...画像メモリ、17...画像合成部、18...制御プロセッサ、19...記憶部、20...

10

20

30

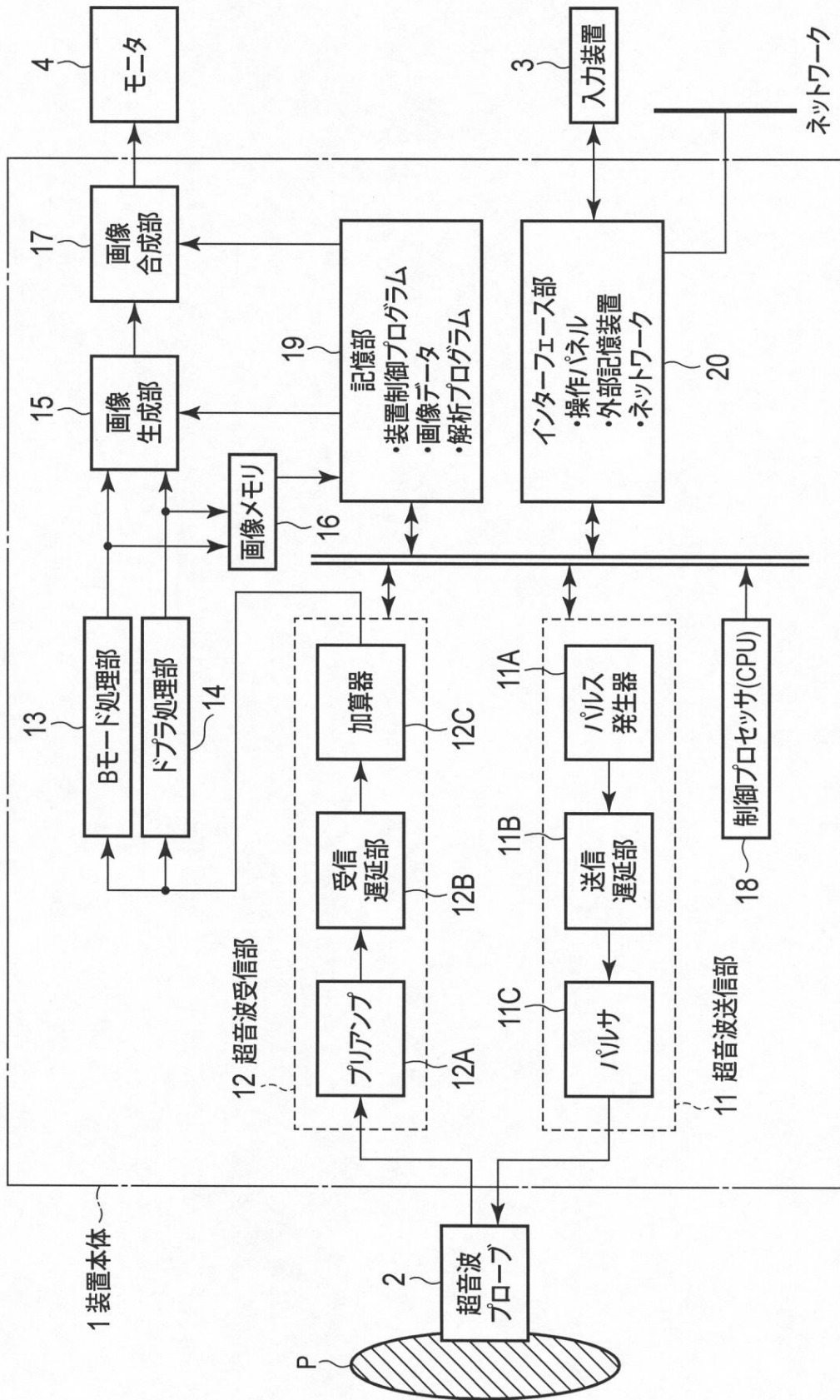
40

50

インタフェース部。

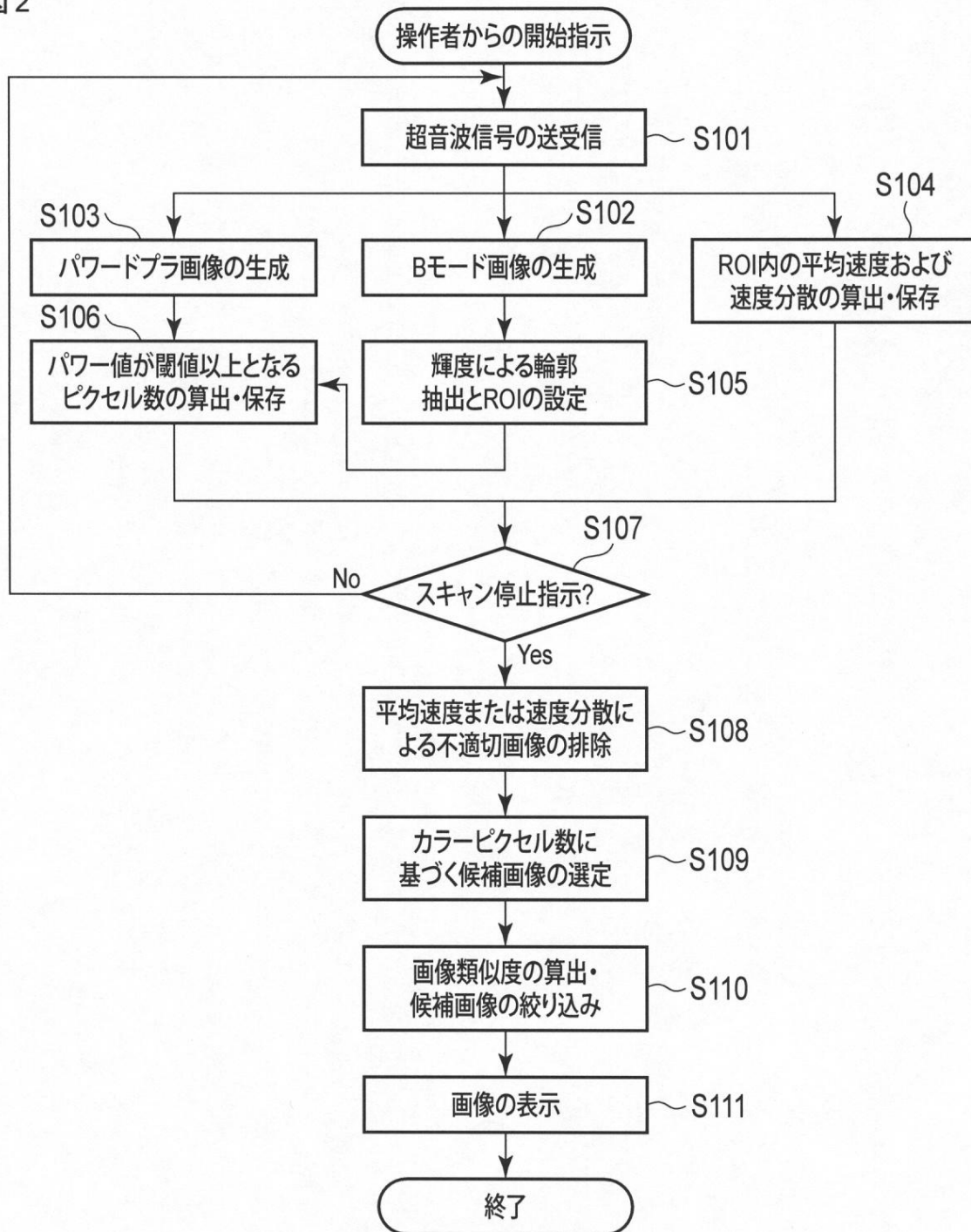
【図 1】

図 1



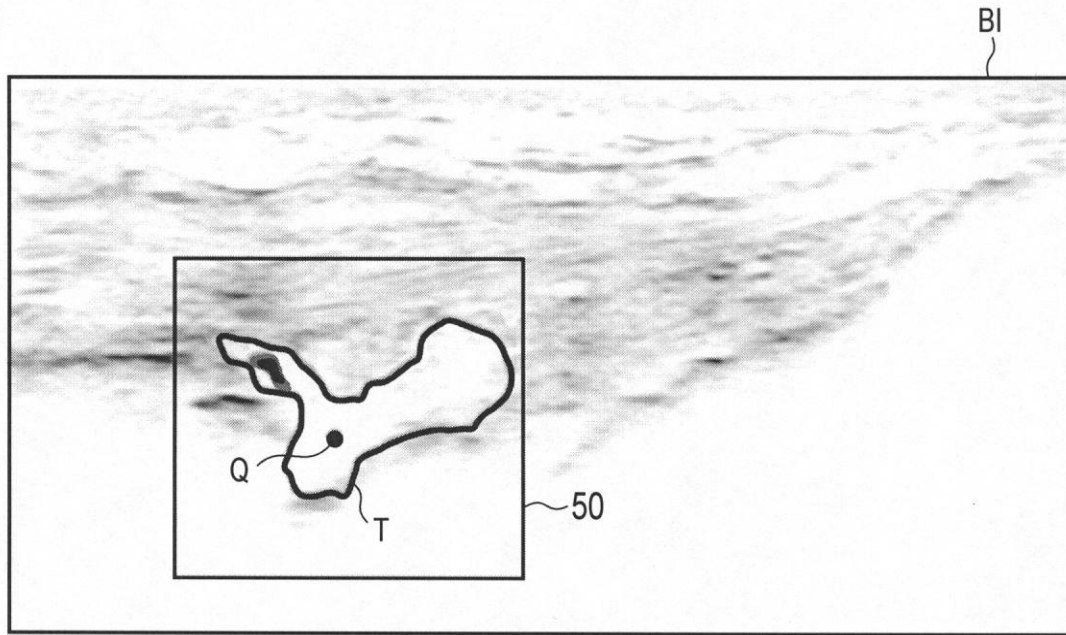
【図2】

図2



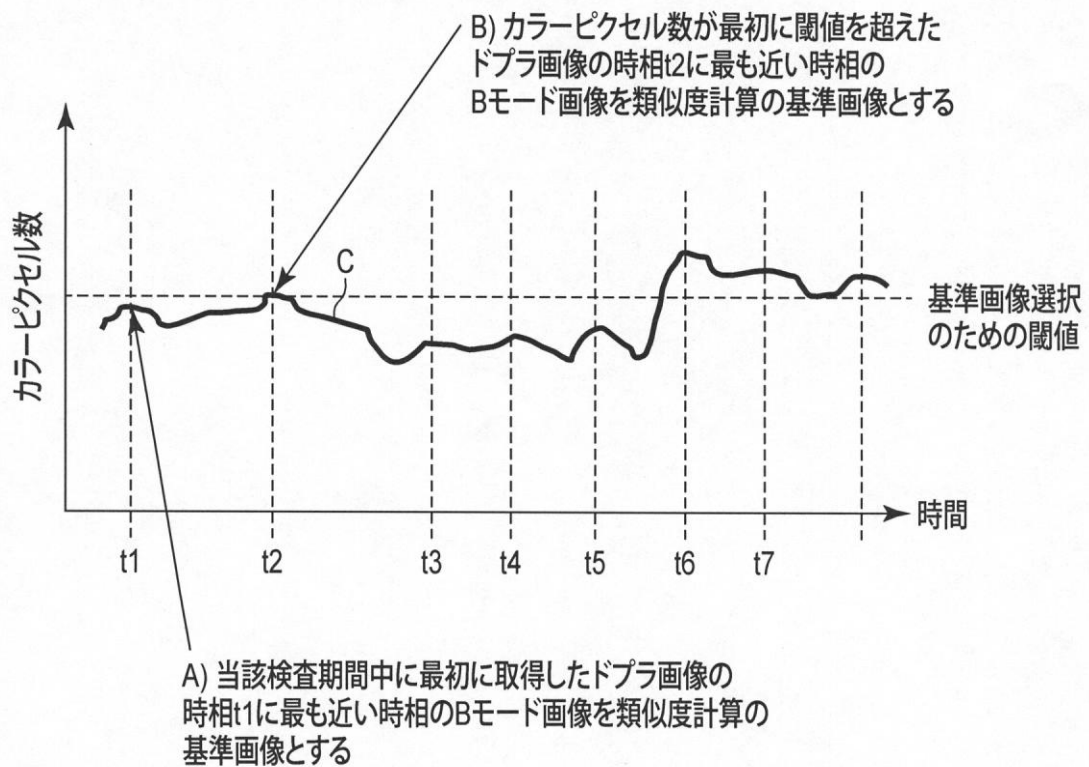
【図3】

図3



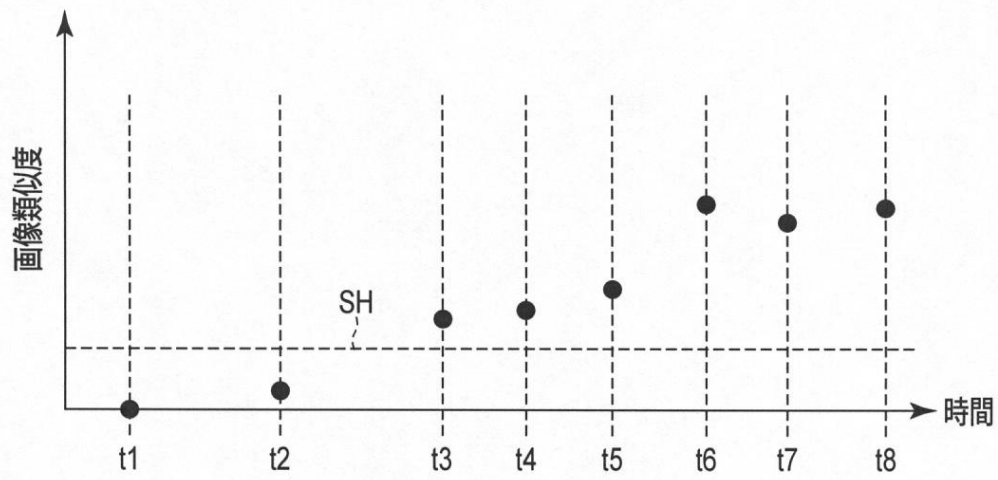
【図4】

図4



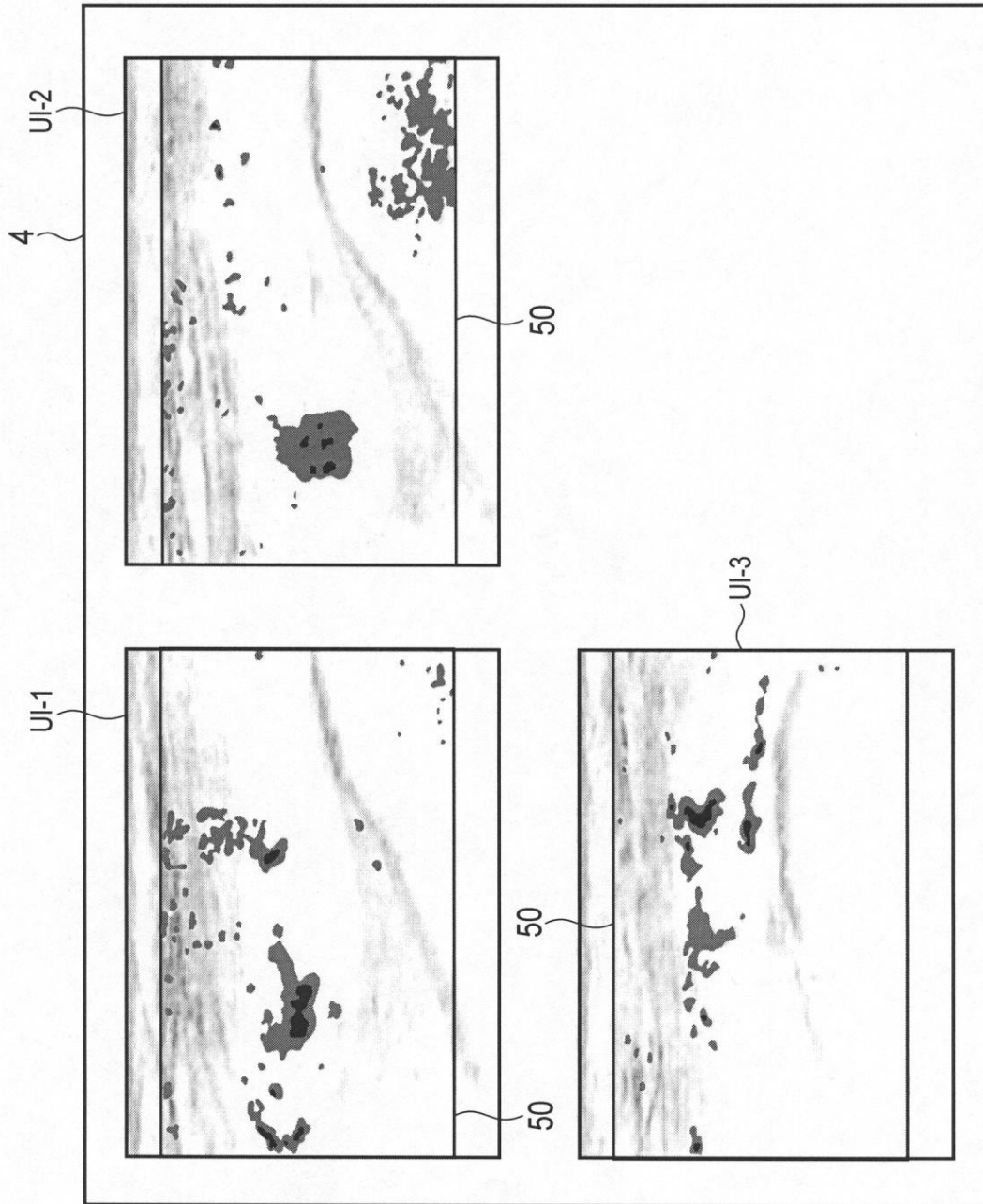
【 図 5 】

図 5



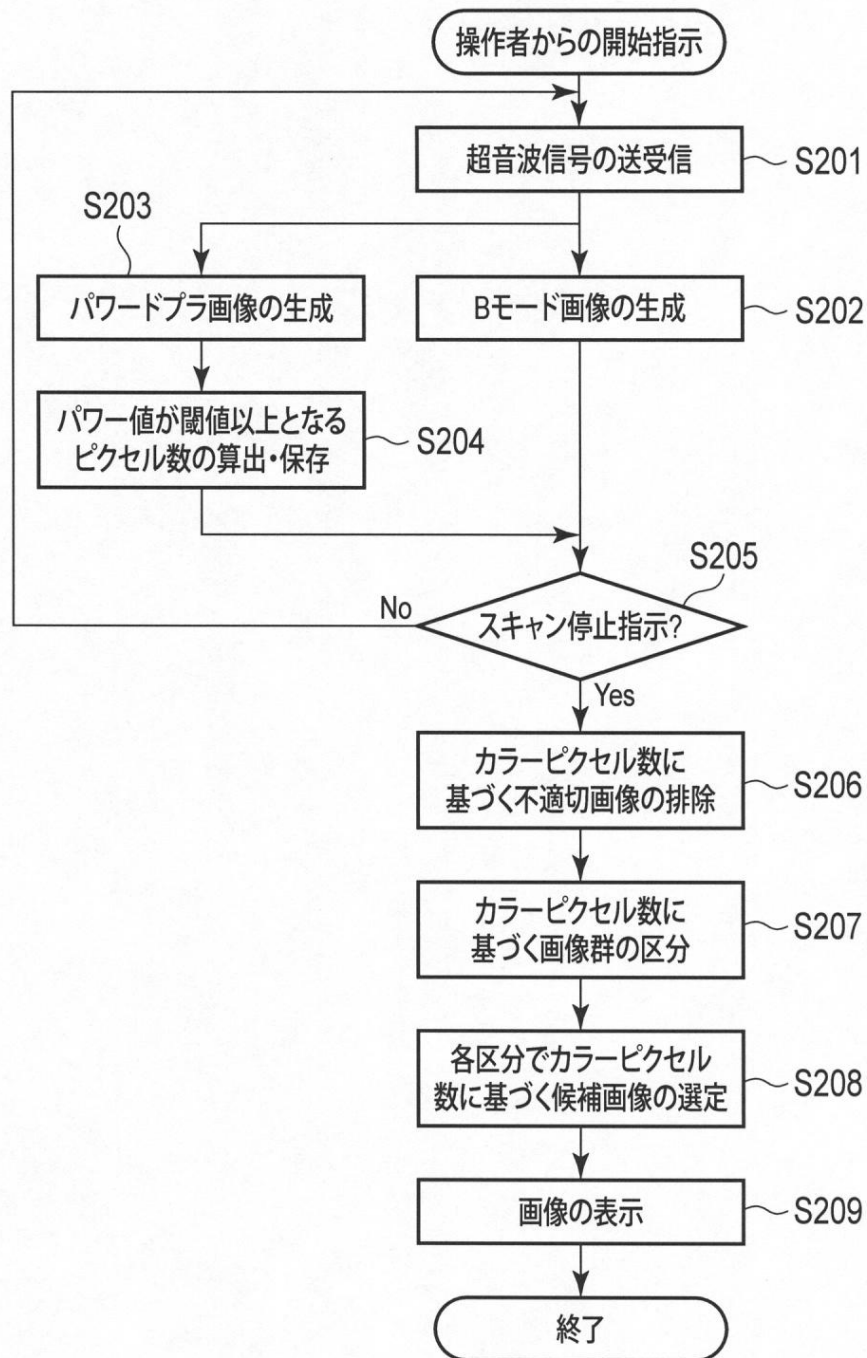
【図 6】

図 6



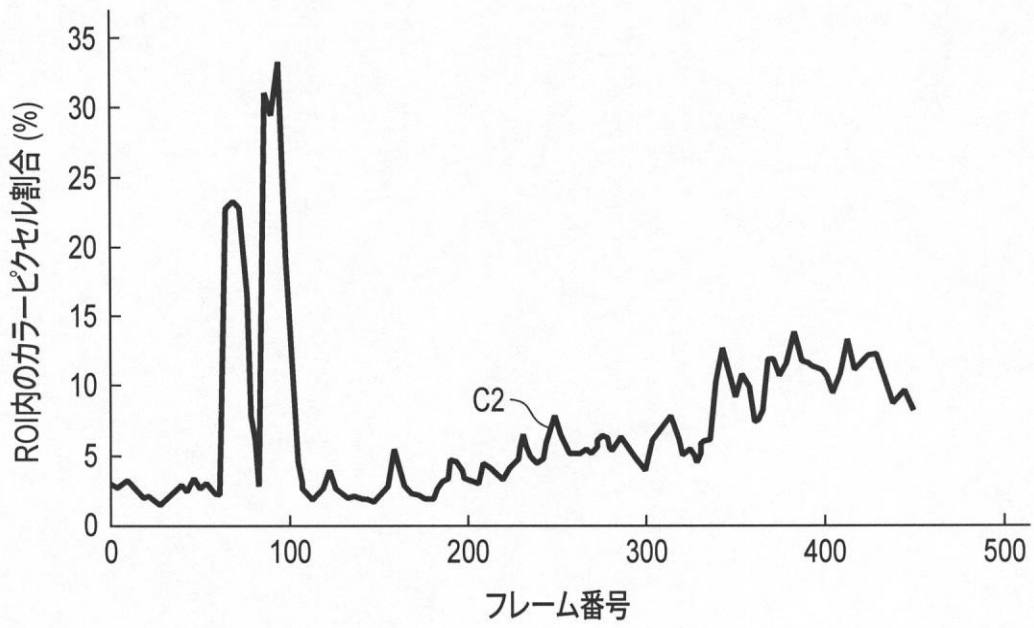
【図 7】

図 7



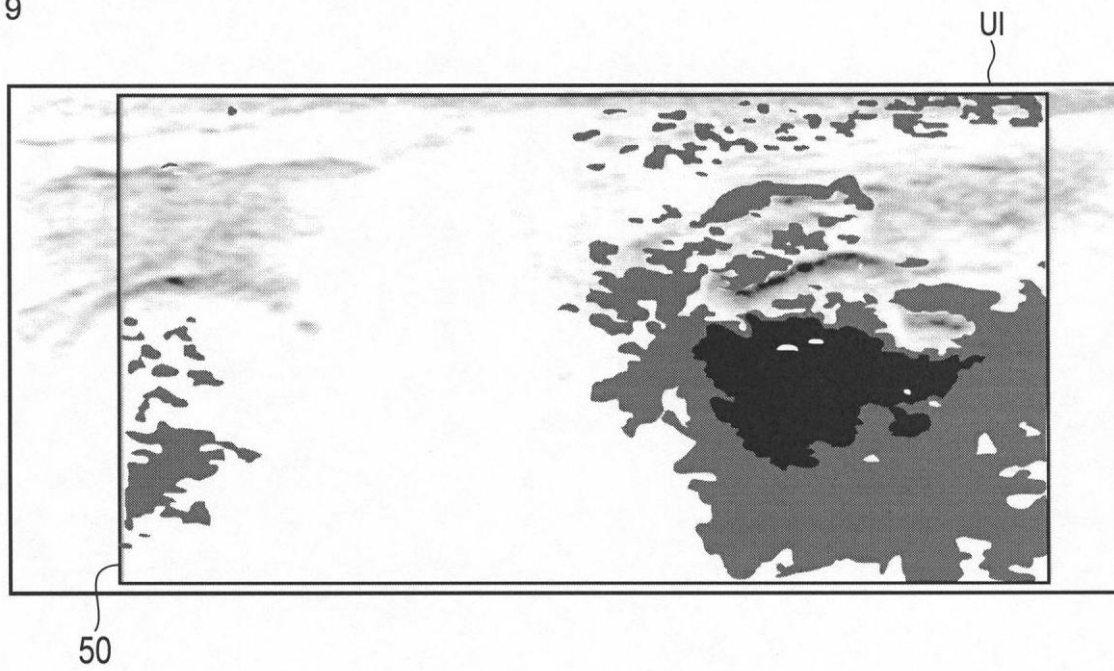
【図 8】

図 8



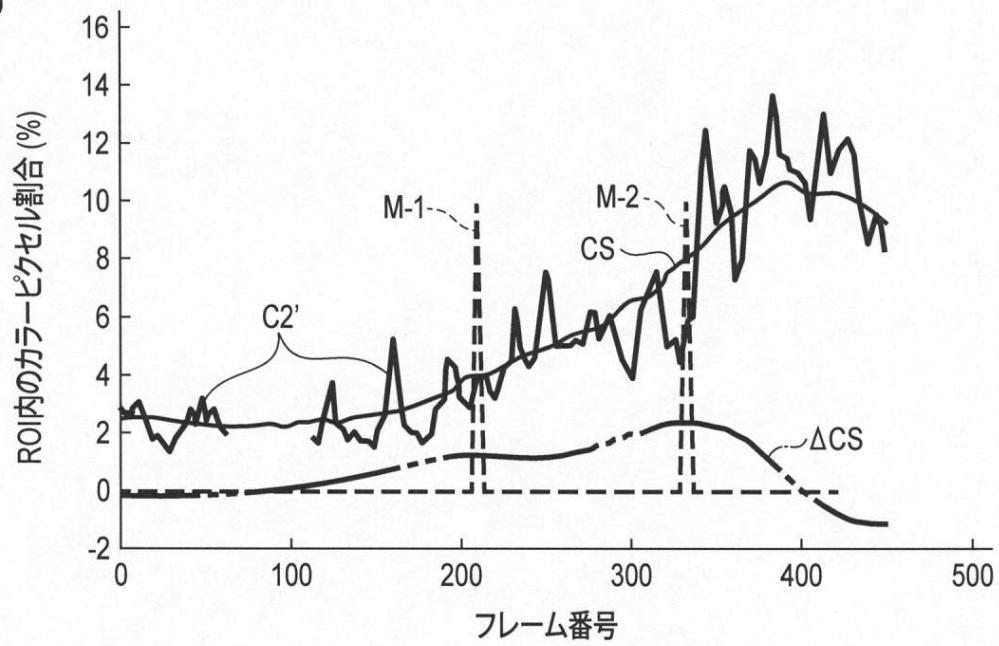
【図 9】

図 9



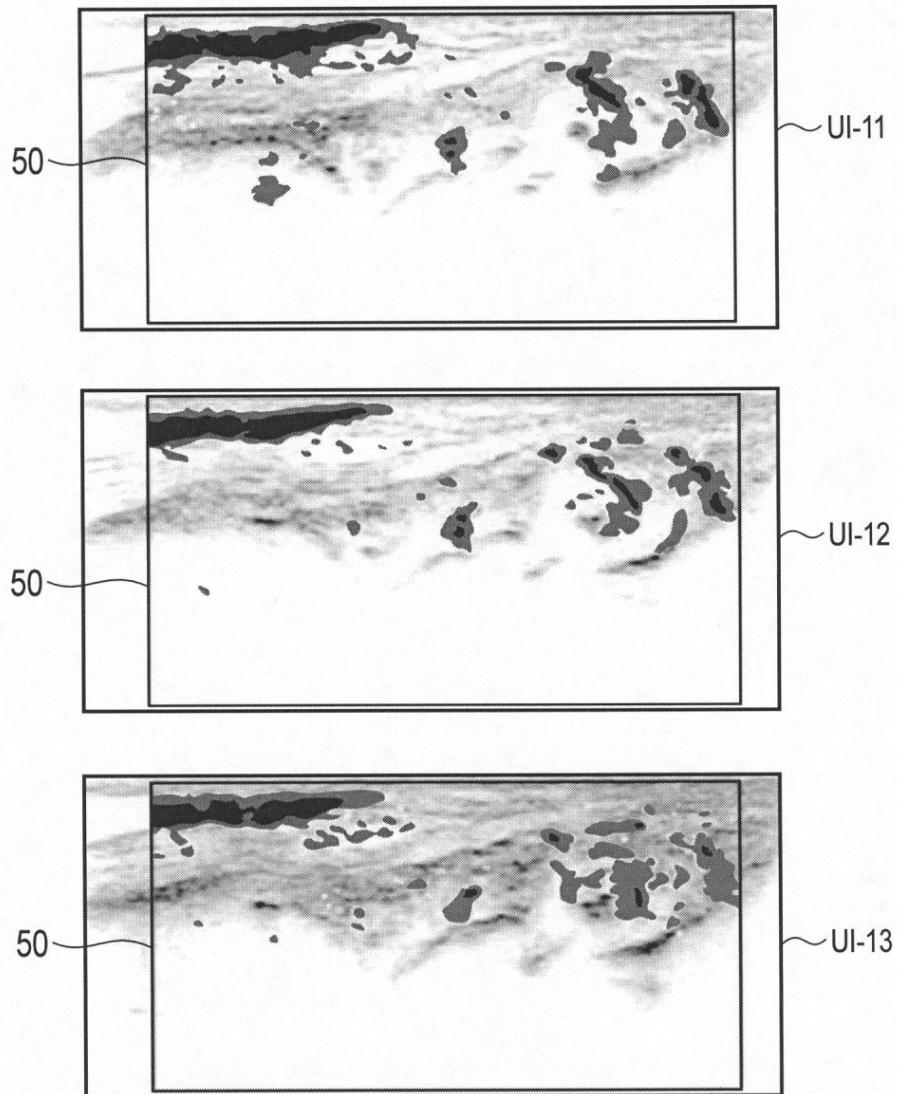
【図 10】

図 10



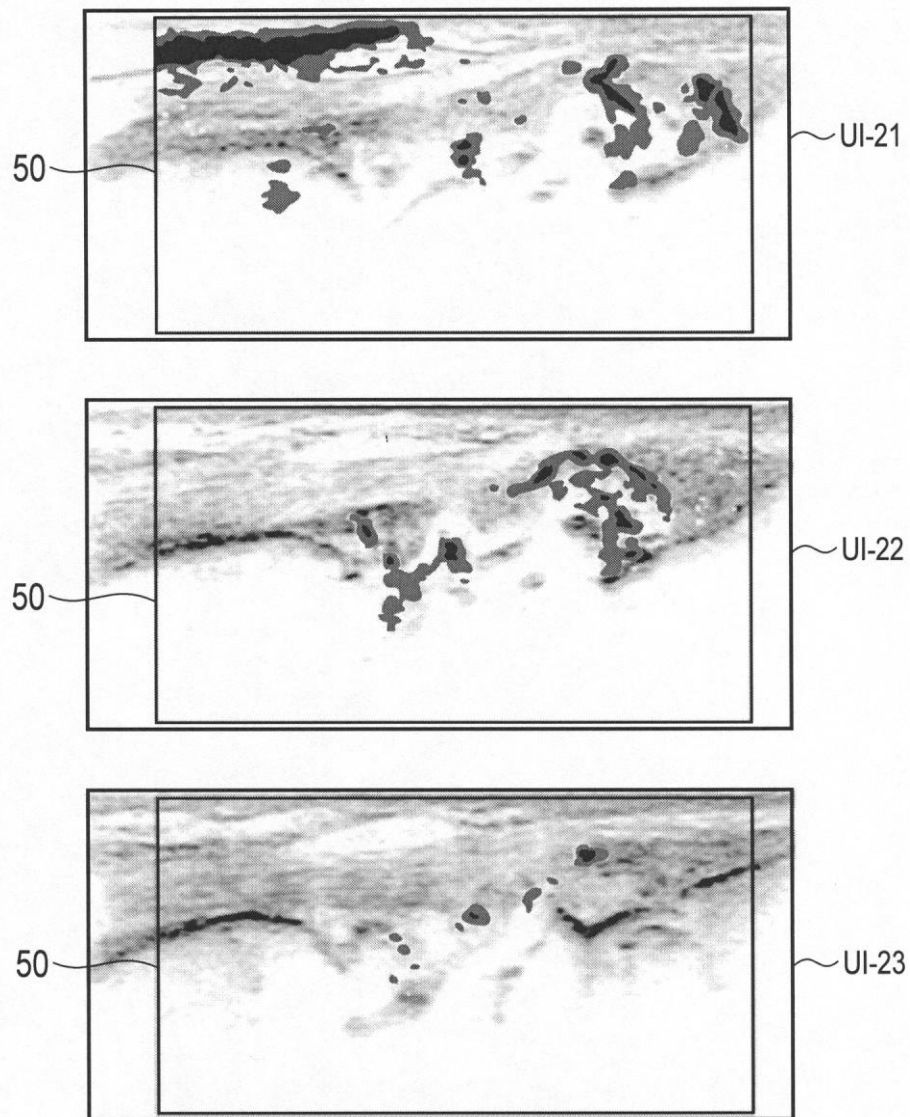
【図 11】

図 11



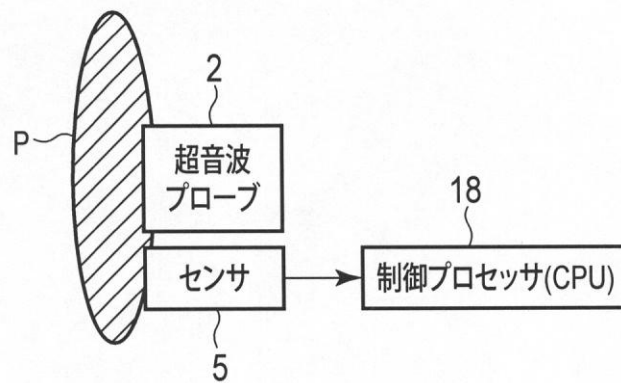
【図 1 2】

図 12



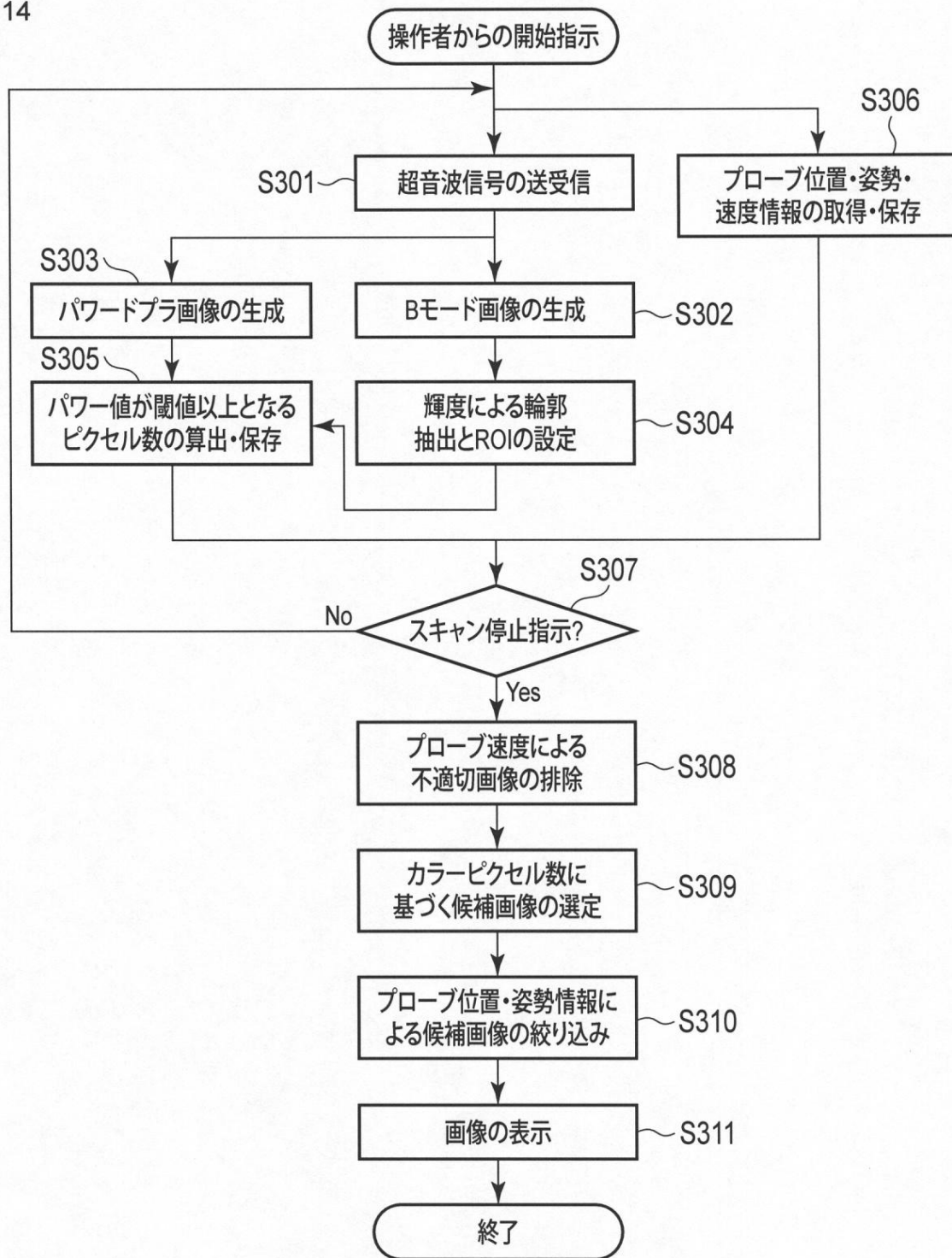
【図 1 3】

図 13



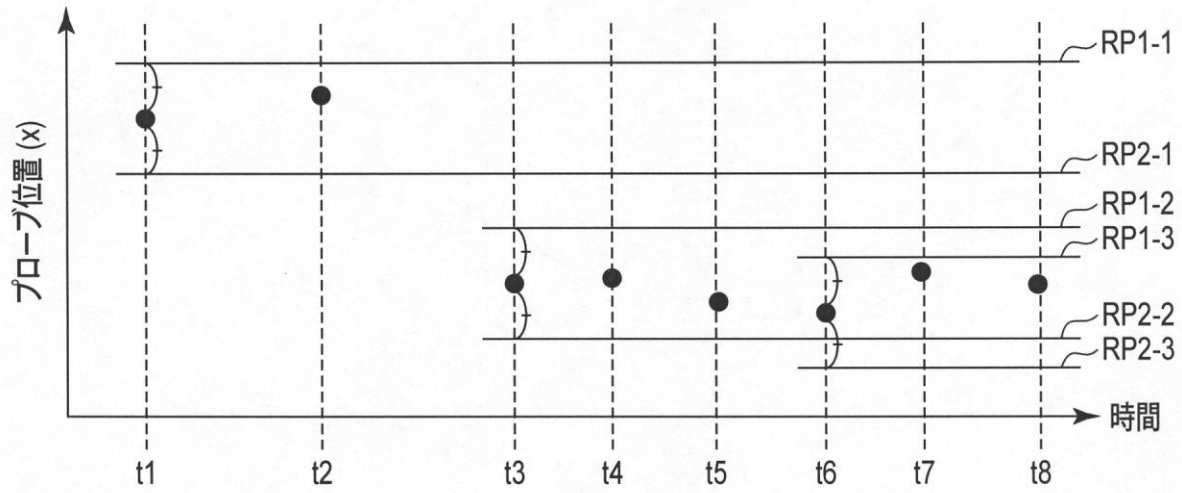
【図 14】

図 14



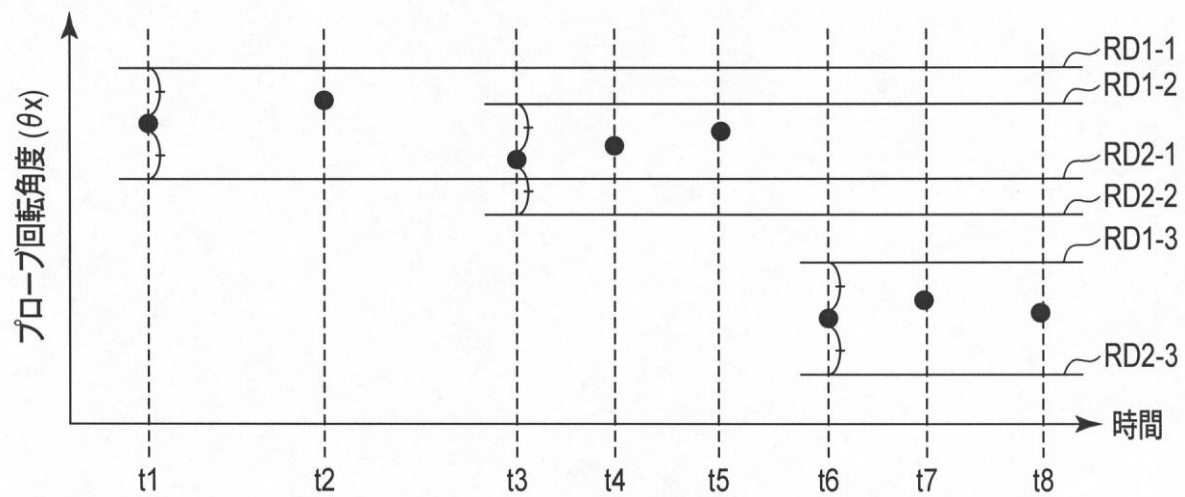
【図 15】

図 15



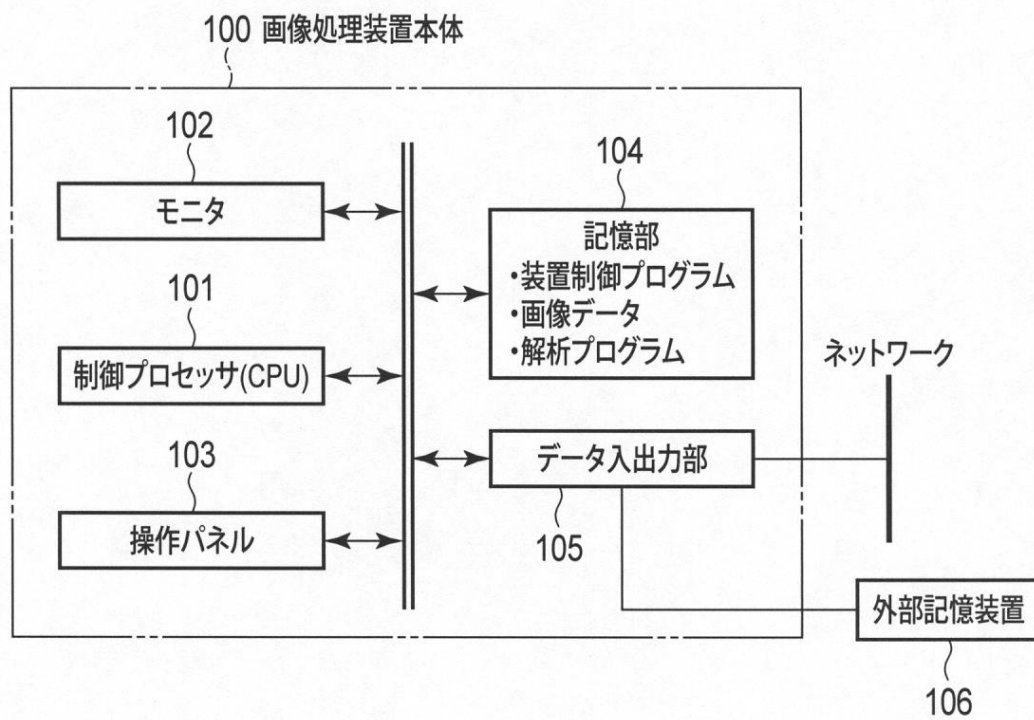
【図 16】

図 16



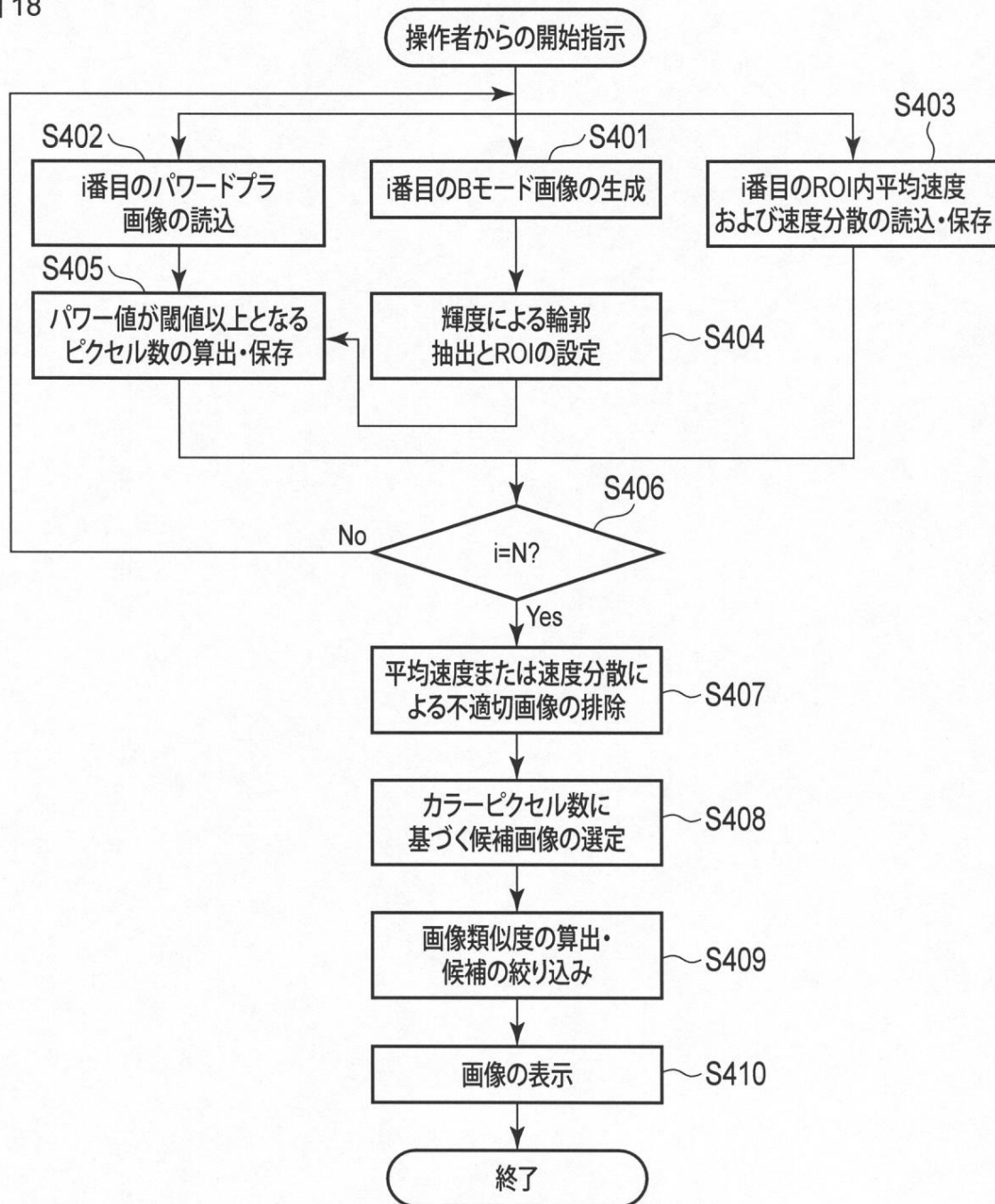
【図 17】

図 17



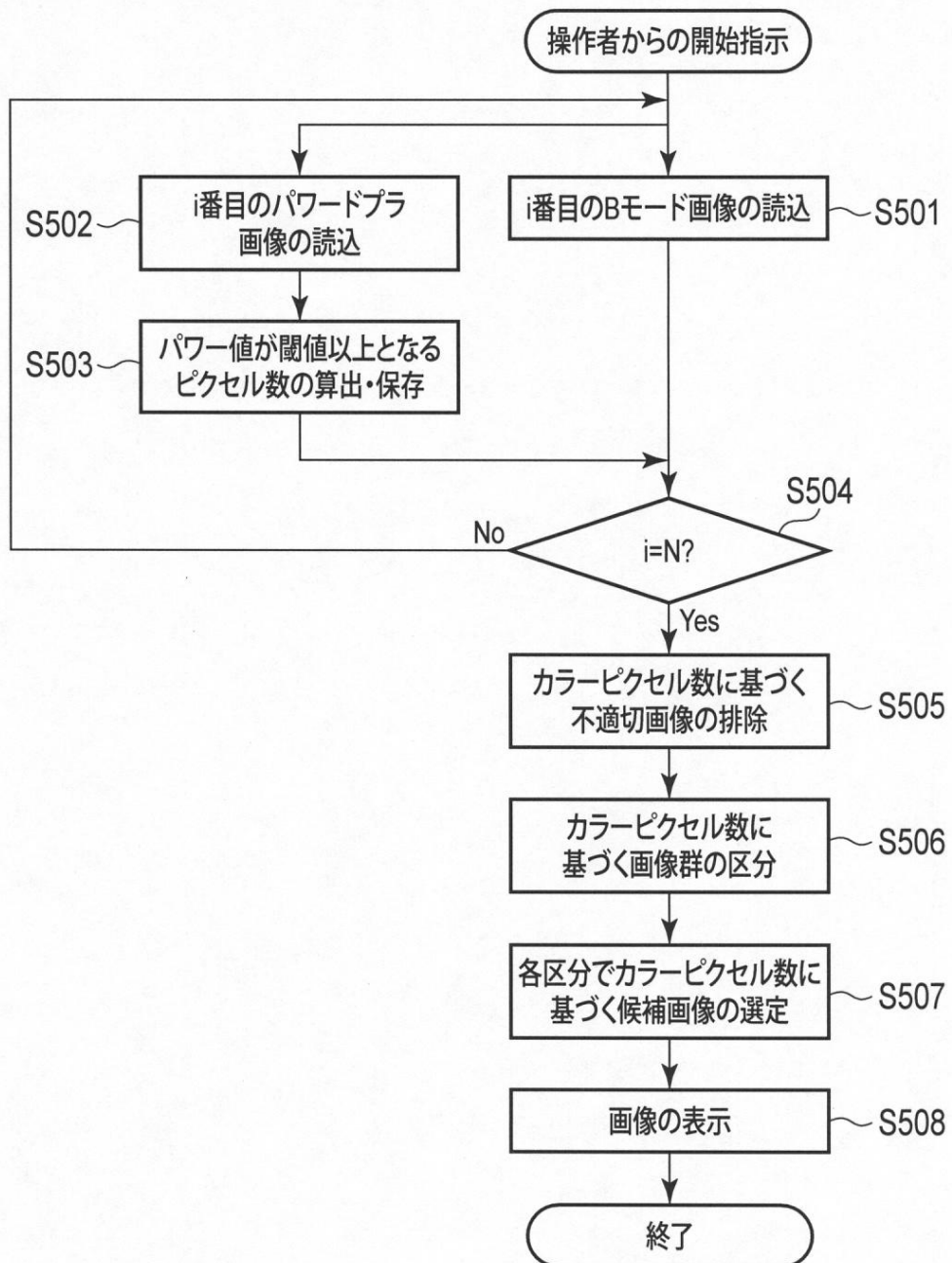
【図 18】

図 18



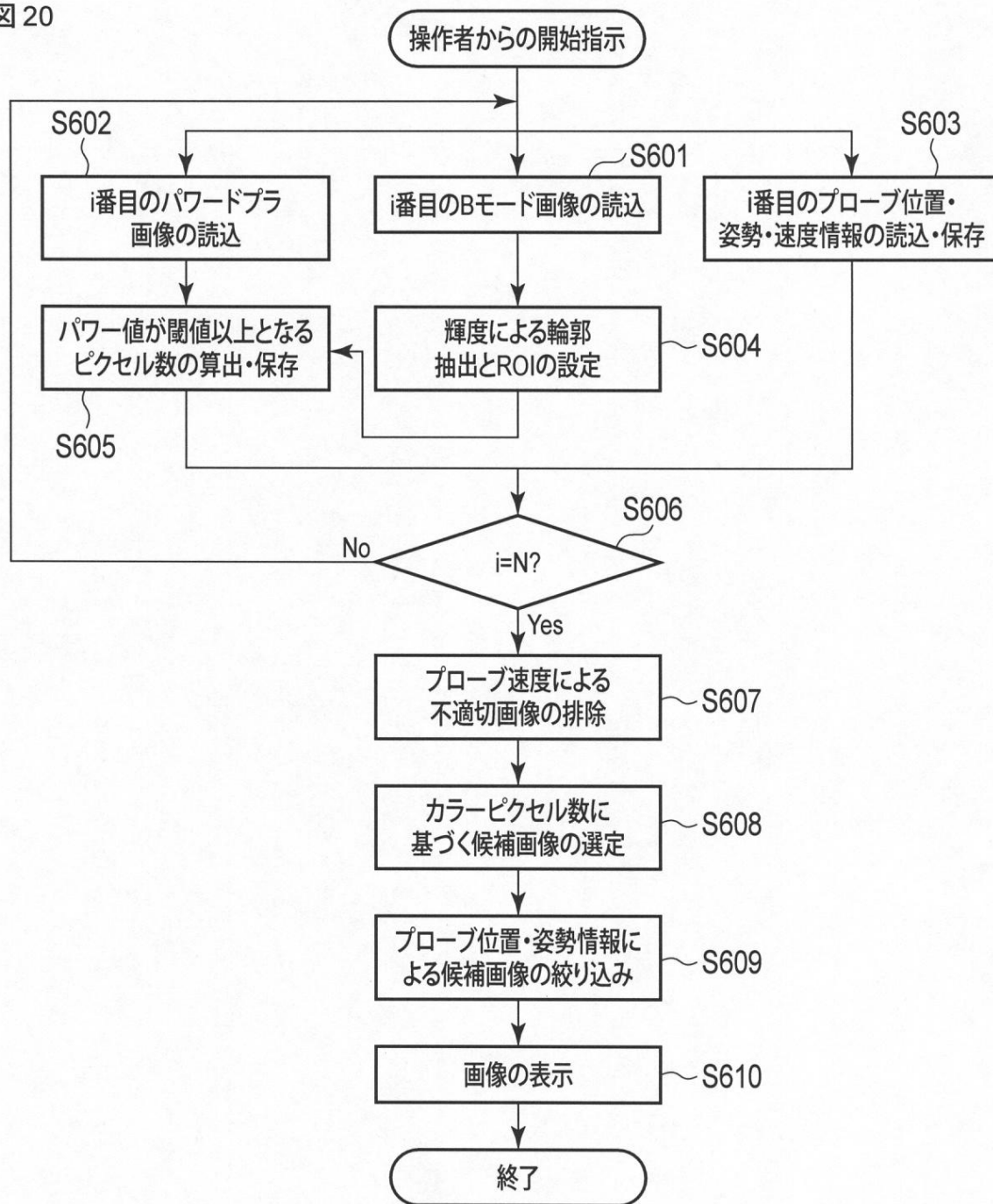
【図 19】

図 19



【図 20】

図 20



フロントページの続き

(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
(74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
(74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(72)発明者 金山 侑子
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
F ターム(参考) 4C601 DD03 DD19 DE01 FF08 JC04 JC09 JC19 JC37 KK02 KK28

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理方法		
公开(公告)号	JP2014121594A	公开(公告)日	2014-07-03
申请号	JP2013241378	申请日	2013-11-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	金山侑子		
发明人	金山 侑子		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4245 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/468 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD19 4C601/DE01 4C601/FF08 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC19 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK28		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
优先权	2012256645 2012-11-22 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：从通过发送和接收超声波获得的多个图像数据中选择适合于诊断的图像数据。超声波诊断装置包括：反复进行被检体的超声波扫描的发送接收单元（11、12）；以及基于该发送接收单元的输出来生成多个图像的数据的图像生成单元（13）。血流图像生成单元（14）基于发送/接收单元的输出生成多个血流图像的数据，计算多个图像之间的相似度，并基于相似度，从多个图像中计算相似度 识别至少两个具有低特性的图像，并且图像选择单元（15）从多个血流图像中选择与通过扫描时间识别的至少两个图像相对应的至少两个血流图像。显示单元（4），用于显示至少两个选择的血流图像。[选型图]图1

